

MÁRCIA REGINA DA SILVEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM CIMENTO RESINOSO
DUAL SUBMETIDO A DIFERENTES SIMULAÇÕES CLÍNICAS**

Florianópolis
2005

MÁRCIA REGINA DA SILVEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM CIMENTO RESINOSO
DUAL SUBMETIDO A DIFERENTES SIMULAÇÕES CLÍNICAS**

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

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Florianópolis
2005

S587a Silveira, Márcia Regina da

Avaliação da resistência flexural de um cimento resinoso dual submetido a diferentes simulações clínicas / Márcia Regina da Silveira; orientador Hamilton Pires Maia.– Florianópolis, 2005.
74f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Opção Materiais Dentários.

1. Cimentos de resina- análise. 2. Porcelana dentária. 3. Materiais dentários. I. Maia, Hamilton Pires. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU615.46

MÁRCIA REGINA DA SILVEIRA

“AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM CIMENTO RESINOSO DUAL SUBMETIDO A DIFERENTES SIMULAÇÕES CLÍNICAS”

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

Florianópolis, 01 de dezembro de 2005.

Prof. Dr. Ricardo de Sousa Vieira

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. Marcelo Guerino Pereira Couto
Membro

Dedico este trabalho aos meus pais Ademir e Lúcia, por todo o amor.

À minha irmã, Ana Luísa, pelo companheirismo.

Aos meus avós, João e Dorvalina, pelo exemplo de vida.

Vocês são as pessoas mais importantes da minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Hamilton Pires Maia**, meu orientador, por todos os ensinamentos, exigências e dedicação.

Ao **Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates**, pela confiança, pelo conhecimento e por estar sempre disposto a ajudar e esclarecer dúvidas.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain**, pelo conhecimento transmitido, pela gentileza no fornecimento de seus equipamentos e por acreditar no nosso potencial.

Aos meus sócios da Clínica OdontoVip, **Lilian**, minha grande amiga e irmã de coração e **César Augusto**.

Ao meu namorado **Diego**, por ser meu melhor amigo e me incentivar a lutar pelos meus ideais.

Aos meus colegas de Mestrado que se tornaram grandes amigos durante o curso e que conseguiram transformar as dificuldades em momentos descontraídos. **Cesar, Carla, Fabi, Lauro e João** vocês são muito especiais.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Cléo Nunes de Souza**, diretor do Centro de Ciências da Saúde, por estar sempre disponível a ajudar, aconselhar e por sempre ter me tratado como parte da família.

Aos professores **Ricardo de Sousa Vieira** e **Mauro Caldeira de Andrada**, pelo auxílio aos alunos enquanto na Coordenação da Pós-Graduação.

À secretária **Ana Maria Frandalozo** pela gentileza em dispor nossas solicitações.

A **Andréa M. Martinez**, representante da empresa 3M do Brasil, pela doação de parte do material utilizado nesta pesquisa.

Ao funcionário do Laboratório de pesquisa, **Sr. Lauro**, por ser tão prestativo e colaborador.

Aos amigos das outras áreas do mestrado e doutorado, obrigada pelo companheirismo e troca de conhecimento.

Finalmente, agradeço a todos os meus **amigos**, que mesmo à distância, torcem pelo meu sucesso.

SILVEIRA, Márcia Regina da. **Avaliação da resistência flexural de um cimento resinoso dual submetido a diferentes simulações clínicas**. 2005. 74f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Materiais Dentários) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a resistência flexural de um cimento resinoso dual Rely-X CRA (3M ESPE), submetido a situações clínicas simuladas, após dois tempos de armazenagem. A confecção dos corpos-de-prova para o teste de resistência flexural foi baseada na norma da ISO padrão 4049. Sessenta corpos-de-prova foram confeccionados para serem testados após 15 minutos de armazenagem, divididos em 5 grupos (n=12): o primeiro grupo (15/dual) foi fotoativado através de uma tira de poliéster, o segundo, o terceiro e o quarto grupos foram fotoativados através de discos de porcelana (Empress 2, cor A2) de 2, 3 e 4 mm de espessura respectivamente (15/2mm, 15/3mm e 15/4mm) e o quinto grupo não foi fotoativado, a cura foi obtida somente pela reação química (15/auto). Mais sessenta corpos-de-prova foram confeccionados para serem testados após 24 horas de armazenagem, também divididos em 5 grupos: 24/dual, 24/2mm, 24/3mm, 24/4mm e 24/auto. Os valores médios de resistência flexural encontrados para os grupos, em MPa, e seus desvios-padrão foram: Grupo 15/dual: 94,53 (14,4); Grupo 24/dual: 104,88 (14,18); Grupo 15/2mm: 79,87 (8,68); Grupo 24/2mm: 104,72 (12,82); Grupo 15/3mm: 65,75 (14,67); Grupo 24/3mm: 102,00 (9,30); Grupo 15/4mm: 57,03 (12,26); Grupo 24/4mm: 93,79 (9,45); Grupo 15/auto: 46,75 (6,40); Grupo 24/auto: 92,44 (8,80). ANOVA 2 comprovou não haver diferença estatística significativa entre as amostras testadas após 24 horas de armazenagem. Entre os grupos testados após 15 minutos, houve equivalência estatística dos grupos 15/dual e 15/2mm; 15/2mm e 15/3mm; 15/3mm e 15/4mm; 15/4mm e 15/auto. A resistência flexural dos grupos testados após 24 horas de armazenagem foi estatisticamente superior a dos grupos testados após 15 minutos de armazenagem, exceção entre os grupos 15/dual e 24/dual que não apresentaram diferença estatística significativa entre si. Obstáculos cerâmicos de 3 e 4 mm, e a ausência de luz reduziram significativamente a resistência flexural após 15 minutos de armazenagem. O obstáculo e o tipo de ativação não influenciaram a resistência flexural das amostras testadas após 24 horas. De maneira geral, o aumento do tempo de armazenagem contribuiu para o aumento dos valores de resistência flexural.

Palavras-chave: cimentos dentários, porcelana dentária, materiais dentários.

SILVEIRA, Márcia Regina da. **Evaluate of flexural strength of a dual cured resin cement in different clinical simulations.** 2005. 74f. Dissertation (Master of Science, Dental Materials) – Federal University of Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The purpose of this research was to evaluate the flexural strength of a dual cured resin cement (Rely-X ARC, 3M ESPE) in simulated clinical situation, after storage of 15 minutes and 24 hours. Specimens were prepared according ISO 4049. Sixty specimens had been confectioned to be tested after 15 minutes of storage in distilled water 37°C and had been divided in 5 groups (n=12): 15/dual, light curing through a mylar strip, 15/2mm, 15/3mm e 15/4mm light curing through porcelain disks (Empress 2, shade A2) with 2, 3 e 4 mm of thickness and 15/auto without photoactivation, only chemically cured. Another sixty specimens were prepared to be tested after 24 hours of storage, divided in the same way: 24/dual, 24/2mm, 24/3mm, 24/4mm e 24/auto. The flexural strength mean values in Mpa for groups and its standart deviation were: Group 15/dual: 94.53 (14.4); Group 24/dual: 104.88 (14.18); Group 15/2mm: 79.87 (8.68); Group 24/2mm: 104.72 (12.82); Group 15/3mm: 65.75 (14.67); Group 24/3mm: 102.00 (9.30); Group 15/4mm: 57.03 (12.26); Group 24/4mm: 93,79 (9,45); Group 15/auto: 46.75 (6.40); Group 24/auto: 92.44 (8.80). ANOVA 2 showed statistical equivalence for groups 15/dual e 15/2mm; 15/2mm e 15/3mm; 15/3mm e 15/4mm; 15/4mm e 15/auto. All groups tested after 24 hours of storage presented statistical equivalence. The groups tested after 24 hours of storage depicted values of flexural strength statistically superior to the ones tested after 15 minutes of storage. Only the 15/dual and the 24/dual groups did not show significant statistical difference. Ceramic restorations of 3 and 4 mm, and the chemical cure alone decreased significantly the flexural strength after 15 minutes of storage. The samples tested after 24 hours were influenced neither for the obstacle nor for the activation type in a significant way. The increase in the time of storage contributed to the increase in the values of flexural strength.

Key-words: dental cements, dental porcelain, dental materials

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 8 |
| 2 ARTIGO..... | 13 |
| 2.1 Versão em português..... | 13 |
| 2.2 Versão em inglês..... | 35 |
| REFERÊNCIAS..... | 56 |
| APÊNDICES..... | 62 |
| A – Tabelas..... | 63 |
| B – Fotografias..... | 70 |
| C – Relação dos trabalhos realizados durante o Mestrado (2003-2005).... | 73 |

1 INTRODUÇÃO

A busca incessante por estética, por parte dos pacientes e dos cirurgiões dentistas, contribuiu significativamente para o desenvolvimento dos materiais cerâmicos (RASETTO et al., 2004). Hoje em dia, inúmeros sistemas livres de metal estão disponíveis comercialmente para a restauração da estrutura dental perdida. Estas restaurações têm como vantagens a aparência natural, o menor acúmulo de placa e a biocompatibilidade, pois não têm o potencial de causar alergias ou reações tóxicas aos tecidos moles e duros como alguns metais (DUNDAR; GUNGOR; CAL, 2003).

A substituição da infra-estrutura metálica pela cerâmica só se tornou possível com a modificação estrutural das porcelanas pré-existentes. O acréscimo de materiais com partículas cristalinas e tenazes foi um dos métodos utilizados para aumento das propriedades mecânicas das porcelanas (ANUSAVICE, 1993). O sistema IPS Empress 2 (Ivoclar) foi desenvolvido em meados dos anos 90. É constituído por cristais de dissilicato de lítio e cerâmica de estratificação de apatita, sendo apresentado comercialmente em pastilhas e obtendo forma através da injeção do material pela técnica da cera perdida.

O sucesso das restaurações protéticas depende de uma seqüência correta de passos e, dentre eles, a cimentação, que é um dos mais críticos. Os cimentos, de maneira geral, devem ser capazes de absorver forças de compressão e tração e resistir às forças mastigatórias sem haver falhas. Devem ainda possuir um módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dental, pequena espessura de película, tempo de trabalho adequado, excelente integridade marginal, mínima microinfiltração e forte adesão e retenção, para garantir o sucesso clínico das restaurações

cimentadas (WHITE, 1992). As propriedades do material escolhido para a cimentação devem sempre ser cuidadosamente avaliadas a fim de garantir a longevidade do tratamento (CASSIN; PEARSON, 1992). Entre os cimentos atualmente disponíveis, os resinosos são os que mais cumprem esses quesitos clínicos.

Os cimentos resinosos são usados em conjunto com agentes de união ao esmalte e a dentina, produzindo uma adesão micromecânica em ambas as estruturas. Diferentemente desses, os cimentos não poliméricos, com exceção do cimento de ionômero de vidro e do policarboxilato de zinco, não são capazes de se unir à estrutura dental nem a superfície da restauração (EL-MOWAFY, 2001). O desenvolvimento dos materiais resinosos, associado aos procedimentos adesivos aumentou a efetividade das restaurações indiretas (FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000).

Os cimentos resinosos estão disponíveis comercialmente em três formulações. O sistema autopolimerizável funciona como duas pastas. Uma pasta contém o peróxido de benzoíla e a outra pasta uma amina terciária. Ao entrarem em contato, há a formação de radicais livres que desencadeiam o processo de polimerização (COOK, 1983). Os materiais autopolimerizáveis possuem como principais desvantagens o limitado tempo de trabalho, bem como a possibilidade de incorporação de bolhas de ar durante a mistura criando espaços na interface adesiva (HOFFMANN, 2001).

O surgimento dos materiais fotopolimerizáveis tornou o tempo de trabalho ilimitado, pois o material só passa a iniciar sua reação de polimerização quando exposto a alguma fonte de luz. Entretanto, uma nova limitação surgiu. Normalmente os cimentos resinosos são utilizados sob restaurações cerâmicas ou poliméricas,

cuja espessura e coloração são suficientes para atenuar a transmissão de luz necessária para a fotoativação do cimento resinoso (EL MOWAFY; RUBO, 2000). De acordo com Strang (1987), 40 a 50% da luz emitida pela unidade fotoativadora é absorvida pela porcelana, o que pode influenciar nas propriedades do agente cimentante.

A seleção do cimento resinoso é baseada na forma de uso pretendida, visto que cada tipo de cimento possui suas vantagens e limitações (CAUGHMAN; CHAN e RUEGGEBERG, 2001). Atualmente, os cimentos que preenchem a maioria das indicações clínicas são os duais ou de dupla ativação, que unem a ativação química e física, aumentando o grau de conversão de monômeros em polímeros e melhorando as propriedades físicas do cimento (EL-MOWAFY; RUBO, 2000; JUNG et al., 2001).

Os cimentos resinosos duais estão indicados para situações em que o acesso de luz para a fotoativação esteja dificultado ou impedido (PEUTZFELDT, 1995; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Os resultados do estudo de Caughman, Chan e Rueggeberg (2001) mostraram que em situações onde o obstáculo de porcelana foi igual ou superior a 3 mm, o cimento resinoso dual obteve um grau de conversão muito superior ao dos somente fotoativados. Resultados semelhantes foram encontrados por Hoffmann et al. (2001), que concluíram que as propriedades dos cimentos resinosos duais fotopolimerizados sob obstáculos de porcelana de 2,5 mm foram superiores às propriedades daqueles somente fotoativados e que a cura dual compensou o obstáculo de porcelana. Park et al. (2004) afirmam que cavidades de até 1,5 mm podem ser cimentadas com resinas compostas, pois a eficiência da polimerização é melhor.

Blackman, Barghi e Duke (1990), avaliaram dois tipos de cimento, um fotopolimerizável e um dual, e concluíram que nenhum deles teve boa cura sob restaurações de 3 e 4 mm mesmo quando o tempo de polimerização foi dobrado. Hasegawa, Boyer e Chan (1991), concluíram que a dureza dos cimentos duais é extremamente dependente da quantidade de luz recebida. O tempo de polimerização recomendado pelos fabricantes normalmente é insuficiente para compensar a atenuação de luz causada pelo material restaurador. El-Mowafy e Rubo (2000) concluíram que os valores de microdureza dos cimentos resinosos duais estudados reduziram 50% ou mais, quando a espessura do inlay/onlay foi igual ou superior a 4 mm. Eles sugerem que os fabricantes modifiquem a formulação dos cimentos duais com a finalidade de otimizar a eficiência do componente autopolimerizável. Arikawa et al. (2004) constataram que até o próprio esmalte dental atenua a irradiação de luz.

Quando comparada à cura química sozinha dos cimentos resinosos duais, ela parece promover menores propriedades mecânicas e grau de conversão em relação à cura dual (HASEGAWA; BOYER; CHAN, 1991; RUEGGERBERG; CAUGHMAN, 1993; EL-BADRAWY; EL-MOWAFY, 1995; EL-MOWAFY; RUBO, 2000; REBELLATO, 2003; SANTOS JR. et al., 2004). Entretanto, outros estudos têm mostrado que dependendo do tipo de iniciador do cimento dual testado, a cura química pode promover valores de microdureza, resistência flexural e grau de conversão similares aos da cura dual (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001; HOFMANN et al. 2001; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002).

Teoricamente, a reação química dos cimentos resinosos duais continua ao longo do tempo após a sua fotoativação (PARK et al., 2004). Não se sabe especificamente por quanto tempo essa reação se propaga até que o material atinja

suas propriedades máximas. É interessante que, logo após a cimentação, o cimento já possua alguma resistência para que suporte as tensões as quais será submetido. Ozyel, Usumez e Gunduz (2004), comprovaram em seu estudo que cimentos duais testados após 24 horas de armazenagem apresentaram uma taxa de conversão muito superior àqueles testados imediatamente após a fotoativação. Os cimentos somente fotoativados não mostraram aumento algum nessa conversão com o tempo. A resistência de união dos cimentos duais em 24 horas também foi superior à testada imediatamente após a fotoativação, em amostras fotoativadas através de obstáculos de resina composta com espessuras acima de 2 mm. (TASHIRO et al., 2004). Entretanto, Rueggeberg e Caughman (1993), ao avaliar a polimerização de quatro sistemas resinosos duais, concluíram que na maioria dos sistemas a cura observada após 10 minutos da mistura foi quase equivalente à cura em 24 horas.

Inúmeros são os testes utilizados atualmente para a determinação das propriedades mecânicas dos materiais poliméricos. Entre todos eles, o teste de resistência flexural tem como principal vantagem o estado de tensão pura que pode ser estabelecido sobre um lado do espécime. Esse teste é uma mensuração coletiva de tensões de tração, compressão e cisalhamento simultaneamente (BAN; ANUSAVICE, 1990). Além disso, essa propriedade também tem sido usada para medir indiretamente o potencial de polimerização do compósito (HOFFMANN et al., 2001), assim como o teste de microdureza (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001).

Frente à controvérsia de informações ainda presente na literatura em relação às propriedades mecânicas dos cimentos duais, o objetivo desta pesquisa foi avaliar a resistência flexural de um cimento resinoso dual, submetido a diferentes simulações clínicas, em dois tempos de armazenagem.

2 ARTIGO

2.1 VERSÃO EM PORTUGUÊS

**Avaliação da resistência flexural de um cimento resinoso dual
submetido a diferentes simulações clínicas**

Silveira, MR, Maia, HP

Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis,
Santa Catarina, Brasil.

Autora para correspondência: Márcia Regina da Silveira

Rua: Ferreira Lima, 122, apto. 1002, Centro, Florianópolis, SC, Brasil.

CEP: 88015-420

Fone: +55 (48) 3222-3155

e-mail: ma@kobrandsol.com.br

RESUMO

Relato do problema. A atenuação da passagem da luz através de restaurações indiretas pode promover a polimerização insuficiente dos cimentos resinosos duais e, conseqüentemente, a diminuição das suas propriedades mecânicas.

Objetivo. Avaliar a resistência flexural de um cimento resinoso dual (Rely-X) submetido a situações clínicas simuladas após dois tempos de armazenagem.

Materiais e método. A confecção dos corpos-de-prova foi baseada na norma da ISO padrão 4049. Sessenta corpos-de-prova foram testados após 15 minutos de armazenagem, divididos em 5 grupos (n=12): 15/dual, fotoativado através de uma tira de poliéster, 15/2mm, 15/3mm e 15/4mm, fotoativados através de obstáculos da porcelana Empress 2 de 2, 3 e 4 mm de espessura respectivamente e 15/auto, com a cura apenas química. Outros sessenta corpos-de-prova foram testados após 24 horas de armazenagem: 24/dual, 24/2mm, 24/3mm, 24/4mm e 24/auto. As amostras foram submetidas à ANOVA 2 e à Tukey-Kramer ($\alpha=0,05$).

Resultados. Os valores médios de resistência flexural encontrados para os grupos variaram entre $46,75 \pm 6,40$ MPa e $94,53 \pm 14,4$ MPa para os grupos testados após 15 minutos de armazenagem. Para os grupos testados após 24 horas, os valores ficaram entre $92,44 \pm 8,80$ MPa e $104,88 \pm 14,18$ MPa. O grupo 15/dual foi superior estatisticamente aos grupos 15/3mm, 15/4mm e 15/auto. Todos os grupos testados após 24 horas de armazenagem apresentaram equivalência estatística. Apenas os grupos 15/dual e 24/dual não apresentaram diferenças estatísticas significativas quando o tempo de armazenagem foi comparado.

Conclusão. Restaurações cerâmicas simuladas de 3 e 4 mm de espessura e a cura química sozinha reduziram significativamente a resistência flexural após 15 minutos de armazenagem. O obstáculo e o tipo de ativação não influenciaram a resistência flexural das amostras testadas após 24 horas. De maneira geral, o aumento do tempo de armazenagem contribuiu para o aumento dos valores de resistência flexural.

Implicações clínicas. Nenhuma situação clínica simulada promoveu alterações significativas na resistência flexural do cimento dual testado após 24 horas de armazenagem.

INTRODUÇÃO

A incansável busca pela estética por parte dos pacientes e dos cirurgiões-dentistas contribuiu de maneira significativa para o desenvolvimento dos sistemas ceramo-cerâmicos¹. A porcelana dental é uma ótima opção para a restauração de grandes cavidades posteriores e dentre as vantagens que a mesma oferece em relação a outros materiais, pode-se citar o baixo índice de infiltração e a excelente adaptação marginal. O sucesso clínico dessas restaurações tem sido atribuído ao íntimo contato adesivo conseguido entre elas e a estrutura dental, através dos cimentos resinosos². Os inlays e onlays cerâmicos só se tornaram opções de tratamento previsíveis com o desenvolvimento dos cimentos resinosos³.

Inúmeras tensões incidem sobre uma peça protética logo após a sua cimentação. É necessário que, tanto o material utilizado na prótese quanto o agente utilizado como cimento, devem ser capazes de resistir a essas forças, mantendo a prótese estável e colaborando para o sucesso do tratamento. Diversas variáveis contribuem para uma união duradoura e previsível, dentre elas o material adesivo, o mecanismo de polimerização, a unidade ativadora, a espessura e o tipo do material cerâmico¹.

Boa resistência ao desgaste, pouca solubilidade, união a diferentes substratos, baixo índice de microinfiltração e melhor estética são algumas vantagens dos cimentos resinosos em relação a outros cimentos^{4,5}. Porém, quando incorretamente polimerizados, os cimentos resinosos apresentam redução em suas propriedades físicas^{6,7} devido à baixa taxa de conversão de monômeros em polímeros⁸. Há um consenso na literatura de que 2 mm é a espessura máxima que a

restauração indireta pode ter sem prejudicar a propagação da luz e, conseqüentemente, as propriedades do agente cimentante utilizado⁹⁻¹¹.

A ativação dual foi desenvolvida com a finalidade de unir as propriedades desejáveis da ativação química com a foto¹², possibilitando a cura em áreas mais profundas¹³ e em locais onde a passagem da luz esteja impedida ou dificultada. A escolha do tipo de cimento deve ser baseada na situação clínica em que ele será utilizado¹⁴. Um dos fatores que influencia o grau de conversão dos compósitos é a distância da ponteira óptica, pois diminui a quantidade de luz disponível para ativar o fotoiniciador⁷. A absorção da luz pela própria porcelana é mais um fator que reduz o fluxo luminoso. A cor da peça e a opacidade também podem influenciar a passagem de luz através das restaurações indiretas. Dentre todas as variáveis já citadas, a espessura da porcelana é o fator que mais reduz a irradiação¹⁵.

Estudos recentes mostram que a propagação da reação de polimerização dos cimentos duais continua com o tempo, influenciando diretamente suas propriedades. Ozyesil et al¹⁶ concluíram que os cimentos duais testados após 24 horas de armazenagem apresentam mais alta taxa de conversão que os testados imediatamente após a fotoativação. A resistência de união também apresenta resultado superior nos espécimes testados após 24 horas de armazenagem, quando comparados aos testados logo após a fotoativação^{17, 18}.

Entre os testes utilizados para avaliar as propriedades mecânicas dos materiais, o teste de resistência flexural tem como principal vantagem o estado de tensão pura que pode ser estabelecido sobre um lado do espécime. Ele mensura simultaneamente as tensões de tração, compressão e cisalhamento¹⁹ simulando melhor as condições desenvolvidas na cavidade oral. O teste de resistência flexural foi utilizado neste estudo para avaliar, além da propriedade física em si, o potencial

de polimerização, ou grau de conversão do cimento resinoso de maneira indireta^{20,21}.

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a resistência flexural de um cimento resinoso dual, através de diferentes métodos de ativação em situações clínicas simuladas, após os tempos de armazenagem de 15 minutos e 24 horas.

MATERIAIS E MÉTODO

Obtenção dos obstáculos

Para serem utilizados como obstáculos entre o fotoativador e o cimento, quatro discos da cerâmica injetável IPS Empress 2 (Ivoclar North America Inc.) foram confeccionados previamente em laboratório, numa cor correspondente à A2 da escala Vita (Vita, Alemanha). Três deles foram confeccionados em cerâmica de infra-estrutura, com 8 mm de diâmetro, por 1, 2 e 3 mm de espessura. O quarto disco foi obtido com porcelana de cobertura e foi utilizado sobreposto aos outros, possuindo diâmetro de 8,5 mm e espessura de 1 mm. A espessura dos discos foi selecionada com objetivo de simular clinicamente restaurações indiretas, tipo inlay/onlay, e o diâmetro a fim de garantir que a luz do fotoativador passasse apenas através deles. As medidas dos discos foram conferidas através de um paquímetro digital (Starret, MA, EUA).

Obtenção dos corpos-de-prova para resistência flexural

O cimento resinoso dual selecionado foi o Rely-X CRA (3M ESPE, Saint Paul, EUA, lote EEEY), cor A1, contendo 67,5% em peso de carga com tamanho médio de 1,5 μ m, inseridas em uma matriz de Bis-GMA e TEGDMA. Para a fotoativação do

cimento utilizou-se luz halógena (Curing Light 2500, 3M ESPE, Saint Paul, EUA) com intensidade de 500 mW/cm².

Sessenta corpos-de-prova foram confeccionados para serem testados após 15 minutos de armazenagem em água destilada a 37°C e foram divididos em 5 grupos (n=12) denominados 15/dual, 15/2mm, 15/3mm, 15/4mm, 15/auto. Outros sessenta corpos-de-prova, divididos igualmente (n=12) e denominados 24/dual, 24/2mm, 24/3mm, 24/4mm e 24/auto foram confeccionados e armazenados no mesmo ambiente para serem testados após 24 horas. Para os grupos 15/dual e 24/dual foi utilizada a dupla ativação, sem a interposição de obstáculos, em analogia à fotoativação das margens de uma restauração indireta. Nos grupos 15/2mm e 24/2mm, 15/3mm e 24/3mm, 15/4mm e 24/4mm utilizou-se também a cura dual, mas a fotoativação foi feita através de obstáculos cerâmicos de 2, 3 e 4 mm respectivamente. Os grupos 15/auto e 24/auto não foram fotoativados, a polimerização ocorreu apenas pela ativação química em ambiente escuro, como em coroas metalo-cerâmicas. A denominação e as características dos grupos estão descritas na Tabela I.

Os corpos-de-prova foram preparados com 25 mm (\pm 2,0 mm) de comprimento x 2 mm (\pm 0,1 mm) de largura e altura, a partir de uma matriz metálica bipartida, de acordo com a norma da ISO padrão 4049:2000 (International Organization for Standardization)²². O cimento dual foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e inserido na matriz, que estava posicionada sobre uma placa de vidro coberta por uma tira de poliéster. Após o preenchimento da matriz, uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre a superfície livre do cimento e com uma lamínula de vidro para microscopia foi exercida leve pressão para o escoamento de excesso de material.

A fotoativação dos corpos-de-prova foi realizada também baseada na ISO 4049. Cinco seções distintas foram fotoativadas a partir do centro da matriz em direção a uma extremidade e, em seguida, à extremidade oposta, sendo que cada secção de ativação abrangeu metade da porção anteriormente fotoativada. A fotoativação foi realizada nos dois lados da matriz. O tempo de fotoativação utilizado foi de 40 segundos em cada secção, conforme as recomendações do fabricante. Nos grupos 15/dual e 24/dual a fotoativação foi realizada através da tira de poliéster. Nos grupos 15/2mm, 24/2mm, 15/3mm, 24/3mm, 15/4mm e 24/4mm, a ponteira óptica do fotoativador foi movida juntamente com os obstáculos para a fotoativação nas diferentes seções da matriz. Após a fotoativação, o corpo-de-prova ainda na matriz, era armazenado em água destilada a 37°C por 15 minutos. Depois desse período, era separado da matriz e regularizado com lixa de granulação 320. Para os grupos 15/auto e 24/auto o acesso da luz foi impedido colocando-se lâminas metálicas nos dois lados da matriz. O conjunto matriz/lâminas metálicas era preso com um grampo, aguardava-se o tempo de cura química recomendado pelo fabricante (10 minutos), e armazenava-se o conjunto em água destilada a 37°C por 15 minutos em um frasco vedado contra a luz. O corpo-de-prova era então separado da matriz e regularizado. Sessenta espécimes foram testados após esses 15 minutos de armazenagem. Os outros sessenta após 24 horas. Todos os corpos-de-prova tiveram suas medidas verificadas antes da realização do teste mecânico.

Determinação da resistência flexural

A resistência flexural do cimento resinoso foi determinada através do teste de três pontos, na máquina de ensaios Instron Universal Test 4444 (Instron Corp, Canton, Mass, USA). As peças para a realização do teste estavam de acordo com a

ISO 4049. O corpo-de-prova foi posicionado sobre a peça que continha uma base com dois cilindros de 2 mm de diâmetro, paralelos e distantes 20 mm. Para a fratura da amostra, uma outra peça contendo um terceiro cilindro idêntico e também paralelo aos outros, descia a uma velocidade de 0,75 mm/min sobre o centro do espécime. A resistência flexural em MPa foi calculada utilizando-se a seguinte fórmula:

$$\sigma = 3Fl/2bh^2$$

Onde F era a carga máxima exercida na amostra (N), valor que foi obtido no visor da máquina, l a distância entre os suportes (mm), b a largura da amostra (mm) e h a altura da amostra (mm).

Os valores originais de resistência flexural, em MPa, foram submetidos ao teste ANOVA de dois critérios (5 situações clínicas simuladas X tempo de armazenagem). Para que fossem verificadas as diferenças grupo a grupo foi aplicado o teste de comparações múltiplas de Tukey-Kramer. O nível de significância adotado foi de 95% ($\alpha=0,05$).

RESULTADOS

O teste ANOVA 2 foi aplicado separadamente para as duas condições de armazenagem. Os resultados mostraram que houve diferença estatística significativa entre os grupos somente na condição de armazenagem de 15 minutos ($p<0,01$). Para estes grupos, as médias de resistência flexural decresceram com o aumento da espessura do disco de porcelana. Houve diferença estatisticamente significativa ($p<0,001$) entre o grupo 15/dual e os grupos 15/3mm, 15/4mm e 15/auto. A comparação entre os grupos 15/2mm e 15/3mm mostrou que não houve diferença

estatisticamente significativa entre eles ($p>0,05$). O mesmo ocorreu entre os grupos 15/3mm e 15/4mm e entre os grupos 15/4mm e 15/auto ($p>0,05$). Os resultados para os grupos testados após 15 minutos de armazenagem estão representados na Fig. 1.

Os espécimes analisados após 24 horas de armazenagem não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Fig. 2), ou seja, todos os grupos apresentaram equivalência estatística ($p>0,05$).

Ao serem comparados os dois tempos de armazenagem, observou-se que somente os grupos 15/dual e 24/dual não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$).

As comparações individuais entre os grupos 15/2mm e 24/2mm; 15/3mm e 24/3mm; 15/4mm e 24/4mm; 15/auto e 24/auto mostraram que houve diferença estatisticamente significativa entre eles ($p<0,001$). Os grupos testados após 24 horas de armazenagem apresentaram valores de resistência flexural superiores estatisticamente aos testados após 15 minutos de armazenagem ($p<0,001$). As comparações individuais dos grupos experimentais entre os tempos de armazenagem de 15 minutos e 24 horas estão representadas na Fig. 3.

DISCUSSÃO

É necessário que os cimentos resinosos atinjam propriedades mecânicas mínimas adequadas para suportar as tensões oclusais logo após a cimentação da peça protética. Embora não se tenha um valor mínimo estipulado pela ISO para a resistência flexural imediatamente após a cimentação, o valor mínimo recomendado após 24 horas é de 50 MPa.

Os resultados deste estudo mostraram que os grupos 15/dual e 15/2mm não foram diferentes estatisticamente. A espessura de 2 mm certamente reduziu a transmissão da luz, pois resultou em valores de resistência flexural inferiores ao grupo dual, entretanto, essa redução não foi suficiente para provocar diferenças estatísticas significativas. Alguns autores sugerem que, nos casos onde a espessura da peça não ultrapasse 2 mm, sejam utilizados cimentos somente fotoativados, pois eles proporcionam uma maior estabilidade de cor que os duais e não há chance de ocorrer a incorporação de bolhas de ar, visto que não precisam ser misturados¹³. Ao se comparar o grupo 15/dual com o grupo 15/auto verificou-se o último obteve 50% da resistência flexural do primeiro. Isso comprova a importância da fotoativação da restauração indireta, mesmo que somente nas margens, para o rápido desencadeamento da reação de polimerização. A eficácia da ativação dos cimentos resinosos pela luz visível proporciona a fixação inicial das restaurações. O grupo 15/auto foi o único dos grupos testados que não atingiu a resistência flexural mínima recomendada pela norma 4049 da ISO.

Não houve diferença estatisticamente significativa ao se avaliar os grupos testados após 24 horas, embora tenha havido uma redução de aproximadamente 12% da resistência flexural do grupo 24/dual para o grupo 24/auto. Resultados similares a este estudo foram encontrados por Hofmann et al²⁰. Dos quatro cimentos duais testados por eles, três apresentaram valores de resistência flexural submetidos à cura dual e à cura somente química sem diferença estatística significativa, embora nenhum desses cimentos tenha sido o Rely-X. Um estudo que avaliou a resistência flexural do cimento Rely-X, mostrou diferenças estatisticamente significativas entre o grupo que foi submetido à cura dual e à cura somente química²¹. Porém, se os resultados desse mesmo estudo forem transformados para porcentagem, a redução

da resistência flexural encontrada por eles será de aproximadamente 14%, valor muito similar a este estudo. Caughman et al¹⁴ indicam o uso dos cimentos duais em locais onde a passagem de luz esteja dificultada por restaurações cerâmicas.

O aumento no tempo de armazenagem contribuiu significativamente para o aumento da resistência flexural do cimento. Os grupos 15/dual e 24/dual foram exceção, pois não apresentaram diferença estatística significativa entre si. Considerando-se que, nesses casos, o cimento absorveu a máxima quantidade de luz, a velocidade da reação de polimerização também foi máxima. Em todos os outros casos, a absorção da luz pela porcelana, associada à diminuição da propagação da reação de polimerização por causa da atenuação ou ausência de luz, contribuíram para a redução dos valores de resistência flexural quando testados com 15 minutos de armazenagem. Outro estudo provou que o grau de conversão de cimentos duais após 24 horas também é significativamente superior aos testados imediatamente após a fotoativação¹⁶. Esses autores atribuem este fato a ausência de tempo para que a reação química ocorra. Entretanto, Rueggeberg e Caughman¹² ao avaliar a polimerização de quatro sistemas resinosos duais, concluíram que na maioria dos sistemas a cura observada após 10 minutos da mistura foi quase equivalente à cura em 24 horas.

Ao se comparar isoladamente a cura química do cimento dual, observou-se que em 15 minutos o mesmo tinha 50% da resistência flexural que apresentou após 24 horas. O resultado esperado para os cimentos do tipo dual é que sua reação química continue ao longo do tempo, assegurando que nos locais onde a luz não é capaz de chegar ocorra a polimerização adequada do material.

Estes resultados não podem ser empregados a todos os cimentos duais. Só se estudou um único tipo de cimento dual e conseqüentemente um único tipo de

composição química. A literatura relata que a quantidade de fotoiniciador contribui para a velocidade da reação química dos cimentos duais, sendo que para alguns cimentos, suas propriedades máximas já podem ser encontradas logo após a cimentação⁹. Além disso, as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos podem ser influenciadas por outros fatores, como o tipo e a composição da matriz resinosa, bem como o conteúdo e o tipo de carga incorporada nessa matriz¹⁸.

Os cimentos resinosos duais mostram-se mais eficazes que os quimicamente ativados mesmo em situações onde a passagem de luz é dificultada^{8,9,13,18}. Entretanto, algumas precauções devem ser tomadas, tendo em vista a carência de suas propriedades quando testados imediatamente após a fotoativação em locais de difícil acesso à luz. O uso de fotoativadores mais potentes, ou o aumento no tempo de polimerização^{6,14}, servem como artifícios na tentativa de compensar essa desvantagem. Orientar o paciente quanto à limitação do material logo após a sua cimentação e recomendar cuidado quanto ao momento de iniciar a mastigação, também são medidas que devem ser consideradas, especialmente nos casos de restaurações muito espessas ou metálicas.

CONCLUSÕES

1. A fotoativação através de restaurações cerâmicas simuladas de Empress 2 de 3 e 4 mm influenciaram de maneira significativa a resistência flexural das amostras testadas após 15 minutos de armazenagem;
2. A dupla ativação sem obstáculos promoveu resistência flexural do cimento resinoso estatisticamente superior ao da polimerização química, somente para as amostras testadas após 15 minutos de armazenagem;

3. A resistência flexural das amostras de cimento resinoso testadas após 24 horas não foi influenciada de maneira significativa nem pelo obstáculo de cerâmica nem pelo tipo de ativação;
4. O aumento do tempo de armazenagem contribuiu para o aumento dos valores de resistência flexural do cimento resinoso, exceto para os grupos 15/dual e 24/dual.

REFERÊNCIAS

1. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2004; 91:441-6.
2. McLean JW. Ceramics in clinical dentistry. *Brit Dent J* 1988; 164:187-94.
3. Dong CCS, McComb D, Anderson JD, Tam LE. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. *J Can Dent Assoc* 2003; 69:229-34.
4. Platt JA. Resin cements: into the 21st century. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20:1173-82.
5. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 156-61.
6. Blackman R, Barghi N, Duke, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. *J Dent Res* 1987; 66:1636-9.
7. Peutzfeldt A. Dual-cure resin-cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol Scand* 1995; 53:29-34.

8. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Invest* 2001; 5:156-61.
9. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curin of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 515-24.
10. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operat Dent* 1994; 19:26-32.
11. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher, H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94:234-41.
12. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operat Dent* 1993; 18:48-55.
13. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness of hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc* 2000; 66:147.
14. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potencial of dual polymerizable resin cements is simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001; 85:479-84.

15. O'keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneers samples. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 434-8.
16. Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 2004; 91:151-7.
17. Tashiro H, Inai N, Nikaido T, Tagami J. Effects of light intensity through resin inlays on the bond strenght of dual-cured resin cement. *The journal of adhesive dentistry* 2004; 6:233-7.
18. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear bond between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater* 2000; 16:303-10.
19. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990; 69:1791-9.
20. Hoffmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil* 2001; 28:1022-8.
21. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002; 29:257-62.

22. International Organization for Standardization. ISO Standard 4049. Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: ISO, 2000.

Figuras

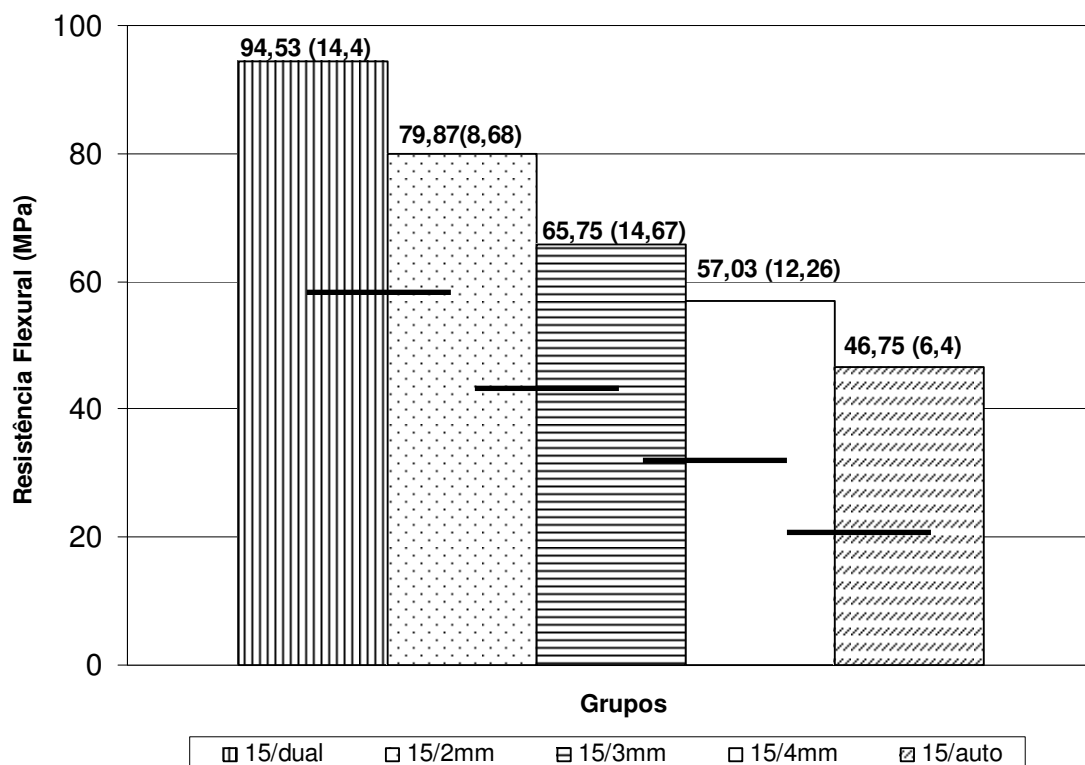


Fig. 1. Representação gráfica dos valores médios e desvios-padrão de resistência flexural dos grupos testados após 15 minutos de armazenagem (grupos unidos pela barra horizontal não apresentam diferença estatisticamente significativa entre as médias).

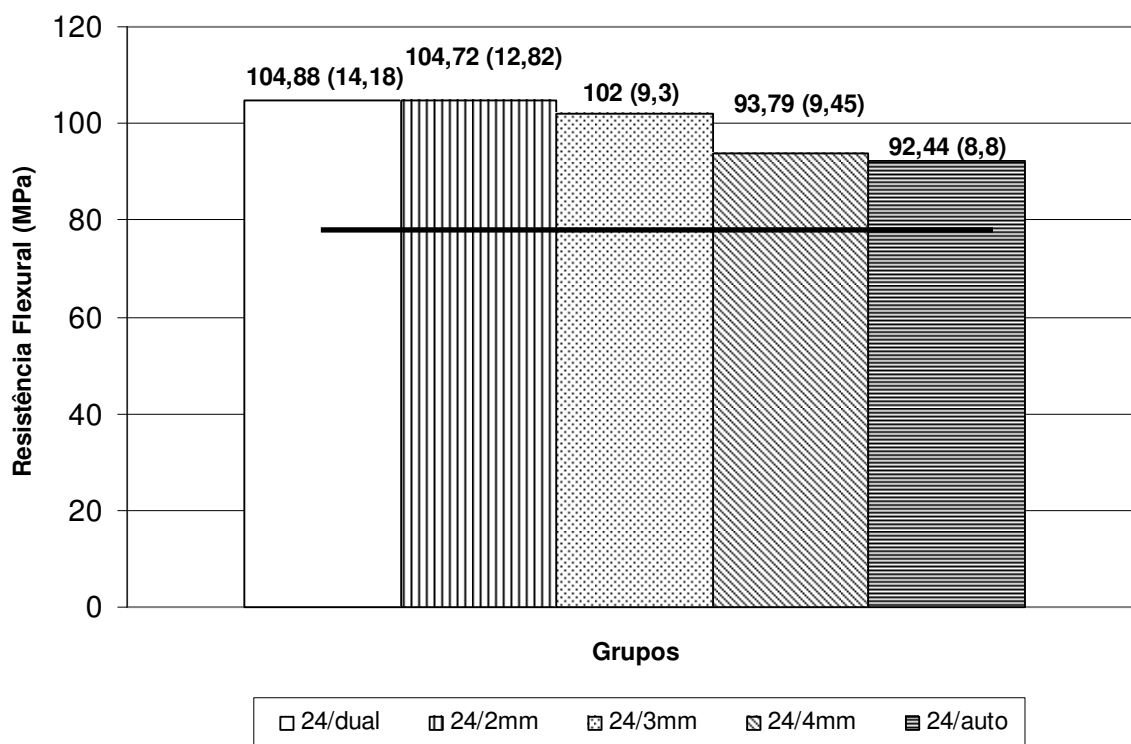


Fig. 2. Representação gráfica da comparação entre os valores médios e desvios-padrão da resistência flexural dos grupos experimentais testados após 24 horas de armazenagem (grupos unidos pela barra horizontal não apresentam diferença estatística entre as médias).

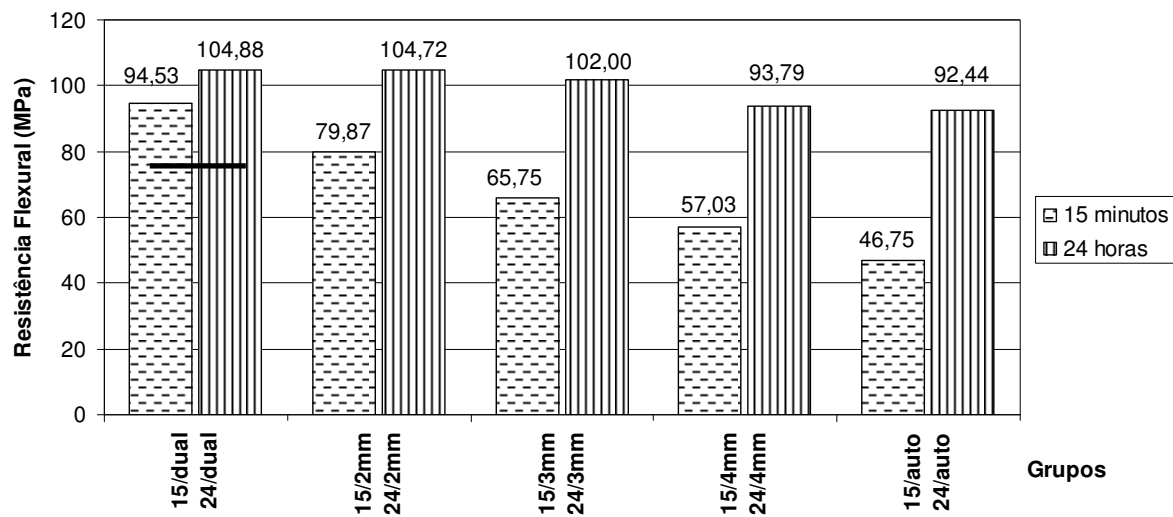


Fig. 3. Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural das comparações individuais em relação aos diferentes tempos de armazenagem (grupos unidos pela barra horizontal não apresentam diferença estatística entre as médias).

Tabelas

Tabela I. Denominação e características dos grupos experimentais

| <i>Denominação dos grupos</i> | | <i>Características dos grupos</i> | |
|-------------------------------|----------|-----------------------------------|-----------|
| 15 minutos | 24 horas | Ativação | Obstáculo |
| 15/dual | 24/dual | Dual (Química + LH) | Nenhum |
| 15/2mm | 24/2mm | Dual (Química + LH) | 2 mm |
| 15/3mm | 24/3mm | Dual (Química + LH) | 3 mm |
| 15/4mm | 24/4mm | Dual (Química + LH) | 4 mm |
| 15/auto | 24/auto | Química | Nenhum |

LH: luz halógena

2.2. VERSÃO EM INGLÊS

**Evaluate of flexural strength of a dual cured resin cement in different
clinical simulations.**

Silveira, MR, Maia, HP

School of Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Santa
Catarina, Brazil.

Corresponding author: Márcia Regina da Silveira

Ferreira Lima, 122/ 1002, Centro, Florianópolis, SC, Brazil.

CEP: 88015-420

Phone: +55 (0) 3222-3155

e-mail: ma@kobransol.com.br

ABSTRACT

Statement of problem. The transmission of light through ceramic restorations may result in insufficient polymerization of dual cured resin cements and consequently a decrease of their mechanical properties.

Purpose. Evaluate the flexural strength of a dual cured resin cement in different clinical simulations.

Material and methods. Specimens were prepared according ISO 4049. Sixty specimens had been confectioned to be tested after 15 minutes of storage in distilled water 37°C and had been divided in 5 clinical simulations (n=12): 15/dual, light curing through a mylar strip; 15/2mm, 15/3mm e 15/4mm light curing through porcelain disks (Empress 2) with 2, 3 e 4 mm of thickness and 15/auto without exposure to light. Another sixty specimens were prepared to be tested after 24 hours of storage, divided in the same way: 24/dual, 24/2mm, 24/3mm, 24/4mm e 24/auto. The samples were analyzed by ANOVA 2 and Tukey-Kramer ($\alpha=0,05$).

Results. The flexural strength ranged between 46.75 ± 6.40 MPa and 94.53 ± 14.4 MPa for groups tested after 15 minutes of storage. For groups tested after 24 hours of storage, the values ranged between 92.44 ± 8.80 MPa and 104.88 ± 14.18 MPa. 15/dual was significantly higher than 15/3mm, 15/4mm e 15/auto. All groups tested after 24 hours presented statistical equivalence. Only 15/dual and 24/dual were equivalent when the storage time was compared.

Conclusions. At 15 minutes, the flexural strength of dual cured resin cement decreased with the simulated restoration of 3 and 4 mm. Neither the obstacle nor the activation form influenced the flexural strength after 24 hours. In general rule, the increase of stored time, increased the flexural strength.

Clinical Implications. None of the clinical simulations provided significantly changes on the flexural strength of the dual cured resin cement tested after 24 hours of storage.

INTRODUCTION

Esthetic demands of patients and clinicians have led to the development of all-ceramic restorations¹. Between the advantages that the porcelain offers in relation to other materials can be cited the excellent marginal adaptation and the low rate of microleakage. The clinical success of these restorations is attributed to the intimate bond achieved between the restoration and tooth structure through the resin cement². Inlays and onlays became predictable treatment options only with the development of resin cements³.

Innumerable tensiles soon happen on a prosthesis after its cementation. It is necessary that, as much the material used in prosthesis as the luting cement, must be capable to resist these forces, being kept prosthesis steady and collaborating for the success of the treatment. The variables that contribute to a durable and predictable ceramic restoration include the adhesive material, its polymerization behavior and mechanism, the light polymerizing unit, and the nature and thickness of the ceramic material itself¹.

Good resistance to wear, little solubility, adhesion with different substrate, little microleakage and esthetic are some advantages of resinous cements compared to other cements^{4,5}. However, when incorrectly polymerized, resin cements present reduction in their physical properties^{6,7} due to low monomer-polymer conversion rate⁸. An existing consensus in literature says that 2 mm are the maximum thickness that the indirect restoration can have without harming the light propagation and consequently the properties of the luting agent⁹⁻¹¹.

The dual polymerization was developed with the purpose to join the desirable properties of the chemical with the photo polymerization¹², making possible the cure

in deeper areas¹³ or in places where the light propagation had been obstructed or attenuated. The type of cement selection must be based on the clinical situation where it will be used¹⁴. One of the factors which influences the conversion degree is distance of the optic tip to the composite because decreased the available light to activate photo-initiator⁷. The light absorption by porcelain is another factor that reduces the irradiation. The color and the opacity can influence the transmission of light through indirect restorations also. Among the entire cited variable already, the thickness of the porcelain is the factor that more reduces the irradiation¹⁵.

Recent studies had been shown that the propagation of the polymerization reaction of dual cements continues with the time, influencing their properties. Ozyesil et al¹⁶ had concluded that the dual cements tested after 24 hours of storage present a higher conversion rate that tested immediately after the photo-activation. The bond strength also presents higher results in specimens tested after 24 hours of storage, when compared with tested immediately after cementation^{17, 18}.

Of the used tests to evaluate the mechanical properties of the materials, the test of flexural strength has as main advantage the state of pure tension that can be established on a side of the specimen. It simultaneously measures the tensiles of tensil, compression and shear¹⁹ better simulating the conditions developed in the oral cavity. The test of flexural strength was used in this study to evaluate, beyond the physical property, the conversion degree of the resin cement in indirect way^{20,21}.

The purpose of this research was to evaluate the flexural strength of a dual cure resin cement in simulated clinical situations, after storage of 15 minutes and 24 hours.

MATERIAL AND METHODS

Disks preparation

The obstacles used between the light source and the cement were four disks of pressed ceramic IPS Empress 2 (Ivoclar North America Inc.) shade similar to A2 (Vita, Germany) made previously in a Lab. Three of them were prepared with framework material, 8 mm in diameter and 1, 2 or 3 thick. The fourth one consisted of a 1 mm thick layering material and 8,5 mm in diameter. The thickness was selected in order to simulate ceramic restoration, such as inlays and onlays, and the diameter to assure the pass of light just through the disk. The disks dimensions were checked with a digital caliper (Starret, MA, USA).

Specimens preparation to flexural strength test

The dual-cured resin cement used in this investigation was Rely-X ARC, shade A1 (3M Dental Products, St Paul, MN, USA, EEEY batch), formulated from BIS-GMA and TEGDMA with 67,5% weight of inorganic fillers and particle size of 1,5 μm . A quartz-tungsten-halogen light source with 500 mW/cm² (Curing Light 2500, 3M ESPE, Saint Paul, USA) was used for specimen polymerization.

Sixty specimen had been confectioned to be tested after 15 minutes of storage in distilled water 37°C and had been divided in 5 groups (n=12) called 15/dual, 15/2mm, 15/3mm, 15/4mm, 15/auto. Another sixty specimens, divided at the same way (n=12) and called 24/dual, 24/2mm, 24/3mm, 24/4mm and 24/auto were prepared and stored at the same environment and to be tested after 24 hours. For groups 15/dual and 24/dual the double activation was used, without the interposition of obstacles, in analogy to the photo-activation on the margins of an indirect

restoration. In groups 15/2mm and 24/2mm, 15/3mm and 24/3mm, 15/4mm and 24/4mm the dual cure was also used, but the photo-activation was made through ceramic obstacles of 2, 3 and 4 mm respectively. The groups 15/auto and 24/auto had not been photo activated, the polymerization occurred only for the chemical activation in dark environment, as in metaloceramics crowns. The denomination and the characteristics of the groups are described in Table 1.

Flexural strength was evaluated according ISO 4049 (International Organization for Standardization, 2000). Specimens of 2 X 2 X 25 mm were prepared using a stainless steel split mould. The mould was placed on a mylar strip over a glass slab. The material was prepared in accordance with the manufacturer's instruction and inserted on the mould. The resin cement were packed into the mould with slight excess and covered by a second polyester film and a microscope slide. The microscope slide was gently pressed against the mould to squeeze out the excess of material.

Five distinct sections had been photo-activated from the center of the mould in direction to an extremity and, after that, to the opposing extremity, being that each section of activation enclosed half of the portion previously photo-activated. After the photo-activation of a side of the mould, it was turned and the other polymerized side. The exposure time was 40 s, in each section, according to the manufacturer. In the groups 15/2mm, 24/2mm, 15/3mm, 24/3mm, 15/4mm and 24/4mm, the optic tip of the photo-activated unit was moved together with the obstacles for the photo-activation in the different sections of the mould. After the photo-activation, the specimen still in the mould was stored in distilled water 37°C per 15 minutes. After this period, it was separate of the matrix and regularized with 320 grit paper. For the groups 15/auto and 24/auto the access of the light was hindered placing metallic

blades in the two sides of the matrix. The set of mould and metallic blades was imprisoned with a clamp, waited the time of chemical cure recommended by the manufacturer (10 minutes), and stored the set in distilled water 37°C per 15 minutes. The specimen was then separate of the mould and regularized. Sixty specimens had been tested after these 15 minutes of storage. The others sixty after 24 hours of the beginning of the mixture for the group 24/auto, and 24 hours after the irradiation for the other groups. All the specimens were measured to an accuracy of $\pm 0,01$ mm before the test.

Flexural strength test

Three-point bending flexural test was performed in a universal testing machine (Instron Universal Test 4444 - Instron Corp, Canton, Mass, USA). The apparatus consists essentially of two rods (2 mm in diameter), mounted parallel with 20 mm between centres, and a third rod (2 mm in diameter) centred between, and parallel to, the other 2. The specimen was placed over the two rods. The third rod descended to the specimen at a cross-head speed of 0,75 mm/min until this fracture. The flexural strength was calculated using the following formula:

$$\sigma = 3Fl/2bh^2$$

Where σ is the flexural strength (in MPa), F is the failure load (in Newtons), l is the distance between the supports, b is the width and h is the height of the specimen (all in mm).

A 2-way analysis of variance (ANOVA 2) was performed (5 clinical simulations X storage time) on the flexural strength. The Tukey-Kramer post hoc procedure was performed to determine significant pairwise relationships. All statistical testing was performed at a pre-set alpha of .05.

RESULTS

ANOVA 2 was used in separate way for two storage conditions. Significant statistical differences were found among the groups tested after 15 minutes of storage. For these groups, the mean values of flexural strength decreased with the increase of the thickness of the porcelain disk. There was a significant statistical difference ($p < 0,001$) among the 15/dual group and the 15/3mm, 15/4mm and 15/auto groups. A comparison between the groups 15/2mm and 15/3mm showed that there was no statistical difference between them ($p > 0,05$). The same occurred among the 15/3mm and 15/4mm groups as well as among the 15/4mm and 15/auto groups ($p > 0,05$). The results for the groups tested after 15 minutes of storage are shown in Figure 1.

The specimens analyzed after 24 hours of storage did not show a significant statistical difference among the groups (Figure 2). All groups presented statistical equivalence ($p > 0,05$).

When comparing the two times of storage it was observed that only the 15/dual and the 24/dual groups did not show significant statistical difference ($p > 0,05$).

The individual comparisons among the groups 15/2mm and 24/2mm, 15/3mm and 24/3mm, 15/4mm and 24/4mm, and 15/auto and 24/auto showed that there was a significant statistical difference among them ($p < 0,001$). The groups tested after 24 hours of storage depicted values of flexural strength statistically superior to the ones tested after 15 minutes of storage ($p < 0,001$). The individual comparisons of the experimental groups with time of storage of 15 minutes and 24 hours respectively are represented in Figure 3.

DISCUSSION

It is necessary that the resin cements reach minimum mechanical properties appropriate to support the occlusal tensiles immediately after the prosthesis cementation. Although the minimum value of the flexural strength immediately after cementation has not been stipulated by ISO, the minimum value recommended is of 50 Mpa after 24 hours.

The results of this study showed that the 15/dual and 15/2mm groups were not different statistically. The 2 mm thickness definitely reduced the transmission of the light, thus resulting in values of flexural strength inferior to the dual group. That reduction, however, was not enough to cause significant statistical differences. Some authors suggest that in situations where the thickness of the restoration does not exceed 2 mm only photo-cure cements should be used, as they guarantee greater color stability than the dual ones and there is not any possibility of happens an incorporation of air bubbles, since they do not need to be mixed¹³. When comparing the 15/dual with the 15/auto group there was a reduction of the flexural strength greater than 50%. This proves the importance of photo-activation of the indirect restoration, even if only on the margins, for fast chain-reaction of the cure. The effectiveness of the photo-activation of the resinous cements by mean of a visible light provides the initial fixation of the restorations. The 15/auto group was the only group tested that did not achieve the minimum flexural strength recommended by ISO.

There was not a significant statistical difference when evaluating the groups tested after 24 hours, although there has been a reduction of approximately 12% in the flexural strength of the 24/dual group as compared with the 24/auto group.

Results similar to those found in this study were also found by Hofmann et al²⁰. Three out of the four dual cements tested by them depicted values of flexural strength when submitted to dual cure and to chemical cure alone without showing a significant statistical difference, although none of these cements have been Rely-X. A study that evaluated the flexural strength of the Rely-X cement showed significant statistical differences between the group that was submitted to dual cure and the group that was submitted to chemical cure alone²¹. However, if the results of that same study are converted into percentage, the reduction in the flexural strength found by them will be of approximately 14%, which is a value very similar to the one reached through this study. Caughman et al¹⁴ indicate the use of the dual cement in places where the light passage is hindered by ceramic restorations.

The increase of storage time significantly contributed to the increase in the cement flexural strength. The 15/dual and 24/dual groups were an exception because they did not present significant statistical difference between themselves. Taking into consideration that in such cases the cement absorbed the maximum amount of light, the speed of the cure reaction was also maximum. In all other cases, the absorption of light by the porcelain associated with the decrease in the propagation of the cure reaction, which is due to the reduction or the absence of light, contributed to the reduction in the flexural strength values when tested after 15 minutes of storage. Another study proved that the degree of conversion of dual cements after 24 hours is also significantly superior to those tested immediately after the photoactivation¹⁶. Those authors attribute this fact to the lack of time that allows for the chemical reaction. However, when evaluating the cure of four dual resinous systems, Rueggeberg and Caughman¹², concluded that in most of the systems the

cures obtained after 10 minutes from the start of mixture was almost equivalent to the cures achieved in 24 hours.

A comparison of the chemical cure of the dual cement separately showed an increase of about 50% in the flexural strength after 24 hours. The expected result for the dual-cure cement types is that their chemical reaction continues along the time, assuring an adequate cure in places where it is not possible for light reach.

These results cannot be applied to all of dual cements. Only a single type of dual cement was studied and consequently one single type of chemical composition. The existing literature on this subject says that the amount of photo-initiator contributes to the speed of dual cements chemical reaction and that for some types of cement their maximum properties can already be reached soon after cementing⁹. Besides, the mechanical properties of resinous cements can be influenced by other factors, such as the type and composition of the resinous matrix, as well as the content and the type of load incorporated into such matrix¹⁸.

The dual cured resin cements show to be more effective than the auto-cured cements in situations where the light passage is hindered^{8,9,13,18}. However, some precautions should be taken in view of the absence of their properties when tested immediately after the photoactivation in places of difficult access to light. The use of high-intensity irradiation, or the increase in time of cure^{6,14}, serves the purpose of compensating for such disadvantage.

Informing the patient about the limitation of the material immediately after cementing and recommending care at the moment of beginning mastication are also measures that should be considered, especially in the cases of very thick or metallic restorations.

CONCLUSIONS

1. Photoactivation through Empress 2 simulated ceramic restorations of 3 and 4 mm influenced the flexural strength of the samples tested after 15 minutes of storage in a significant way;
2. The dual cure without obstacles provided a flexural strength statistically superior to the chemical cure only for the samples tested after 15 minutes of storage;
3. The flexural strength of the samples tested after 24 hours were not influenced neither for the obstacle nor for the activation form in a significant way;
4. The increase in the time of storage contributed to the increase in the values of flexural strength, except for the dual group.

REFERENCES

1. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2004; 91:441-6.
2. McLean JW. Ceramics in clinical dentistry. *Brit Dent J* 1988; 164:187-94.
3. Dong CCS, McComb D, Anderson JD, Tam LE. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. *J Can Dent Assoc* 2003; 69:229-34.
4. Platt JA. Resin cements: into the 21st century. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20:1173-82.
5. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 156-61.
6. Blackman R, Barghi N, Duke, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. *J Dent Res* 1987; 66:1636-9.
7. Peutzfeldt A. Dual-cure resin-cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol Scand* 1995; 53:29-34.

8. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Invest* 2001; 5:156-61.
9. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curin of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 515-24.
10. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operat Dent* 1994; 19:26-32.
11. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher, H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94:234-41.
12. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operat Dent* 1993; 18:48-55.
13. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness of hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc* 2000; 66:147.
14. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potencial of dual polymerizable resin cements is simulateds clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001; 85:479-84.

15. O'keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneers samples. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 434-8.
16. Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 2004; 91:151-7.
17. Tashiro H, Inai N, Nikaido T, Tagami J. Effects of light intensity through resin inlays on the bond strenght of dual-cured resin cement. *The journal of adhesive dentistry* 2004; 6:233-7.
18. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear bond between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater* 2000; 16:303-10.
19. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990; 69:1791-9.
20. Hoffmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil* 2001; 28:1022-8.
21. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002; 29:257-62.

22. International Organization for Standardization. ISO Standard 4049. Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: ISO, 2000.

Illustrations

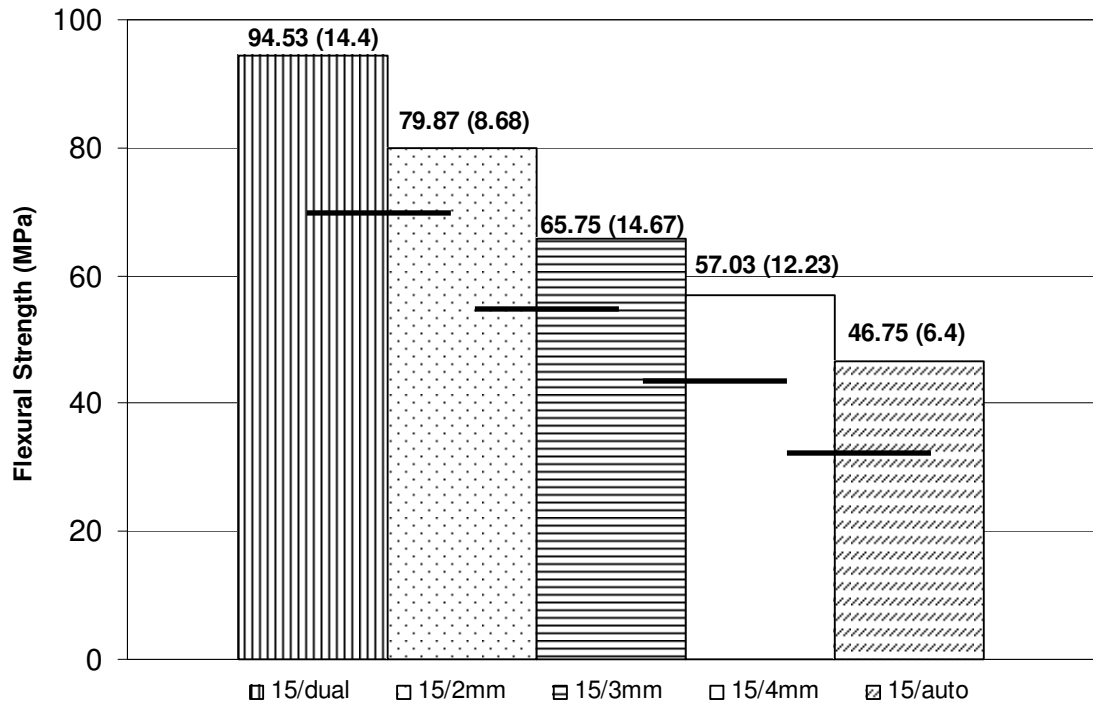


Fig. 1. Mean flexural strength values for groups tested after 15 minutes storage. (Columns extending above horizontal line are statistically similar).

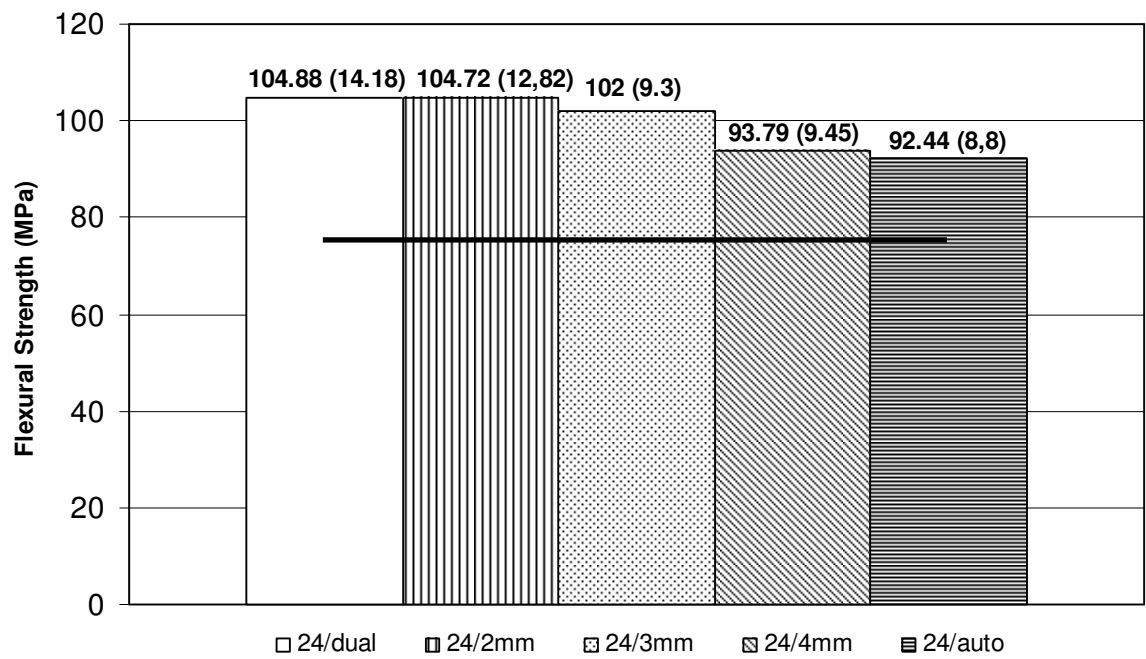


Fig. 2. Mean flexural strength values for groups tested after 24 hours storage. (Columns extending above horizontal line are statistically similar).

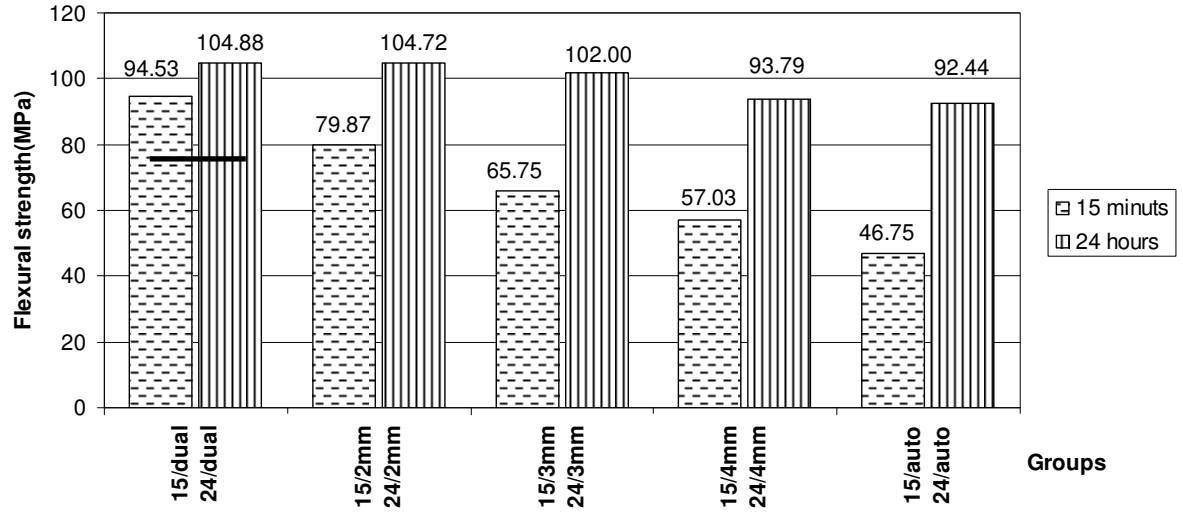


Fig. 3. Mean flexural strength values after the different storage time and the individual comparison. (Columns extending above horizontal line are statistically similar).

Tables

Table I. Experimental group's denomination and characteristics

| <i>Group's denomination</i> | | <i>Group's characteristics</i> | |
|-----------------------------|----------|--------------------------------|--------|
| 15 minuts | 24 hours | Activation | Spacer |
| 15/dual | 24/dual | Dual (Chemical + HL) | None |
| 15/2mm | 24/2mm | Dual (Chemical + HL) | 2 mm |
| 15/3mm | 24/3mm | Dual (Chemical + HL) | 3 mm |
| 15/4mm | 24/4mm | Dual (Chemical + HL) | 4 mm |
| 15/auto | 24/auto | Chemical | None |

HL: halogen light

REFERÊNCIAS

AKGUNGOR, G.; AKKAYAN, B.; GAUCHER, H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with lithium disilicate-based ceramic system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 94, n. 3, p. 234-241, set. 2005.

ANUSAVICE, K. J. Recent developments in restorative dental ceramics. **J. Amer. Dent. Assoc.**, p.72-84, 1993.

ARIKAWA, H. et al. Bending strength and depth of cure of light-cured composite resins irradiated using filters that simulate enamel. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.31, p. 74-80, 2004.

BAN, S.; ANUSAVICE, K. J. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v.69, n.12, p.1791-1799, dez. 1990.

BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; DUKE, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.63, n.3, p.295-300, mar. 1990.

BRAGA, R. R.; CESAR, P. F.; GONZAGA, C. C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J. Oral Rehabil**, Oxford, v.29, n.3, p.257-262, mar. 2002.

BRAGA, R. R.; BALLESTER, R. Y.; DARONCH, M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear bond between feldspathic porcelain and bovine dentin. **Dent. Mater.**, v. 16, p. 303-310, 2000.

CASSIN, A. M.; PEARSON, G. J. Microleakage studies comparing a one-visit indirect composite inlay system and a direct composite restorative technique. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 19, p. 265-270, 1992.

CAUGHMAN, W. F.; CHAN, D. C. N.; RUEGGEBERG, F. A. Curing potencial of dual polymerizable resin cements is simulated clinical situations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 101-106, jul. 2001.

COOK, W. D.; SATNDISH, P. M. Polymerization kinetics of resin-based restorative materials. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 17, p. 275-282, 1983.

DONG, C. C. S. et al. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v. 69, n. 4, p. 229-234, abr. 2003.

DUNDAR, M; GUNGOR, M. A.; CAL, E. Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fixed partial denture: A clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n.4, p. 327-330, abr. 2003.

EL-BADRAWY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 6, p. 515-524, jun. 1995.

EL-MOWAFY. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v. 67, n. 2, p. 97-102. fev. 2001.

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

FRAGA, R. C.; LUCA-FRAGA, L. R. L.; PIMENTA, L. A. F. Physical properties of resinous cements: an in vitro study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n. 12, p. 1064-1067, dez. 2000.

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

HOFFMANN, N. et al. Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.11, p.1022-1028, nov. 2001.

JUNG, H. et al. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. **Clin. Oral Invest.**, v. 5, p. 156-161, jul. 2001.

MCLEAN, J. W. Ceramics in clinical dentistry. **Brit. Dent. J.**, v. 164, p. 187-194, 1988.

O'KEEFE, K. L.; PEASE, P. L.; HERRIN, H. K. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneers samples. **J. Prosthet. Dent.**, v. 66, n. 4, p. 434-438, 1991.

OZYESIL, A.G.; USUMEZ, A.; GUNDUZ, B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 2, p. 151-157, fev. 2004.

PARK, S. H. et al. Curing unit's ability to cure restorative composites and dual-cured composite cements under composite overlay. **Oper. Dent.**, Indianápolis, v. 29, n. 6, p. 627-635, 2004.

PEUTZFELDT, A. Dual-cure resin-cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 53, p. 29-34, 1995.

PLATT, J. A. Resin cements: into the 21st century. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 20, n. 12, p. 1173-1182, 1999.

RASETTO, F. H. et al. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 5, p. 441-446, maio 2004.

REBELATTO, C. Influencia do método de ativação sobre a resistência flexural de um cimento resinoso de dupla polimerização. 2003. 101f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Materiais Dentários) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico – Universidade Federal de Santa Catarina.

RUEGGERBERG, F. A.; CAUGHMAN, W. F. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Oper. Dent.**, Indianápolis, v. 18, n. 2, p. 48-55, mar./abr. 1993.

RUEGGERBERG, F. A.; CAUGHMAN, W. F.; CURTIS, J. W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper. Dent.**, Indianápolis, v. 19, n. 1, p. 26-32, 1994.

SANTOS JR. et al. Hardening of dual-cured resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v. 70, n. 5, mai., 2004.

STRANG, R. The setting of visible-light-cured resins beneath etching porcelain veneers. **Br. Dent. J.**, London, v. 163, p. 149- 151, 1987.

TASHIRO, H. et al. Effects of light intensity through resin inlays on the bond strenght of dual-cured resin cement. **J. Adhes. Dent.**, v. 6, n. 3, p. 233-238, 2004.

WARREN, K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 17, p. 327-334, 1990.

WHITE, S. N. et al. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 3, p. 156-161, fev. 1992.

APÊNDICES

APÊNDICE A: TABELAS

Tabela 1 - Valores originais de resistência flexural, em MPa, encontrados para os grupos testados após 15 minutos de armazenagem.

| <i>Amostra</i> | <i>15/dual</i> | <i>15/2mm</i> | <i>15/3mm</i> | <i>15/4mm</i> | <i>15/auto</i> |
|----------------|----------------|---------------|---------------|---------------|----------------|
| 1 | 86,63 | 57,75 | 74,25 | 45,075 | 50,63 |
| 2 | 103,88 | 76,88 | 80,63 | 43,87 | 53,25 |
| 3 | 88,88 | 81,38 | 69,75 | 70,87 | 41,63 |
| 4 | 102,75 | 76,88 | 89,25 | 78,37 | 38,25 |
| 5 | 87,00 | 81,00 | 81,38 | 59,25 | 51,38 |
| 6 | 98,25 | 84,75 | 55,88 | 55,50 | 52,50 |
| 7 | 107,25 | 76,50 | 63,38 | 77,62 | 36,38 |
| 8 | 66,38 | 89,25 | 64,50 | 48,75 | 42,00 |
| 9 | 72,38 | 93,38 | 61,50 | 52,50 | 46,88 |
| 10 | 110,25 | 81,75 | 51,00 | 55,12 | 44,25 |
| 11 | 101,25 | 81,75 | 35,63 | 44,25 | 57,00 |
| 12 | 109,50 | 77,25 | 61,88 | 52,50 | 46,88 |

Tabela 2 - Valores originais de resistência flexural, em MPa, encontrados para os grupos testados após 24 horas de armazenagem.

| <i>Amostra</i> | <i>24/dual</i> | <i>24/2mm</i> | <i>24/3mm</i> | <i>24/4mm</i> | <i>24/auto</i> |
|----------------|----------------|---------------|---------------|---------------|----------------|
| 1 | 93,38 | 113,25 | 109,88 | 109,13 | 91,13 |
| 2 | 88,88 | 93,00 | 98,63 | 98,24 | 91,13 |
| 3 | 83,25 | 106,88 | 105,75 | 96,00 | 93,00 |
| 4 | 100,13 | 103,88 | 111,00 | 94,13 | 99,75 |
| 5 | 100,88 | 109,13 | 79,50 | 76,88 | 98,25 |
| 6 | 108,40 | 119,25 | 103,50 | 108,00 | 83,63 |
| 7 | 91,88 | 112,88 | 105,00 | 81,75 | 88,88 |
| 8 | 126,00 | 105,38 | 100,50 | 98,40 | 71,63 |
| 9 | 121,88 | 104,25 | 99,38 | 94,5 | 100,88 |
| 10 | 114,75 | 123,00 | 93,38 | 88,88 | 99,38 |
| 11 | 106,88 | 81,00 | 102,00 | 87,34 | 102,75 |
| 12 | 122,25 | 84,75 | 115,50 | 92,25 | 88,88 |

Tabela 3 - Estatística descritiva para os grupos experimentais testados após 15 minutos de armazenagem.

| <i>Grupo</i> | <i>N</i> | <i>Média (MPa)</i> | <i>Desvio padrão</i> | <i>Mínimo (MPa)</i> | <i>Máximo (MPa)</i> | <i>Coefficiente de variação</i> |
|--------------|----------|--------------------|----------------------|---------------------|---------------------|---------------------------------|
| 15/dual | 12 | 94,53 | 14,40 | 66,38 | 110,25 | 15,23% |
| 15/2mm | 12 | 79,87 | 8,68 | 57,75 | 93,38 | 10,88% |
| 15/3mm | 12 | 65,75 | 14,67 | 35,63 | 89,25 | 22,32% |
| 15/4mm | 12 | 57,03 | 12,26 | 43,87 | 78,37 | 21,51% |
| 15/auto | 12 | 46,75 | 6,40 | 36,38 | 57,00 | 13,70% |

Tabela 4 - Estatística descritiva para os grupos experimentais testados após 24 horas de armazenagem.

| <i>Grupo</i> | <i>N</i> | <i>Média (MPa)</i> | <i>Desvio padrão</i> | <i>Mínimo (MPa)</i> | <i>Máximo (MPa)</i> | <i>Coefficiente de variação</i> |
|--------------|----------|--------------------|----------------------|---------------------|---------------------|---------------------------------|
| 24/dual | 12 | 104,88 | 14,18 | 83,25 | 126,00 | 13,52% |
| 24/2mm | 12 | 104,72 | 12,82 | 81,00 | 123,00 | 12,24% |
| 24/3mm | 12 | 102,00 | 9,30 | 79,50 | 115,50 | 9,12% |
| 24/4mm | 12 | 93,79 | 9,45 | 81,75 | 109,13 | 10,07% |
| 24/auto | 12 | 92,44 | 8,80 | 71,63 | 102,75 | 9,52% |

Tabela 5 - Resultados da comparação múltipla de Tukey-Kramer, para os grupos testados após período de armazenagem de 15 minutos.

| <i>Comparações</i> | <i>Diferença entre as médias</i> | <i>Valor de p</i> | <i>Resultado</i> |
|--------------------|----------------------------------|--------------------------------|-------------------------------|
| 15/dual X 15/2mm | 14,65 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 15/dual X 15/3mm | 28,78 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/dual X 15/4mm | 37,50 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/dual X 15/auto | 47,78 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/2mm X 15/3mm | 14,12 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 15/2mm X 15/4mm | 22,84 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/2mm X 15/auto | 33,12 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/3mm X 15/4mm | 8,72 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 15/3mm X 15/auto | 19,00 | < 0,05 | Diferença pouco significativa |
| 15/4mm X 15/auto | 10,27 | > 0,05 | Diferença não-significativa |

Tabela 6 - Resultados da comparação múltipla de Tukey-Kramer para os grupos testados após período de armazenagem de 24 horas.

| <i>Comparações</i> | <i>Diferença entre as médias</i> | <i>Valor de p</i> | <i>Resultado</i> |
|--------------------|----------------------------------|--------------------------------|-----------------------------|
| 24/dual X 24/2mm | 0,16 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/dual X 24/3mm | 2,88 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/dual X 24/4mm | 11,09 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/dual X 24/auto | 12,44 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/2mm X 24/3mm | 2,72 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/2mm X 24/4mm | 10,93 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/2mm X 24/auto | 12,28 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/3mm X 24/4mm | 8,21 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/3mm X 24/auto | 9,56 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 24/4mm X 24/auto | 1,35 | > 0,05 | Diferença não-significativa |

Tabela 7 - Resultados da comparação múltipla de Tukey-Kramer para os grupos testados após período de armazenagem de 15 minutos X testados após 24 horas.

| <i>Comparações</i> | <i>Diferença entre as médias</i> | <i>Valor de p</i> | <i>Resultado</i> |
|--------------------|----------------------------------|--------------------------------|-------------------------------|
| 15/dual X 24/dual | -10,35 | > 0,05 | Diferença não-significativa |
| 15/2mm X 24/2mm | -24,85 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/3mm X 24/3mm | -36,25 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/4mm X 24/4mm | -36,76 | < 0,001 | Diferença muito significativa |
| 15/auto X 24/auto | -45,69 | < 0,001 | Diferença muito significativa |

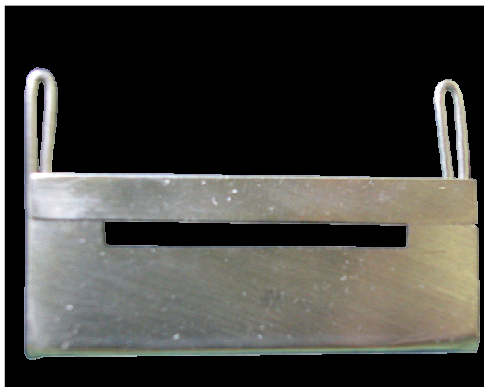
APÊNDICE B: FOTOGRAFIAS

Figura 1: matriz utilizada na confecção dos corpos-de-prova.

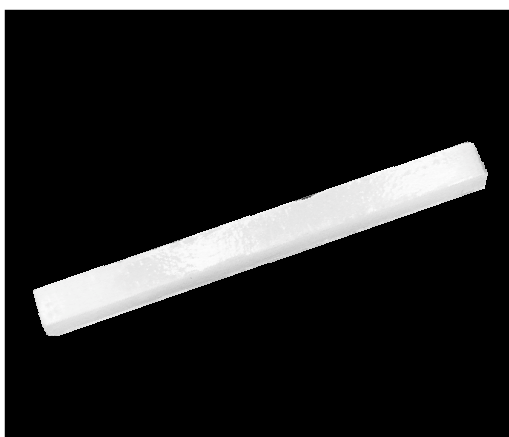


Figura 2: corpo-de-prova pronto para ser testado.



Figura 3: discos de cerâmica de infra-estrutura utilizados como obstáculos.



Figura 4: discos utilizados como obstáculos. O de maior diâmetro é o disco feito com cerâmica de cobertura.

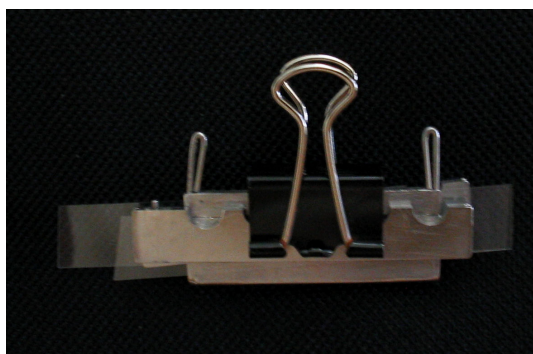


Figura 5: confecção dos corpos-de-prova com cura somente química.



Figura 6: corpo-de-prova posicionado na máquina de testes.



Figura 7: fotoativador utilizado na pesquisa.

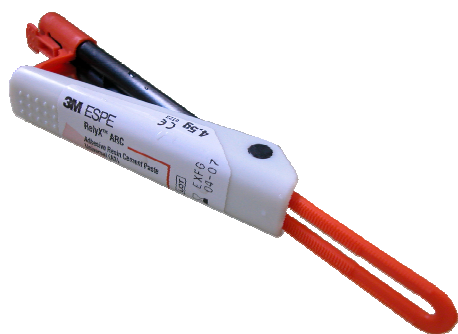


Figura 8: cimento resinoso dual utilizado na pesquisa.

APÊNDICE C: RELAÇÃO DOS TRABALHOS ELABORADOS DURANTE O CURSO DE MESTRADO: 2003-2005.

Artigos completos enviados para publicação em periódico

SILVEIRA, M. R.; MAIA, H. P. Effect of indirect composite thickness on the microhardness of a dual cured resin cement. Operative Dentistry.

SILVEIRA, M.R.; MAIA, H. P. Influence of different activation mode on the surface hardness and flexural strength of a dual-cure resin cement through ceramic restorations. Journal of Dentistry.

AGUIAR, D. A.; SILVEIRA, M. R.; RITTER, D. E.; LOCKS, A. Avaliação das propriedades mecânicas de 4 cimentos de ionômero de vidro utilizados na cimentação de bandas ortodônticas. Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial.

Resumos simples em anais de eventos ou publicados em periódicos

SILVEIRA, M. R.; MAIA, H. P. Avaliação da microdureza knoop de um cimento resinoso fotopolimerizado por diferentes espessuras de resina composta indireta.

Pesquisa Odontológica Brasileira, São Paulo, SP., v. 19, p. 227, set. 2005.

SILVEIRA, M. R.; MAIA, H. P. Avaliação da microdureza knoop de um cimento resinoso fotopolimerizado por diferentes espessuras de resina composta indireta. In: CONGRESSO CATARINENSE DE PROMOÇÃO DE SAÚDE BUCAL, 7., 2005, Joinville. **Anais...** Joinville:2005, n. 202.

AGUIAR, D. A.; SILVEIRA, M. R.; RITTER, D. E.; LOCKS, A. Avaliação das propriedades mecânicas de 4 cimentos de ionômero de vidro utilizados na cimentação de bandas ortodônticas. In: CONGRESSO CATARINENSE DE PROMOÇÃO DE SAÚDE BUCAL, 7., 2005, Joinville. **Anais...** Joinville:2005, n. 67.