



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



# **CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**Monografia de Final de Curso**

**Aluno(a): Sílvia Mitsue Oka de Souza**

**Orientador(a): Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**

**TCC 351**

**Ano de Conclusão do Curso: 2007**

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Mário Alexandre Coelho Sinhoreti", written over a horizontal line.

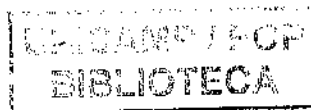
**Assinatura do(a) Orientador(a)**

Sílvia Mitsue Oka de Souza

Efeito dos materiais para cimentação na resistência de união de discos  
cerâmicos à dentina bovina.

Monografia apresentada ao  
Curso de Odontologia da  
Faculdade de Odontologia de  
Piracicaba-UNICAMP, para  
obtenção do Diploma de  
Cirurgião - Dentista

Orientador: Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti



Piracicaba  
(2007)



apoiaram

Dedico este trabalho a todas as pessoas que me

e que acreditaram na minha capacidade,  
principalmente ao meu orientador

Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

e ao meu co-orientador Rubens Nisie Tango por terem me  
guiado na realização deste trabalho.

## AGRADECIMENTOS

Ao professor, Mário Alexandre Coelho Sinhoreti,  
pela habilidade com que orientou meu trabalho.

Ao Professor Rubens Nisie Tango, pela colaboração e apoio.

## SUMÁRIO

	pg
1. Lista de ilustrações	5
2. Lista de abreviaturas e siglas	6
3. Resumo	7
4. Introdução	9
5. Proposição	11
6. Justificativa	11
7. Materiais e métodos	11
8. Resultados	15
9. Discussão	18
10. Referências bibliográficas	20

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Tabela 1: Nome comercial, tipo e fabricante do produto	13
Tabela 2: Valores de resistência de união das amostras do grupo Enforce Dual	15
Tabela 3: Valores de resistência de união das amostras do grupo Z250.	15
Tabela 4: Valores de resistência de união das amostras do grupo Enforce fotoativado.	16
Tabela 5: Valores de resistência de união das amostras do grupo Tetric flow.	16
Tabela 6: Valores de resistência de união das amostras do grupo Rely-X.	17
Tabela 7: Análise de variância dos dados de resistência de união ao cisalhamento	17
Tabela 8: Comparação entre as médias + desvio padrão (MPa) dos grupos testados, pelo Teste de Tukey.	18
Figura 1: Esquema representativo da disposição dos materiais para a fotoativação.	14

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

et al. = e outros (abreviatura de "et lii")



## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de discos cerâmicos à dentina bovina, fixados com cimentos resinosos (G1-Enforce fotoativado; G2-Enforce dual; G3-Rely-X) ou compósitos (G4-Tetric flow; G5-Filtek Z250). Foram confeccionados 50 discos de cerâmica feldspática HeraCeram (Heraeus Kulzer) - 6mm de diâmetro e 1mm de espessura. Os discos foram condicionados com Condicionador de porcelanas Dentsply (2min) e lavados em água corrente (1min). Após secagem, aplicou-se o agente de silanização (Dentsply). Cinquenta incisivos bovinos tiveram suas raízes seccionadas e as coroas remanescentes incluídas em resina de poliestireno (Piraglass). A face vestibular foi desgastada com lixas de SiC (Carborundum) granulação 200, 400 e 600, respectivamente, sob refrigeração à água, até a obtenção de superfície de dentina com 25mm<sup>2</sup>. Esta foi condicionada com ácido fosfórico 37% (Dentsply) - 15s, e lavada com jato de água (15s). O excesso de água foi removido com papel absorvente e o adesivo Prime&Bond 2.1 (Dentsply) aplicado. Sobre cada amostra foi posicionada uma matriz plástica (5mm de diâmetro e 1mm de espessura). O cimento homogeneizado e o compósito (n=10) foram inseridos na matriz e sobre estes foi assentado o disco de cerâmica. A fotoativação foi realizada com o aparelho de lâmpada halógena XL 2500 (3M/ESPE), com intensidade de 820mW/cm<sup>2</sup> por 40s. Após fotoativação, as amostras foram armazenadas em estufa a seco (37°C/24h) e submetidas ao ensaio de cisalhamento em máquina de ensaio universal Instron, sob velocidade de 0,5mm/min. Os dados (MPa) foram submetidas à análise de variância e ao teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados (p=0,55), sendo G1-10,00MPa; G2-8,47MPa; G3-7,37MPa; G4-8,96MPa e G5-7,73MPa.

## INTRODUÇÃO

A utilização dos cimentos resinosos vem crescendo nos últimos anos em função da maior aplicação de materiais restauradores estéticos indiretos, como a cerâmica e o compósito. Estes cimentos apresentam como vantagens a união aos substratos, em função da compatibilidade aos agentes silanos e sistemas de união, baixa solubilidade, facilidade de manipulação e estética compatível com sistemas cerâmicos livres de metal. A aplicação destes cimentos pode ainda resultar em maiores valores de resistência à fratura por fadiga de coroas ceramo-cerâmicas comparados aos cimentos de ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco (Groten & Probster, 1997).

Apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento ideal a todas as situações clínicas. Assim sendo, a escolha do agente de cimentação deve se basear nas propriedades físicas, biológicas e de manipulação somadas às características do remanescente dentário preparado e à peça protética (Rosenstiel et al., 1998).

Fatores como o tempo e modo de fotoativação, material restaurador indireto bem como agente de cimentação podem influenciar na qualidade final da restauração (Breeding et al., 1991; Chan & Boyer, 1989; Uctasli et al., 1994; el-Mowafy et al., 1999; Blackman et al., 1990; Vichi et al., 2000; Rasetto et al., 2001; Foxton et al., 2003). Inlays, onlays, facetas laminadas e coroas ceramo-cerâmicas são comumente fixadas com cimentos resinosos de dupla ativação, já que existem áreas em que a exposição à luz é crítica e neste contexto, o modo de ativação químico teoricamente garantiria uma polimerização satisfatória (Kramer et al., 2000). O'Keefe et al. e Linden et al., em 1991, verificaram que a transmissão de

luz através da cerâmica é mais influenciada pela sua espessura do que pela sua opacidade. A aplicação de tempos de fotoativação mais longos resulta em maior profundidade de polimerização, maior grau de conversão e maior dureza dos cimentos resinosos (Strang et al., 1987; Chan & Boyer, 1989; Warren, 1990; Blackman et al., 1990; Breeding et al., 1991; Linden et al., 1991), e, conseqüentemente, propriedades mecânicas e estéticas melhoradas (Watts & Cash, 1994; Watanabe et al., 2002). Portanto, o tempo de fotoativação recomendado pelo fabricante deve ser tratado com cautela (Strang et al., 1987; Hasegawa et al., 1991).

O grau de conversão de monômeros na reação de polimerização é dependente da energia fornecida durante a fotoativação, caracterizada como sendo o produto da intensidade luminosa e do tempo de exposição (Rueggeberg et al., 1994; Halvorson et al., 2002). Dentro de uma mesma marca comercial, cimentos resinosos de dupla ativação, quando fotoativados, apresentam valores de dureza superiores aos cimentos fotoativados (Breeding et al., 1991; Braga et al., 2002). Witzel et al., em 2003, verificaram que os cimentos resinosos duais, quando não fotoativados e associados a sistemas de união de frasco único, resultaram valores de resistência de união entre 51% e 64% menores quando comparados aos obtidos com os cimentos duais fotoativados.

Moon et al. (2002) e Attar et al. (2003) utilizaram compósitos de baixa viscosidade ("flow") como agentes de cimentação de facetas cerâmicas e verificaram que as espessuras de película obtidas com diversos compósitos flow foram mais finas quando comparadas à linha de cimento obtida com o cimento resinoso Nexus 2 e também em comparação ao compósito Z250. Attar et al., em

2003, ainda observaram que o módulo de elasticidade do compósito Z250 foi maior que dos compósitos de baixa viscosidade avaliados o que lhe confere propriedades mecânicas melhoradas.

Assim, a observação do comportamento desses materiais in vitro pode ser considerada importante, já que pode fornecer informações relevantes sobre a técnica e os materiais empregados e prever de alguma forma o comportamento clínico resultando numa melhora do desempenho e longevidade das restaurações indiretas.

## **JUSTIFICATIVA**

Atualmente, em clínicas odontológicas privadas, tem se verificado a utilização de compósitos híbridos e compósitos de baixa viscosidade para a cimentação de facetas cerâmicas, inlays e onlays pela facilidade de acesso a estes materiais e também devido à vasta gama de cores em que estes materiais são oferecidos no mercado, o que teoricamente facilitaria a restauração quanto à cor, favorecendo desta forma a estética final da reabilitação.

## **PROPOSIÇÃO**

Este trabalho teve como objetivo avaliar in vitro a resistência de união de discos cerâmicos cimentados ao substrato dentinário bovino, utilizando cimentos resinosos ou compósitos de baixa viscosidade.



## **MATERIAIS E MÉTODOS**

Para o presente estudo foram confeccionados 50 discos de cerâmica feldspática HeraCeram (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha), com dimensões finais de 6mm de diâmetro e 1mm de espessura, obtidos com a sinterização e posterior desgaste com lixas de Carbetto de Silício de granulação 120, 200 e 400 (Saint-Gobain Abrasivos Ltda., Pernambuco, Brasil) em politriz refrigerada à água APL-4 (Arotec, Cotia, Brasil).

A face mais plana e lisa do disco foi glazeada com o glaze do sistema, composto pelo pó Glaze (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha) e o líquido especial Stainfluid (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha).

Cinqüenta incisivos bovinos extraídos tiveram suas raízes seccionadas com disco diamantado montado em torno de bancada (Nevoni, São Paulo, Brasil), possibilitando desta forma a remoção do tecido pulpar coronário com explorador no 5 (Duflex, São Paulo, Brasil). As coroas remanescentes tiveram as faces incisal e proximais desgastadas em uma politriz (APL-4 – Arotec) com lixas de carbetto de silício de granulação de numeração 120 e 200, respectivamente, sob refrigeração à água a fim de possibilitar sua inclusão em matrizes obtidas a partir de tubos de PVC de 3/4 de polegada. Para tanto, as faces vestibulares dos dentes bovinos foram fixadas em cera utilidade (Wilson, Polidental Ind. e Com., São Paulo, Brasil), sobre a qual foram adaptadas as matrizes de PVC. Essas matrizes, contendo os dentes em seu interior, foram preenchidas com resina de poliestireno (Piraglass, Piracicaba, Brasil). Após a polimerização da resina, os dentes embutidos em resina, foram removidos da cera utilidade e levados à politriz para o desgaste da

face vestibular, até a obtenção de uma superfície de dentina com aproximadamente 25mm<sup>2</sup> de área, usando lixas de carbeto de silício (Carborundum) de granulação 200, 400 e 600, respectivamente, sob refrigeração à água.

Tanto os dentes quanto as matrizes utilizados foram separados em 5 grupos de 10 amostras cada, segundo o tipo de material de cimentação utilizado. Esses materiais de cimentação estão listados no Quadro 1.

Quadro 1 – Nome comercial, tipo e fabricante do produto.

<b>Nome comercial</b>	<b>Tipo de material</b>	<b>Fabricante</b>
Tetric Flow	Compósito de baixa viscosidade	IVOCLAR
Filtek Z250	Compósito de viscosidade média	3M ESPE
Enforce Dual	Cimento resinoso	Dentsply Dental Products
Enforce Foto	Cimento Resinoso	Dentsply Dental Products
RelyX ARC	Cimento Resinoso	3M ESPE

Os discos foram condicionados com Condicionador de porcelanas Dentsply durante 2 minutos e lavados em água corrente por 1 minuto. Após secagem com jato de ar, as superfícies condicionadas com ácido hidrofúorídrico 10% (Dentsply) e receberam aplicação de agente de silanização (Silano primer e ativador, Dentsply), segundo as recomendações do fabricante.

Já o substrato bovino, foi condicionado com ácido fosfórico (Condicionador Dental Gel, Dentsply), durante 15 segundos, e lavado com jato de água pelo mesmo período.

O excesso de água foi removido com papel absorvente e o agente de união Prime&Bond 2.1 (Dentsply) foi aplicado, seguindo-se as recomendações do fabricante limitando-se a área de união com uma fita adesiva com orifício central de 5mm. Foi aplicada uma primeira camada do adesivo, esperou-se 20 segundos para volatilização do solvente e penetração do adesivo no tecido desmineralizado quando, então, realizou-se a fotoativação. Foi aplicada uma nova camada, esperou-se 20 segundos para proceder a fotoativação. O tempo de fotoativação de cada camada foi de 10 segundos.

Para a fotoativação foi utilizado o aparelho fotoativador XL 2500 (3M ESPE Dental Products, Saint Paul, MN, EUA), que emite luz com intensidade de 820mW/cm<sup>2</sup> a partir de uma lâmpada de luz halógena. O tempo de fotoativação foi de 40s para todos os grupos avaliados (n=10).

Sobre cada uma das amostras hibridizadas foi posicionada uma matriz plástica com 5mm de diâmetro interno por 1mm de espessura fazendo com que seu orifício coincidissem com a área de dentina hibridizada (Figura 1).

O cimento homogeneizado e o compósito foram inseridos na matriz e sobre estes foi assentado o disco de cerâmica, fazendo-o coincidir com o orifício da matriz. O disco foi comprimido sobre o cimento para o extravasamento do excesso, obtendo-se ao fim espessura de cimento de 1mm. (Figura 1)

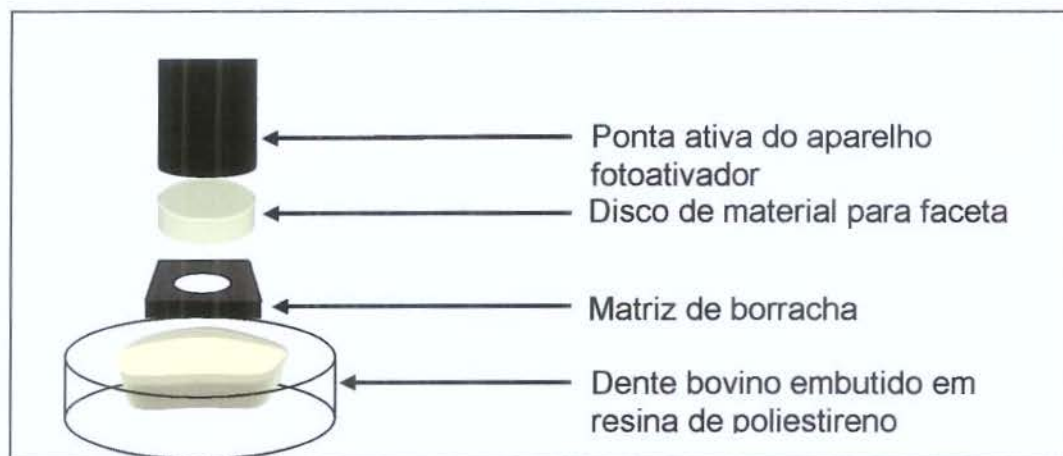


Figura 1 - Esquema representativo da disposição dos materiais para a fotoativação.

Após fotoativação, as amostras foram armazenadas em estufa a seco a 37°C, durante 24h. Transcorrido este período, as mesmas foram submetidas ao ensaio de cisalhamento em máquina de ensaio universal Instron, utilizando um cinzel com borda ativa em meia cana com velocidade de deslocamento da máquina de 0,5mm/min.

## RESULTADOS

Os valores de resistência de união obtidos em kgf pelo teste de cisalhamento foram transformados em MPa e estão representados nas Tabelas 1 a 5.



Tabela 01. Valores de resistência de união das amostras do grupo Enforce Dual.

Grupo Enforce Dual	
	MPa
1	15,19
2	14,41
3	8,01
4	12,045
5	1,105
6	5,95
7	9,87
8	6,325
9	15,625
10	7,085

Tabela 02. Valores de resistência de união das amostras do grupo Z250.

Grupo Z250	
	MPa
1	12,995
2	7,585
3	10,25
4	11,295
5	6,66
6	5,655
7	1,89
8	8,01
9	15,29
10	8,415

Tabela 03. Valores de resistência de união das amostras do grupo Enforce fotoativado.

Grupo Enforce fotoativado	
	MPa
1	12,175
2	3,545
3	14,165
4	10,8
5	14,015
6	10,325
7	10,445
8	8,425
9	11,515
10	11,055

Tabela 04. Valores de resistência de união das amostras do grupo Tetric flow.

Grupo Tetric flow	
	MPa
1	8,605
2	8,415
3	8,64
4	9,305
5	12,545
6	9,435
7	10,085
8	14,465
9	7,35
10	6,54

Tabela 05. Valores de resistência de união das amostras do grupo Rely-X.

Grupo Rely-X	
	MPa
1	10,335
2	9,46
3	5,13
4	8,575
5	7,21
6	9,23
7	7,015
8	5,08
9	10,095
10	5,245

Os dados apresentados nas Tabelas de 1 a 5 foram transformados segundo raiz quadrada de  $(x+0)$  e submetidos à análise de variância de um fator e posteriormente ao teste de Tukey, ambos com  $\alpha=0,05$ . A Tabela 6 apresenta os dados da análise de variância.

Tabela 6. Análise de variância dos dados de resistência de união ao cisalhamento.

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor de f	P
Material	4	1,2577	0,3144	0,7651	<b>0,5556</b>
Resíduo	45	18,4938	0,4109		
Total	49				

Coefficiente de variação: 22,008%

A Tabela 6 mostrou que não houve significância do fator material para cimentação na resistência de união dos discos cerâmicos cimentados à dentina bovina. Na Tabela 7 está representada a comparação entre as médias dos grupos testados.

Tabela 7. Comparação entre as médias + desvio padrão (MPa) dos grupos, comparadas pelo Teste de Tukey.

<b>Grupo</b>	<b>Médias (D.P.)</b>	
Enforce fotoativado	10,00 (3,02)	A
Tetric flow	8,97 (2,36)	A
Enforce dual	8,47 (4,73)	A
Filtek Z250	7,73 (3,83)	A
Rely-X ARC	7,37 (2,08)	A

Letras maiúsculas similares na representam médias estatisticamente similares segundo o Teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ).

A Tabela 7 mostra que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados.

## **DISCUSSÃO**

O aumento da utilização de restaurações indiretas tem feito crescer a aplicação de agentes de cimentação resinosos. No entanto, os cimentos resinosos mais utilizados têm sido os cimentos do tipo dual, que apresentam com desvantagem a menor estabilidade de cor quando comparado aos cimentos

fotoativados e aos compósitos fotoativados. Essa desvantagem torna-se mais evidente em reabilitações de dentes anteriores. Como alternativa, profissionais utilizam compósitos fotoativados nas diferentes consistências, já que estes oferecem maior gama de cores, possibilitando melhor resultado estético aliado à maior estabilidade de cor.

Neste estudo cimentos resinosos e compósitos de baixa e média viscosidade (Enforce Dual, Enforce Foto, Relay X ARC, Tetric flow, Filtek Z 250), apresentaram valores similares de resistência de união ao teste de cisalhamento (Tabela 7).

O grau de conversão de monômeros na reação de polimerização é dependente da energia fornecida durante a fotoativação, caracterizada como sendo o produto da intensidade luminosa e do tempo de exposição (Rueggeberg et al., 1994; Halvorson et al., 2002). Como o tipo de aparelho fotoativador, tempo de fotoativação (40 segundos) e a espessura dos discos de cerâmica (com dimensões de 6 mm de diâmetro e 1 mm de espessura) foram padronizados, a densidade de energia foi similar para todos os grupos, resultando em grau de conversão e resistência de união similares. Possivelmente, isto tenha sido resultado da alta translucidez dos discos cerâmicos, que possibilitou elevada passagem de luz de fotoativação.

O tratamento da superfície da cerâmica e do substrato dentinário foram similares para todos os grupos. Isto pode ter sido causa da similaridade entre os resultados de resistência de união entre os diferentes materiais testados como agente de cimentação.

Outra possível explicação para a similaridade entre os grupos pode ser o tipo de teste aplicado, visto que há dificuldade em conduzir-se um teste de cisalhamento "puro". Possivelmente, realizando-se teste de tração ou microtração, resultados diferentes poderiam ser obtidos. Contudo, a natureza friável da cerâmica quando submetida a cargas de tração é um fator limitante nestes tipos de testes.

Não é possível extrapolar os resultados deste estudo para uma situação clínica, uma vez que a espessura do agente de cimentação foi maior do que ocorre clinicamente e a longevidade não foi avaliada.

Novos estudos devem ser conduzidos na tentativa de verificar o efeito dos diferentes materiais restauradores utilizados como agente de cimentação na qualidade da restauração indireta, para fornecer maiores subsídios científicos aos profissionais para que realizem Odontologia de melhor qualidade.

## **CONCLUSÃO**

Com base nos resultados obtidos neste estudo pode-se concluir que todos os materiais de cimentação utilizados apresentaram comportamento similar frente à cimentação de facetas confeccionadas com a cerâmica feldspática HeraCeram.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Blackman R Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent.* 1990;63(3):295-300.
2. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical Properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002;29(3):257-62.
3. Breeding IC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 1991;65(4):512-8.
4. Cardash, H. Baharav H, Pilo R, Ben Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent.* 1993;69(6):620-3.
5. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res.* 1989;68(3):476-80.
6. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil.* 1995;22(1):43-7.
7. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater.* 2003; 19(6): 517-22
8. el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent.* 1999;24(1):38-44.
9. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent.* 1991;66(2):187-92.

10. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig.* 2001; 5(3): 156-61.
11. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Photopolymerization of composite resins with plasma light. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(8): 782-6.
12. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000; 13(Spec No): 60D-76D.
13. Linden JJ, Switt EJ Jr, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneer. *J Dent Res.* 1991;70(2):154-7.
14. O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosthet Dent.* 1991;66(4):434-8.
15. 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(2): 151-7.
16. 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(1): 29-34.
17. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112(1): 89-94.
18. Rasetto FH, Driscoll CF, Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneer. *J Prosthodont.* 2001;10(3):133-9.



19. Rueggerberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 1993;18(2):48-54.
20. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int.* 2001; 32(5): 401-5.
21. Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent.* 2004; 32(4): 321-6.
22. Strang R, McCrossan J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible-light-cured resin beneath etched porcelain veneers. *Br Dent J.* 1987;163(5):149-51.
23. Tanoue, N, Koishi Y, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *J Oral Rehabil.* 2001;28(7):618-23.
24. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil.* 1994;21(5):565-75.
25. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):412-7.
26. Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. *J Oral Rehabil.* 1990;17(4):327-34.
27. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc.* 2003; 69(8):516-21.