



Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e  
Clínica Integrada

ISSN: 1519-0501

apesb@terra.com.br

Universidade Federal da Paraíba  
Brasil

Ferreira SILVA, Rodrigo; Depes de GOUVÊA, Cresus Vinicius; de Cássia Martins MORAES, Rita;  
Horta CORREA, Joana; Farias FERREIRA, Vinícius  
Análise da Passagem de Luz Visível Através do Cerômero e Porcelana  
Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, vol. 11, núm. 4, outubro-diciembre, 2011,  
pp. 533-537  
Universidade Federal da Paraíba  
Paraíba, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=63722200013>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica  
Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal  
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

## Análise da Passagem de Luz Visível Através do Cerômero e Porcelana

### Analysis of the Transpiercing of the Visible Light Thought Resin Composites and Porcelain

Rodrigo Ferreira SILVA<sup>1</sup>, Cresus Vinicius Depes de GOUVÊA<sup>2</sup>, Rita de Cássia Martins MORAES<sup>3</sup>,  
Joana Horta CORREA<sup>4</sup>, Vinícius Farias FERREIRA<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Aluno da Especialização de Prótese da Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil.

<sup>2</sup>Professor Titular do Departamento de Odontotécnica da Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil.

<sup>3</sup>Professora assistente do Departamento de Odontotécnica da Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil.

<sup>4</sup>Especialista em Disfunção Têmporo Mandibular e Dor Orofacial pelo Centro de Estudos das Disfunções Dento Articulares (CEDDA-São José dos Campos), São José dos Campos/SP, Brasil.

<sup>5</sup>Mestre em Odontologia pela Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil.

#### RESUMO

**Objetivo:** Analisar a quantidade de energia luminosa que chega ao material cimentante durante a polimerização de uma peça protética.

**Metodologia:** Foram confeccionados corpos de prova padronizados de cerômero e de porcelana, que mediam 1,4 cm de diâmetro cada. Os corpos de prova foram divididos em grupos conforme a sua espessura (1mm ou 1,5mm) e o tipo de material. Foi utilizado um radiômetro para analisar a intensidade luminosa que atravessou a peça e os resultados obtidos foram expressos em mw/cm<sup>2</sup>. Para todos os grupos, foi utilizada a distância de 3mm entre o aparelho fotopolimerizador e os corpos de prova. A padronização desta distância foi baseada nos resultados obtidos quando o aparelho fotopolimerizador foi apoiado diretamente sobre a célula fotossensível do radiômetro (distância 0mm) e obteve-se um resultado médio de 852,13 ± 18,022 mw/cm<sup>2</sup> e quando o aparelho fotopolimerizador foi afastado a uma distância de 3mm e a média obtida foi de 671,37 ± 37,869 mw/cm<sup>2</sup>.

**Resultados:** Os resultados mostraram que a média do grupo de porcelana, com 1mm de espessura, foi de 222,20 ± 22,048 mw/cm<sup>2</sup>. O grupo do cerômero com 1mm de espessura apresentou uma média de 156,70 ± 12,009 mw/cm<sup>2</sup>, a porcelana com 1,5mm de espessura, apresentou uma média de 139,03 ± 8,385 mw/cm<sup>2</sup>. Já, o grupo cerômero com 1,5mm, absorveu completamente a luz.

**Conclusão:** O grupo da porcelana, com 1 mm de espessura, permitiu que parte da energia luminosa chegasse ao material cimentante durante a polimerização e que a intensidade do aparelho fotopolimerizador e o tempo de exposição durante a cimentação protética devem ser ajustados conforme o tipo e a espessura do material utilizado.

#### ABSTRACT

**Objective:** To analyze the amount of luminous energy that arrived at the cimentante material during the polymerization of a prosthetic part.

**Methods:** Standardized bodies of test of resin composites and porcelain had been confectioned and measured 1.4 cm of diameter each. The test bodies had been divided in groups in agreement its thickness (1mm and 1.5mm) and the type of material. A radiometer was used to analyze the luminous intensity that crossed the part and the gotten results had been express in mw/cm<sup>2</sup>. Were used in the distance of 3mm between the photopolimerizer device and the bodies of test. The standardization of this distance was based on the gotten results when the photopolimerizer device was supported directly on the photosensitive cell of the radiometer (distance 0mm) and got 852.13 ± 18.022 mw/cm<sup>2</sup> an average result of and when the photopolimerizer device was moved away to a distance from 3mm, the average lowered for 671.37 ± 37.869 mw/cm<sup>2</sup>.

**Results:** The results had shown that the average of the group of porcelain, with 1mm of thickness, was of 222.20 ± 22.048 mw/cm<sup>2</sup>. The group of resin composite of 1mm of thickness presented a average of 156.70 ± 12.009 mw/cm<sup>2</sup>, the porcelain with 1,5mm presented a average of 139.03 ± 8.385 mw/cm<sup>2</sup>. Already, the resin composite group of 1.5mm, absorbed the light completely.

**Conclusion:** The group of the porcelain, with 1 mm of thickness, allowed that it has left of the luminous energy arrived at the cimentated material during the polymerization and that the intensity of the photopolimerizer device and the time of exposition during the prosthetic face-hardening must be adjusted in agreement to the type and the thickness of the used material

#### DESCRIPTORES

Luzes de cura dentária; Porcelana dentária; Cimentação; Materiais dentários.

#### KEY-WORDS

Curing light dental; Dental porcelain; Cementation; Dental materials.

## INTRODUÇÃO

O processo de fotoativação de materiais na odontologia permitiu um avanço considerável na qualidade e na facilidade dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Entre as variáveis que compõem esse processo, a fonte de luz é exaustivamente estudada na busca de atingir o aproveitamento máximo das características de cada material.

Por volta de 1970, utilizava-se a energia ultravioleta, cujo comprimento de onda não filtrado estava aproximadamente em 365 nanômetros (nm)<sup>1,2</sup>. A luz ultravioleta mostrou desvantagens, como o risco à exposição pela radiação sofrido pelo paciente e pelo profissional e a limitada profundidade de polimerização<sup>3,4</sup>, o que leva à incompleta polimerização, aumentando a absorção de água e a solubilidade do cimento, promovendo a diminuição da resistência do material restaurador<sup>5</sup>. Assim, por volta de 1978, surgiram as resinas compostas ativadas por luz visível<sup>1</sup>.

A idéia da fotopolimerização só foi possível graças à incorporação de substâncias fotoativadoras como a canforoquinona e a fenil-propanodiona nas resinas. A canforoquinona é efetivamente ativada por emissão de feixes de luz com comprimento de onda em torno de 468nm<sup>3-6,7,8,9</sup>. Contudo, a canforoquinona apresentou algumas desvantagens, dentre elas a cor bastante amarelada que dificultou o desenvolvimento das tonalidades de cores para as resinas compostas<sup>10</sup>. Já a fenil-propanodiona é ativada no comprimento de onda de 410nm<sup>11,12,13</sup> e não apresenta a coloração amarelada característica da canforoquinona. Sua principal desvantagem é que nem todo aparelho fotopolimerizador emite um espectro de luz capaz de ativá-la<sup>10-14,15</sup>.

A polimerização insuficiente é uma das principais causas de insucesso clínico, caracterizado pelo comprometimento estético, maior possibilidade de infiltração marginal e maior quantidade de monômero residual<sup>9</sup>, apresentando toxicidade relevante<sup>3-8</sup>, alteração da resistência e absorção de água<sup>19</sup>. Outros problemas como o aparecimento de sensibilidade pós-operatória, cárie recorrente, suscetibilidade à degradação e diminuição das propriedades mecânicas, estão associados a polimerização inadequada do cimento resinoso<sup>20</sup>.

A fotopolimerização fica na dependência da efetividade das fontes de luz, incluindo a distribuição de espectro, intensidade<sup>16</sup>, tempo de exposição e distância da fonte de luz e do tipo de material (composição e espessura)<sup>9-17,18</sup>.

As possíveis causas de perda da intensidade luminosa pelo aparelho fotopolimerizador são várias e, muitas vezes, a redução é tão sutil que o cirurgião dentista não consegue perceber. Entretanto, alguns fatores podem influenciar o grau de polimerização, como: desalinhamento das fibras óticas, queda de

da ponta ativa e presença de danos ou resíduos na mesma<sup>5</sup>.

Na tentativa de resolver esse problema, vários equipamentos com diferentes fontes de luz e técnicas de ativação surgiram no mercado nos últimos anos: o sistema convencional de luz halógena (quartzotungstênio), o laser de argônio, a lâmpada de arco de plasma e o diodo emissor de luz (LED).

A eficiência de polimerização pode variar de acordo com o equipamento a ser utilizado. O arco de plasma, luz halógena convencional e luz halógena de alta intensidade foram testados na literatura<sup>19,20-28</sup>. Os melhores resultados foram conseguidos utilizando luz de alta intensidade, já o arco de plasma atingiu valores inferiores à luz halógena convencional<sup>19</sup>.

O grau de conversão inadequado dos cimentos resinosos duais é, portanto, importante para o sucesso clínico geral, a longevidade e biocompatibilidade da restauração. Cimentos resinosos de dupla cura podem mostrar polimerização diferente, dependendo de sua composição e tempo de armazenamento. A seleção do cimento resinoso pode ser importante para o desempenho clínico da restauração, em regiões mais profundas<sup>30</sup>.

## METODOLOGIA

Para a realização deste experimento, foram utilizados materiais e equipamentos descritos no Quadro 1.

Quadro 1. Descrição de materiais e equipamentos		
Material	Especificação	Marca
Radiômetro para luz halogena e led	Radiômetro RD-7	ECEL
Fotopolimerizador	850mw/cm <sup>2</sup>	Olsen
10 discos de porcelana com 1.4cm de diâmetro e 1,5mm de espessura (grupo 4)	Cor A3 B (dentina)	Noritak EX3
10 discos de porcelana com 1.4cm de diâmetro e 1,0mm de espessura (grupo 3)	Cor A3 B (dentina)	Noritak EX3
10 discos de cerômero com 1.4cm de diâmetro e 1,5mm de espessura (grupo 2)	Cor A3 dentina	Resilab/Wilcos
10 discos de cerômero com 1.4cm de diâmetro e 1,0mm de espessura (grupo 1)	Cor A3 dentina	Resilab/Wilcos

Para confecção dos corpos de prova de cerômero duas placas de acetato (1mm e 1,5mm) foram perfuradas com broca de alvenaria de aço com 1,4cm de diâmetro. A placa de acetato foi apoiada sobre uma placa de vidro previamente isolada com vaselina líquida e seu orifício, preenchido com incremento único de resina fotopolimerizável de laboratório (Resilab Master/ Wilcos cor A3 dentina). Uma segunda placa de vidro, também

Foi utilizado aparelho fotopolimerizador Olsen com  $850\text{mw}/\text{cm}^2$  de intensidade luminosa para polimerizar, por 20 segundos, cada lado da peça, totalizando 40 segundos de exposição ( $341/\text{cm}^2$  de densidade de energia). No acabamento, foram utilizadas fresas de tungstênio e discos de silicone.

Para confecção dos corpos de prova de porcelana, uma seringa de 15mL foi utilizada como forma, para tal, sua ponta foi serrada e alisada em uma máquina de cortar gesso de modo a ter acesso direto ao seu interior. Foi feito um disco de resina acrílica para servir de base para a porcelana, evitando assim que ela entrasse em contato com a resiliência da borracha do êmbolo da seringa. O diâmetro total do interior da seringa foi de 1,7mm, porém, devido à contração da porcelana, foi obtido o valor de 1,4mm de diâmetro na peça final. A seringa e a base de resina foram isoladas com isolante para porcelana (Kota).

Foi utilizada uma balança digital de precisão para pesar 0,6g de pó de porcelana (Cor A3 B Noritak EX3) que foi misturada com líquido para porcelana (Creation ML). A mistura foi introduzida na seringa sob leve vibração para evitar a inclusão de bolhas e depois pressionada sobre uma folha de papel absorvente para retirar o excesso de líquido e promover uma compactação do produto. Após a consolidação do material, o êmbolo foi pressionado até que o conjunto saísse da seringa. Os excessos laterais foram retirados com lâmina de bisturi e o disco de porcelana foi deslocado com uma espátula plástica diretamente sobre a base do forno. Após isso foi iniciado o processo de cocção da porcelana.

Foi utilizado o forno para porcelana Vacumat 40 com a seguinte programação: secagem em 6 minutos; com temperatura inicial e de início de vácuo a  $600^\circ\text{C}$ ; com velocidade de aquecimento a  $45^\circ\text{C}/\text{minuto}$ ; com temperatura final de vácuo de  $925^\circ\text{C}$  e temperatura final a  $935^\circ\text{C}$ ; com ciclo de  $600^\circ\text{C}$  a  $935^\circ\text{C}$  por 7' 53" e com ciclo a vácuo por 7' 40".

Após o resfriamento natural da porcelana, foram utilizadas pedras montadas e discos de silicone para acabamento e regularização dos corpos de prova e aplicado *glaze* de baixa fusão da Creation (cc.lf/ make up instant fluid, gl cc.lf/ make up instant glaze). Foi utilizada a mesma programação do forno para a queima da porcelana, porém a temperatura final foi de  $890^\circ\text{C}$ .

Para cada grupo foram feitas trinta tomadas. Inicialmente, a potência do aparelho fotopolimerizador foi medida apoiando diretamente (distância = 0) sua ponta na célula fotossensível do radiômetro. A seguir, a ponta do aparelho fotopolimerizador foi afastada a uma distância de 3mm da superfície fotossensível do radiômetro, que é a distância necessária para interposição dos corpos de prova. Foi utilizado um dispositivo para fixação do aparelho fotopolimerizador para não haver alteração na distância nem na inclinação da incidência dos raios. Com o afastamento da ponta do aparelho fotopolimerizador, foram efetuados, novamente, os testes para avaliar a perda de intensidade luminosa. Nos testes seguintes, foi mantida a distância

foram interpostos entre os aparelhos e a intensidade luminosa que atravessou a peça foi anotada.

A cada cinco medições houve uma pausa de um minuto para que a temperatura do fotopolimerizador não interferisse nas medições. O tempo de espera entre os grupos foi de, no mínimo, uma hora.

A célula fotossensível do radiômetro possui um diâmetro de 1,3cm, portanto, os corpos de prova cobriram completamente a área, impedindo que qualquer tipo de luz ativasse a célula sem passar por ele.

Quanto à análise dos dados, os valores da intensidade luminosa de acordo com a distância foram analisados com o software estatístico SPSS (SPSS v.13.0, SPSS, Chicago, IL) com intervalo de confiança de 95% e nível de significância de 5%. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para verificar se os grupos apresentavam distribuição normal ou não, permitindo ou não os testes paramétricos. Buscou-se verificar se existia uma correlação entre a distância da fonte de luz e o sensor e entre a espessura dos materiais avaliados com o coeficiente de Pearson. O teste de análise das variâncias (ANOVA) foi utilizado para verificar se os grupos seriam diferentes entre si e o teste post-hoc de Tukey foi executado para verificar quais grupos eram significativamente diferentes dos demais.

Todos os grupos avaliados apresentaram distribuição normal (Shapiro-Wilk, valor- $p > 0,05$ ) permitindo análise paramétrica dos dados.

## RESULTADOS

Na Tabela 1 são visualizados os valores médios da intensidade luminosa em função da distância nos corpos de prova confeccionados com os diferentes materiais e nas distintas espessuras avaliadas.

**Tabela 1. Valores médios da intensidade luminosa ( $\text{mw}/\text{cm}^2$ ) de acordo com a distância de 0mm ou de 3 mm (teste), em corpos de prova cerômeros com espessura de 1 e 1,5mm e em corpos de prova de porcelana de 1 e 1,5mm.**

Grupos	Distância	Média $\pm$ dp
Teste	0mm	852,13 $\pm$ 18,022
Teste	3mm	671,37 $\pm$ 37,869
Cerômero – 1mm	3mm	156,70 $\pm$ 12,009
Cerômero – 1,5mm	3mm	0
Porcelana – 1mm	3mm	222,20 $\pm$ 22,048
Porcelana – 1,5mm	3mm	139,03 $\pm$ 8,385

Quando se comparou a quantidade de luz recebida no sensor que ultrapassou os diferentes materiais verificou-se que a distância 0mm e 3mm apresentaram-se com correlação altamente significativas (coeficiente de Pearson valor- $p = 0,536$ , significativa ao nível de 0,01). A análise das variâncias (ANOVA) mostrou diferenças estatísticas entre os grupos avaliados ( $p < 0,05$ ), que está descrito na Tabela 2. O teste de comparações múltiplas de Tukey mostrou que todos os grupos exibiam diferenças estatísticas entre si. O grupo 2

**Tabela 2. A análise das variâncias (ANOVA), quanto á luz recebida pelos corpos de prova mostrando diferenças estatísticas entre os grupos avaliados ( $p < 0,05$ ).**

	Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Média dos quadrados	F	Significância
Entre os grupos	17266422,228	5	3453284,446	8424,475	,000
Dentro dos grupos	71324,500	174	409,911		
Total	17337746,728	179			

## DISCUSSÃO

Na cimentação de coroas totais, independente do material restaurador, a quantidade de luz que atinge os agentes cimentantes para dar início e continuidade ao processo de polimerização é crítica. Sendo assim, é importante assegurar que uma adequada quantidade de luz atinja o cimento resinoso para que a polimerização seja satisfatória, tanto do ponto de vista químico como biológico, uma vez que, a não polimerização do cimento pode levar a microinfiltração entre a peça cimentada e as estruturas dentais, podendo causar alteração de cor e contaminação microbiana e os vestígios de material monomérico, não polimerizado, apresentam citotoxicidade relevante<sup>5-8,9-16,17,18,19,20,21-28</sup>.

Inlays, onlays, facetas e coroas totais de porcelana ou cerômero são comumente cimentadas com cimentos resinosos duais porque a reação química pode não garantir uma polimerização satisfatória e a transmissão da luz através de materiais restauradores indiretos contribui para o processo de polimerização<sup>20-22-28-30</sup>.

Os resultados deste experimento mostram que existe uma diferença na passagem da luz de acordo com a espessura do material, o que pode ser observado na Tabela 1. Portanto, a espessura e a forma da peça protética podem reduzir a energia necessária para a polimerização dos cimentos resinosos<sup>21,22</sup> e materiais opacos necessitam de mais tempo de fotoativação, devido a menor passagem de luz<sup>23</sup>, entretanto, a opacidade parece ser uma variável menos significativa do que a espessura do material<sup>21-25</sup>.

Os resultados indicaram que corpos de prova de porcelana com 1mm de diâmetro e cor padrão A3 transmitiram 33% da luz inicial, o que se assemelhou a transmissão de 43,8% da quantidade inicial de luz em porcelana de 1mm de espessura e padrão B2<sup>24</sup>.

O equipamento de transmissão de luz para a polimerização, assim como as condições ambientais, têm influência no processo de cura dos cimentos resinosos<sup>26,27</sup>. Poderá haver a redução de 10% da intensidade de energia na presença de 1mm de ar, o que é compensado pelo aumento do tempo de exposição na polimerização<sup>26</sup>, o que foi comprovado pela observação das médias da Tabela 1: a 0mm de distância a intensidade luminosa é igual a 874,1mw/cm<sup>2</sup> e a 3mm de distância a intensidade é igual a 665,9mw/cm<sup>2</sup>.

consequentemente a dureza do cimento dual, também é influenciada. Os resultados da literatura mostraram que a polimerização obtida pela luz halógena e pelo LED, são superiores as demais<sup>20</sup>. Neste experimento foi utilizado um fotopolimerizador com 850mw/cm<sup>2</sup> de intensidade luminosa, por 40 segundos, de acordo com o recomendado na literatura<sup>27</sup>.

Portanto, o sucesso do procedimento de cimentação e da restauração propriamente dita depende da obtenção de união forte e durável entre o cimento resinoso e a cerâmica ou o cerômero e entre o cimento e a estrutura dental. A resistência destas interfaces dependerá, por sua vez, de alcançar um adequado grau de polimerização do cimento resinoso. Portanto, para que estes materiais atinjam os objetivos para os quais foram desenvolvidos é fundamental que tanto a fotoativação, quanto a polimerização química, sejam efetivas<sup>29</sup>.

## CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, foi possível concluir que, entre os grupos avaliados, a porcelana com 1 mm de espessura permitiu que maior parte da energia luminosa chegasse ao material cimentante, durante a polimerização e que a intensidade do aparelho fotopolimerizador e o tempo de exposição durante a cimentação protética devem ser ajustados conforme o tipo e a espessura do material utilizado.

## REFERÊNCIAS

1. Silva IR. Estudo da eficiência de aparelhos para polimerizar resinas odontológicas. São Paulo, 1994. 50p.
2. Vinha D, Coelho MT, Maia CG. Eficácia de alguns aparelhos geradores de luz visível na polimerização de resinas compostas. Rev bras odontol 1990; 47(4):10-4.
3. Filipov IA, Vladimirov SB. Residual Monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. Braz Dent Journal 2006; 17(1):34-8.
4. Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. J Prost Dent 1981; 46(2):167-70.
5. Castro FLA, Cruz CAS, Estrela C. Avaliação da intensidade de energia luminosa e do calor produzidos por aparelhos

- units and depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1989; 68(11):1534-9.
7. Unterbrink GL, Muesner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995; 23(3):183-9.
8. Hilgert LA, Graff VA, Garbin CA, Silva SBA. Influência da fonte de luz e do material restaurador sobre a dureza de um cimento resinoso *dual cure*. *Rev Fac Odonto Porto Alegre* 2004; 45(2):31-4.
9. Rissi RC, Cabral A. Fotopolimerização: principais variáveis clínicas que podem interferir no processo. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2002; 56(2):123-8.
10. Reis A, Loguerio AD. Materiais dentários restauradores diretos dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos 2007.
11. Franco EB, Bosquioli V, Lopes LG. Led – uma nova tecnologia para fotopolimerização. Avaliação com cimento ionomérico modificado por resina. *J Bras de Clin Odontol Integ* 2003; 7(38):116-8.
12. Park S. Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composites. *J Prost Dent* 1996; 76(6):613-8.
13. Sari DM, Duquia RC, Martos J, Osinaga PWR. Flexural strength and modulus of elasticity of four dental composites polymerized with light emitting diode (LED) and halogen light. *Cienc Odontol Bras* 2006; 9(3):13-8.
14. Gonçalves PF, Panzeri FC, Panzeri H, Sinforeti NAC. Avaliação da resistência à flexão de compósitos restauradores diretos fotoativados por luz halógena e por diodo emissor de luz (LED). *Rev Fac Odontol Passo Fundo* 2004; 9(2):88-91.
15. Martinelli J, Pires-de-Souza FCP, Casemiro LA, Tirapelli C, Panzeri H. Abrasion resistance of composites polymerized by light-emitting diodes (led) and halogen light-curing units. *Braz Dent J* 2006; 17(1): 29-33.
16. Briso ALF, Fedel TM, Pereira SM, Mauro SJ, Sundfeld RH, Sundfeld MLMM et al. Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. *J Appl Oral Sci* 2006; 14(1):10-5.
17. Adabo GL, Cruz CAS, Zanarotti E. Estudo da influência de diferentes métodos de polimerização complementar sobre a dureza de resinas compostas fotoativadas. *Odonto* 2000 1997; 1(1):38-42.
18. Monte Alto RV, Guimarães JGA, Poskus LT, Silva EM. Depth of cure of dental composites submitted to different light-curing modes. *J Appl Oral Sci* 2006; 14(2):71-6.
19. Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prost Dent* 2004; 91(2):151-7.
20. Sinforeti MAC, Manetta IP, Tango RN, Iriyama NT, Consani RLX, Correr-Sobrinho L. Effect of light-curing methods on resin cement knoop hardness at different depths. *Braz Dent J* 2007; 18(4):305-8.
21. O'Keef KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prost Dent* 1991; 66(4):434-8.
22. Salz V, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue a review. *J Adhesive Dent* 2010; 12(4):170-5.
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. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res* 1989; 68(3):476-80.
25. Linden JJ, Swift EJ, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res* 1991; 70(2):154-7.
26. Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of
27. Rasetto FH, Driscoll CF, Von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prost Dent* 2001; 10(3):133-9.
28. Tango RN, Sinforeti MAC, Correr AB, Schneider LFJ, Kimpara ET, Correr-Sobrinho L. Knoop hardness of dental resin cements: effect of veneering material and light curing methods. *Polymer Testing* 2007; 26(2): 268-73.
29. Bernardo RT, Obici AC, Sinforeti MAC. Efeito da ativação química ou dual na microdureza knoop de cimentos resinosos. *Cienc Odontol Bras* 2008; 11(4):80-5.
30. Bandéca MC. Avaliação das propriedades mecânicas e químicas em função de diferentes cimentos resinosos e pinos não-metálicos. (Dissertação) Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP. São Paulo, 2009, 144p.

Recebido/Received: 24/04/2010

Revisado/Reviewed: 15/03/2011

Aprovado/Approved: 21/07/2011

#### Correspondência:

Rodrigo Ferreira Silva

Rua Siqueira Campos Nº43 sala 407 Copacabana – Rio de Janeiro/RJ

CEP:22031072

Telefone: (21) 25492296

E-mail: ferreirarod@globocom