RUBENS NISIE TANGO

PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO DE CIMENTOS RESINOSOS: EFEITO DE APARELHOS FOTOATIVADORES E DE MATERIAIS RESTAURADORES INDIRETOS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Materiais Dentários. Área Materiais Dentários.

Piracicaba 2006

RUBENS NISIE TANGO

PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO DE CIMENTOS RESINOSOS: EFEITO DE APARELHOS FOTOATIVADORES E DE MATERIAIS RESTAURADORES INDIRETOS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Materiais Dentários. Área Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho Co-orientador: Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppin Rontani Banca examinadora:

Prof. Dr. Alysson Noriyuki Kajishima Konno

Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho

Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Prof. Dr. Simonides Consani

Prof. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior

Piracicaba 2006

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8^a. / 6159

 Tango, Rubens Nisie. T156p Profundidade de polimerização de cimentos resinosos: efeito de aparelhos fotoativadores e de materiais restauradores indiretos. / Rubens Nisie Tango Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.
Orientadores: Lourenço Correr Sobrinho, Regina Maria Puppin-Rontani Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
1. Porcelana dentária. 2. Dureza. 3. Cimentos de resina. 4. Resinas compostas. 5. Facetas dentárias. 6. Materiais dentários. I. Correr Sobrinho, Lourenço. II. Puppin-Rontani, Regina Maria. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.
(mg/fop)

Título em inglês: In-depth polymerization of resin cements: effect of light curing units and indirect restorative materials

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Dental porcelain. 2. Hardness. 3. Resin cements. 4. Composite resins. 5. Dental veneers. 6. Dental materials

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Doutor em Materiais Dentários Banca examinadora: Alysson Noriyuki Kajishima Konno, Lourenço Correr Sobrinho, Rafael Leonardo Xediek Consani, Simonides Consani, Tarcísio José de Arruda Paes Júnior

Data da defesa: 03/04/2006

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

A Deus, por sempre iluminar meu caminho.

Aos meus pais **Julio Hirossuke Tango e Toshika Nisie Tango**, que sempre me apoiaram na busca dos meus ideais. Minha eterna gratidão pelo amor e carinho incondicionais. Sem vocês, tudo seria muito mais difícil. Obrigado por, simplesmente, serem meus pais.

Ao meu amor, **Estela Kaminagakura**, pelo carinho e suporte durante todo tempo do doutorado. Obrigado por estar ao meu lado. O convívio ao seu lado muito me fez crescer e me motiva a caminhar sempre em frente.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao **Prof. Dr. Lourenço CorrerSobrinho**, da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e confiança. Obrigado por nos acolher em sua casa, por tornar mais ameno o sentimento de saudade de casa.

Lourenço, muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela constante participação nas minhas atividades. Obrigado por sempre nos atender, sem hesitação.

Marinho, muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara**, por todas as oportunidades, pela amizade e toda confiança depositada em mim. Seu caráter e dedicação à Universidade são exemplos que tomo para minha vida.

Estevão, muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, em especial à Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, representados pelo Diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho** e pelo Diretor associado **Prof. Dr. Mario Fernando de Goes.**

À Coordenação de Aperfeiçoamento Profissional de Nível Superior (CAPES) pela concessão de bolsa durante toda a realização do doutorado. Este auxílio proporcionou condições para minha formação científica, como docente e pesquisador.

Aos Professores da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, **Prof. Dr. Simonides Consani, Prof. Dr. Mario Fernando de Goes, Prof. Dr. Lourenço Correr-Sobrinho e Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**. Obrigado por compartilharem todo o seu conhecimento científico contribuindo, inestimavelmente, para minha formação acadêmica. Agradeço também pela amizade, fundamental para o crescimento pessoal.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, **Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppin Rontani, Prof^a. Dr^a. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, Prof. Dr. Marcelo Giannini e Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins.** Obrigado pelos ensinamentos didáticos e científicos.

Às minhas irmãs **Patrícia e Juliana**, que mesmo à distância sempre me incentivaram a seguir meus ideais. Obrigado pelo carinho e amizade.

Aos meus amigos, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara, Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode, Prof. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior, Prof. Dr. Rander Pereira Avelar, Prof. Dr. Alexandre Souto Borges, Prof. Guilherme Saavedra e Prof. Dr. Renato Jóias.** Obrigado por compartilhar suas experiências, pela confiança e convivência.

Aos amigos **Cristiane Martins e Alberto Kojima**, que muito me ajudaram por sempre me receberem de portas abertas. Sou eternamente grato.

Aos demais familiares, pelo apoio e incentivo que me fazem continuar em meu caminho.

Aos meus amigos e "irmãos", **Luís Felipe Jochims Schneider, Dario Raimundo Segreto, Ricardo Vaz, Américo Correr e Cíntia Carvalhal** A convivência com vocês foi muito gratificante.

Aos amigos do curso de Doutorado, Ana Flávia Borges, Eduardo Dall'Magro, Ricardo Guiraldo, Leonardo Cunha, Vinícius Di Hipólito, Juliana Malacarne, Marcelo Muzilli, Fabíola Carvalho, Mônica Aratani, Hugo Carlo, Jacy Júnior, Rodrigo Fonsêca, Marcelo Oliveira, Albert Medina, Safira Silva, Myrna Dias, Roberta Alonso, Julio Almeida, Rubens Garcia, Wilson Mendes, Luciana Sálvio, Mirela Shinohara, Murilo Lopes e aos amigos do curso de Mestrado, Luciano Gonçalves, William Brandt, Paula Komori, Andréa Bolzan, Sandrine Berger, Alberto Antunes, Flávia Loureiro, Michele Bail, Suzam Fúcio, Rafael Moraes, Renata Alonso. Obrigado pelos bons momentos durante o decorrer do curso. Tenho certeza que conquistei aqui novos amigos com os quais poderei sempre contar.

Aos funcionários da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Selma Aparecida Barbosa Segalla e Marcos Blanco Cangiani pela amizade, atenção e por se mostrarem sempre dispostos a colaborar. O suporte técnico foi fundamental na execução da pesquisa.

A todos os professores que contribuíram para minha formação, seja pessoal ou profissional.

Aos meus amigos de Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pela constante troca de experiências, sejam elas, pessoais ou profissionais.

Aos amigos de outras Áreas. Obrigado pelos bons momentos juntos.

Aos familiares de professores e amigos, que sempre me acolheram de forma amigável.

A Heraeus Kulzer, pela disponibilização dos produtos e auxílio na confecção das amostras.

À **Degussa Dentsply**, pela disponibilização dos produtos para este trabalho.

A todos os meus amigos que, ainda à distância, constantemente me incentivam a continuar na busca dos meus ideais.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1 INTRODUÇÃO GERAL	4
2 PROPOSIÇÃO	7
3 CAPÍTULO 1	8
4 CAPÍTULO 2	26
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	45
6 CONCLUSÃO GERAL	48
REFERÊNCIAS	49
ANEXOS	56

RESUMO

Este estudo avaliou através do teste de dureza Knoop (KHN), a profundidade de polimerização do cimento resinoso Enforce, dual e fotoativado, quando fotoativados através da cerâmica (HeraCeram) ou do compósito (Artglass), com diferentes aparelhos fotoativadores. A fotoativação foi realizada com os aparelhos de luz de lâmpada halógena (XL2500) – QTH, luz emitida por diodos (Ultrablue Is) – LED, ambos por 40 segundos, e aparelho de arco de plasma de xenônio (Apollo 95E) por 3 segundos - PAC. As faces vestibulares de incisivos bovinos foram planificadas e hibridizadas com o sistema adesivo Prime & Bond 2.1. Sobre estas superfícies foi assentada uma matriz de borracha preta e opaca (1mm de espessura / 5mm de diâmetro), a qual foi preenchida com o cimento. Um disco de material para faceta (1,5mm de espessura) foi comprimido digitalmente sobre este conjunto para padronização da espessura de cimento e extravasamento dos excessos. A fotoativação foi realizada, com a ponta ativa dos aparelhos em contato com os materiais para faceta, sendo que nos grupos controle, a ativação foi realizada diretamente. Após armazenamento em ambiente seco e escuro (24h/37°C), as amostras (n=10) foram seccionadas para mensuração dos valores de dureza (KHN), obtidos em aparelho microdurômetro (50gf de carga/ 15s). Os dados dos cimentos, dual e fotoativado, foram analisados separadamente. Para ambos, os dados foram submetidos à análise de variância de 3 fatores. Posteriormente, para o cimento dual foi aplicado o teste de Tukey e para o cimento fotoativado, o teste de Duncan (α =0,05). Para ambos os cimentos, foram verificados que os valores de dureza diminuem com o aumento da profundidade de polimerização. Além disso, para ativação direta e através de HeraCeram, os maiores valores de dureza foram obtidos com LED, seguido por QTH e PAC. Para Artglass, no modo dual, valores de dureza similares foram obtidos com os 3 aparelhos fotoativadores. Já no modo fotoativado, os maiores valores foram obtidos com OTH, seguido pelo LED e PAC, respectivamente. O aparelho PAC, com tempo de exposição de 3 segundos, mostrou-se ineficaz na polimerização do cimento no modo fotoativado através dos materiais para faceta. O efeito dos materiais para faceta foi distinto para cada aparelho fotoativador.

<u>Palavras-Chave</u>: Porcelana dentária; Dureza; Cimentos de resina; Resinas compostas; Facetas dentárias; Materiais dentários

ABSTRACT

This study evaluated the polymerization depth of the dual-cure and light-cure resin cement Enforce, light-cured through ceramic (HeraCeram), or composite (Artglass), with different light curing units, by Knoop hardness (KHN) test. Light curing was carried out using conventional quartz tungsten halogen light (XL2500) - QTH, light emitting diodes (Ultrablue Is) - LED, both for 40s and, xenon plasma arc (Apollo 95E) for 3s -PAC. Bovine incisors had their buccal faces flattened and hybridized with the bond agent Prime & Bond 2.1. On these surfaces, a black opaque mold (1mm thickness/ 5mm in diameter) was seated and filled with cement. A disc of the veneering material (1.5mm thickness) was compressed digitally over this set for cement thickness standardization and excesses removal. Light curing was carried out with the light curing unit tip in contact with the veneering materials. In the control groups, resin cement was light cured directly. After dry storage at dark (24h/37°C), samples (n=10) were sectioned for hardness (KHN) measurements, taken in a microhardness tester (50gf load/ 15s). Data of resin cement hardness, for dual cure and light cure, were analyzed separately. For both, data were submitted to three-way ANOVA. After that, Tukey's test was applied for dual cure resin cement, and for light cure cement Duncan's test was used (α =.05). For both cements, it was verified that hardness decreased with the increase in polymerization depth. Besides that, for direct light curing and for light curing through HeraCeram, the highest hardness values were obtained with LED, followed by QTH and PAC. In the dual cure resin cement beneath Artglass, similar hardness values were verified with the 3 light curing units. However, in light cure resin cement, the highest means were observed with QTH, followed by LED and PAC, respectively. PAC showed to be inefficient to polymerize the light cure resin cement beneath veneering materials with 3s exposure time. The light transmission attenuating effect of veneering materials was distinct for each light-curing unit.

<u>Key-words</u>: Dental porcelain; Hardness; Resin cements; Composite resins; Dental veneers; Dental materials

1. INTRODUÇÃO GERAL

A maior demanda por restaurações estéticas tem feito com que os compósitos e cerâmicas sejam mais utilizados em detrimento do amálgama. Para a fixação destas restaurações ao substrato dental, o material de escolha é o cimento resinoso. Este material apresenta como vantagens a união aos substratos, baixa solubilidade, facilidade de manipulação e boa estética. 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 extensa gama de cimentos disponíveis atualmente, não há cimento ideal a todas as situações clínicas. Assim, a escolha do agente de cimentação deve se basear nas suas propriedades físicas, biológicas e de manipulação, somadas às características do remanescente dentário preparado e da peça protética (Rosenstiel *et al.*, 1998; Federlin *et al.*, 2004; Federlin *et al.*, 2005).

Fatores como o tempo e modo de fotoativação, material restaurador indireto bem como agente de cimentação podem influenciar na qualidade final da restauração (Chan & Boyer, 1989; Blackman *et al.*,1990; Breeding *et al.*, 1991; Uctasli *et al.*, 1994; el-Mowafy *et al.*, 1999; Vichi *et al.*, 2000; Rasetto *et al.*, 2001). *Inlays, onlays* 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. No caso das facetas laminadas, o material de escolha para cimentação é o cimento resinoso fotoativado, devido à sua maior estabilidade de cor quando comparado aos cimentos do tipo dual e quimicamente ativados. Tanto para o cimento dual como para o fotoativado, a aplicação de tempos de fotoativação mais longos resulta em maior profundidade de polimerização, maior grau de conversão e maior dureza (Strang *et al.*, 1987; Chan & Boyer, 1989; Warren, 1990; Blackman *et al.*,1990; Breeding *et al.*, 1991; Linden *et al.*,1991), conseqüentemente, propriedades mecânicas e estéticas melhoradas (Watts & Cash, 1994).

O teste de dureza é comumente utilizado como indicador do grau de conversão dos cimentos resinosos por ser considerado um método simples e confiável (Darr & Jacobsen, 1995). 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).

Geralmente a fotoativação é realizada com aparelhos fotoativadores de Quartzo Halogênio Tungstênio. Os aparelhos de luz de lâmpada halógena utilizam lâmpada de luz branca filtrada para barrar parte da luz em comprimentos de onda não úteis para fotoativação. Estes comprimentos de onda geram calor e são altamente absorvidos pelos compósitos, induzindo aquecimento ao dente e resina durante o processo de fotoativação. Este tipo de aparelho fotoativador apresenta tempo de vida útil entre 40 e 100 horas (Jandt *et al.*, 2000). Isto ocorre devido à degradação do bulbo, refletor e filtros ao longo do tempo, ocasionada pela alta temperatura gerada durante a sua utilização. Outras tecnologias estão disponíveis, dentre elas o arco de plasma de Xenônio (Hofmann *et al.*, 2000; Peutzfeldt *et al.*, 2000), a luz emitida por diodos – LED (Jandt *et al.*, 2000; Stahl *et al.*, 2000; Kurachi *et al.*, 2001) e o laser argônio.

Os LEDs apresentam tempo de vida útil superior a 10.000 horas e sofrem pouca degradação ao longo do tempo. Estes aparelhos utilizam semicondutores específicos para gerar luz azul, portanto não necessitam de filtros para barrar a luz em outras faixas do espectro e para reduzir o calor gerado, como nos aparelhos de Quartzo Halogênio Tungstênio. A luz emitida pelos LEDs cai numa estreita faixa espectral (440 a 490nm), a qual coincide com o espectro de absorção da canforoquinona, principal agente fotoiniciador dos compósitos atuais (Jandt *et al.*, 2000; Stahl *et al.*, 2000; Kurachi *et al.*, 2001; Leonard *et al.*, 2002).

Tempos de exposição prolongados durante fotoativação são desconfortáveis para os pacientes, especialmente pediátricos e inconvenientes para os profissionais por tomar maior tempo clínico para a realização dos procedimentos de restauração e cimentação. Para reduzir o tempo de fotoativação, os aparelhos de arco de plasma de xenônio foram introduzidos no mercado odontológico, propondo a utilização de fonte de luz que gerasse alta intensidade. A luz é emitida por um plasma incandescente, o qual é composto por uma mistura gasosa de moléculas ionizadas e elétrons (Hofmann *et al.*, 2000; Peutzfeldt *et al.*, 2000).

Apesar destes sistemas ainda sofrerem modificações, sua utilização tem se difundido cada vez mais. Dúvidas permanecem quanto à efetividade de fotoativação de cimentos resinosos ativados com estes aparelhos. 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 o comportamento clínico resultando numa melhora do desempenho e longevidade das restaurações indiretas.

2. PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como proposição:

- Avaliar a profundidade de polimerização do cimento resinoso dual Enforce, fotoativado através de materiais restauradores indiretos, com diferentes aparelhos fotoativadores, pelo teste de Dureza Knoop.
- 2. Avaliar a profundidade de polimerização do cimento resinoso fotoativado Enforce, fotoativado através de materiais restauradores indiretos, com diferentes aparelhos fotoativadores, pelo teste de Dureza Knoop.

3. CAPÍTULO 1

In-depth polymerization of dual-cured resin cement: effect of veneering materials and light curing methods

Rubens Nisie Tango¹, Américo Bortolazzo Correr¹, Lourenço Correr-Sobrinho²

¹Graduate Student, DDS, MSc, Graduate in Dental Materials, Department of Restorative Dentistry, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, São Paulo/ Brazil ²Professor, DDS, MSc, PhD, Dental Materials Area, Department of Restorative Dentistry, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, São Paulo/ Brazil

Correspondence author:

Prof. Lourenço Correr-Sobrinho Área de Materiais Dentários, Departamento de Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP Av. Limeira, 901 – Areião, Piracicaba, São Paulo/Brasil Zip code 13414-018 E- mail address: sobrinho@fop.unicamp.br Phone number: +55 19 3412-5345/ +55 19 3412-5372

Abstract

Statement of the problem. A reliable light curing of resin cement is critical for the indirect restoration survival.

Purpose. This study evaluated the polymerization depth of the dual-cured resin cement Enforce, light-cured directly, through ceramic (HeraCeram), and composite (Artglass), with different light curing units, by Knoop hardness (KHN) test.

Materials and Methods. Light curing was carried out using conventional quartz tungsten halogen light (XL2500) for 40s – QTH, and xenon plasma arc (Apollo 95E) for 3s - PAC. Bovine incisors had their buccal faces flattened and hybridized. On these surfaces, a mold was seated and filled with cement. A disc of the veneering material (1.5mm thickness) was seated over this set for light curing. After storage (24h/37°C), samples (n=10) were sectioned for hardness (KHN) measurements, taken in 3 different depths in a microhardness tester (50gf load/ 15s). Data were submitted to three-way ANOVA and to Tukey's test (α =.05).

Results. It was verified that KHN was higher in shallow depths. The resin cement presented distinct behavior with different combinations of light curing units and veneering material.

Conclusion Hardness of resin cement decreased with the increase of polymerization depth and light transmission attenuating effect of veneering materials was distinct for each LCU, regarding to resin cement hardness.

CLINICAL SIGNIFICANCE

Light curing exposure time must be increased to guarantee a reliable polymerization of resin cement used beneath indirect restorations.

INTRODUCTION

The use of resin cements has grown in the last few years due to a larger application of indirect restorative materials, such as resin composites and ceramics. The advantages these cements present are adhesion to substrates, by silane agents and adhesive systems compatibility, low solubility, easy manipulation, and favorable aesthetics when used with all-ceramic systems.¹

In spite of the variety of available cements, there is no ideal cement for all clinical situations. Therefore, the choice of the fixation agent must rely on its physical, biological properties, easy manipulation as well as the characteristics of the prosthesis and the remainder of the prepared tooth.²

Factors as light-curing method, exposure time and indirect restorative material, and the fixation agent can influence on the final quality of restorations.³⁻⁹ Inlays, onlays, laminated veneers, and all-ceramic crowns are commonly cemented with dual-cured resin cements because light transmission through indirect restorative is critical and the chemical reaction theoretically would guarantee a satisfactory polymerization. The application of longer light-curing exposure time results in higher polymerization depth, in higher conversion degree, and in higher hardness values ^{3,9,10}, consequently, in improved mechanical and esthetic properties.¹¹ Therefore, the exposure time recommended by the manufacturer should be treated with caution.^{10,12}

The hardness test is commonly used as a simple and reliable method to indicate the degree of conversion of resin cements.¹³ The degree of conversion in a polymerization reaction depends on the energy supplied during light curing, characterized as a product of the light intensity and exposure time.^{14,15}

Light curing is usually carried out with quartz tungsten halogen light-curing units (LCUs). Other technologies such as Xenon plasma arc^{16,17} and light emitting diodes-LED¹⁸⁻²⁰ are also available. These systems are still under development but their application has been increasingly used. There still are doubts about the effectiveness of resin cements light-activation with different methods using these LCUs. Thus, the hypothesis of this study is that similar resin cement hardness values would be obtained in different cement depths with distinct light-curing units, besides the presence or not of veneering material. These *in vitro* data could somehow predict the clinical behavior of these materials and give relevant information about the cementation technique to professionals.

MATERIAL AND METHODS

For the present study 30 disc-shaped specimens (1.5mm in height and 7mm in diameter) were prepared with each material, an indirect resin composite (Artglass, Heraeus Kulzer, Wehrhein, Germany) and a feldspathic ceramic (HeraCeram, Heraeus Kulzer, Wehrhein, Germany), both on shade Dentin D2.

Ninety fresh extracted bovine incisors were sectioned to separate their coronal portions, which were embedded with polystyrene resin in plastic molds, maintaining the vestibular face exposed. The vestibular faces were ground flat under water-cooling with

SiC sandpapers with #200, 400 and 600 grit (Saint-Gobain, Recife, Pernambuco, Brazil), respectively, to obtain an exposed dentin area of at least 25mm². Prior to cementation, the dentin surfaces were etched with 37% phosphoric acid (Condicionador Dental Gel, Dentsply, Petrópolis, Brazil) and submitted to hybridization with the bond agent Prime&Bond 2.1 (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brazil), according to manufacturer's instructions. Light-curing was carried out with a Quartz Tungsten Halogen (QTH) light curing unit (LCU) XL 2500 (3M/ESPE Dental Products, Saint Paul, USA), during 10s for each layer at 700mWcm², for twenty samples. Another twenty samples were light-cured with LED Ultrablue Is (DMC Equip. Ltda., São Carlos, Brazil) also with 10s exposure time but at 440mWcm², and the remainders were light-cured with Xenon plasma arc – PAC (Apollo 95E, DMD Equip. Ltd., California, USA) during 3s at 1700mwcm². The irradiances of light curing units were measured with a handheld digital radiometer (Dental Hilux Curing Light; Dental Benlioglu Inc., Binnaz SK 1-6 Kavaklidere, Ankara, Turkey).

The discs of veneering materials were etched with 10% hydrofluoridric acid (Condicionador de porcelanas, Dentsply, Petrópolis, Brazil) and silanized (Silano, Dentsply, Petrópolis, Brazil), according to manufacturer's instructions.

The dual-cured resin cement Enforce (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brazil) on the shade A2 was used for cementation. By the combination of veneering materials and light curing mode, 09 groups (n=10) were determined (Table 1).

Table 1

For cementation, a rubber mold with 5mm in diameter and 1mm in height was seated over the hybridized dentin and bulk filled with the resin cement. Over this set, a disc of the veneering material was digitally compressed for cement excesses flow and removal. Exposure time was 40s, for both QTH and LED, and for PAC, 3s. During light curing the LCU tip was in contact with the veneering material.

After light curing, the samples were stored dry in dark at 37°C, for 24h. To perform resin cement Knoop hardness measurements, samples were sectioned longitudinally under water-cooling with a diamond saw (Extec model 12205, Extec corp., Enfield, USA). The surface obtained by sectioning was polished sequentially under watercooling with SiC sandpapers (Saint-Gobain) with # 400, 600 and 1200 grit.

Indentations and micro-hardness measurements (KHN) were performed sequentially, in a micro-hardness tester machine HMV-2000 (Shimadzu, Tokyo, Japan). Five indentations were performed in each depth of 100, 500 and 900µm from the top surface, with load of 50gf during 15s.

For each sample a mean hardness value was obtained for each depth, and data submitted to three-way ANOVA and to Tukey's test, both with $\alpha = 0.05$.

RESULTS

Table 2 shows the results of ANOVA. It can be verified significance of factors and for the interaction of veneering material and light curing unit.

On Table 3, it is shown the comparison among different polymerization depths for each light curing method and also among veneering conditions for each combination of LCU and polymerization depth. It can be verified that there was influence of veneering materials on resin cement hardness. Besides that, distinct hardness values were obtained in different polymerization depths. When a veneering material disc was interposed between LCU tip and resin cement during light curing, the highest hardness values were obtained at 100µm depth followed by 500µm and 900µm, respectively. For direct light curing, 100µm depth always showed higher hardness values compared to deeper regions. For QTH, at 100µm, similar hardness values were obtained with different veneering conditions, but at 500µm and 900µm, direct light curing showed to be more efficient compared to light curing through HeraCeram. Light curing through Artglass showed intermediate values. For LED, light curing through Artglass showed the lowest hardness values. For PAC, the highest hardness values were obtained with light curing through Artglass, followed by direct light curing and through HeraCeram, which showed to be similar.

Table 4 shows that with Artglass, similar hardness values were obtained with different LCUs at all polymerization depths, but for HeraCeram the highest mean hardness were found with LED, followed by QTH and PAC, which presented similar hardness values. For direct light curing, the highest mean values were obtained with LED, followed by QTH and PAC, respectively.

DISCUSSION

Light-curing of resin composites has two general goals: the clinical aspects and materials properties, such as hardness, polymerization shrinkage stress, and conversion degree.²¹ In relation to the conversion degree, Ferracane, in 1985 ²², suggested that the use of indirect measuring methods, such as hardness evaluation is valid to predict the degree of conversion of composites.

In this study, it can be observed that the Knoop hardness of the resin cement at 100µm was always higher than at deeper regions (Table 3), invalidating the hypothesis of this research. According to Moon et al.²³, in 2004, appropriate exposure time and enough energy density should be applied to obtain better mechanical properties of the composites. In general, the degree of polymerization of a composite is proportional to the amount of light it is exposed to; thus in higher depths, where there is lower light penetration, there is lesser conversion. In agreement with Rasetto et al.⁹, in 2001, the same can be applied for resin cements. Peutzfeldt²⁴, in 1995, Rueggeberg & Caughman²⁵ and el-Mowafy et al.⁶, verified that when the dual-cured cement had been light-cured, there was an increase of conversion degree in comparison to the dual-cured cement polymerized only by auto-cure. Kramer et al.²⁶, in 2000, suggested that the use of dual-cured resin cements could be favorable, since the chemical initiators would complement a possible deficient light curing of the resin cement. However, it has been observed that the light-curing of dual-cured cements had been neglected by professionals because their misunderstanding about the LCU features.

The interposing of a 1.5mm thick veneering material during irradiation acted differently for each LCU (Table 3). The light-attenuating property of veneering materials during resin cement polymerization could be observed, as verified by Hasegawa et al.¹³, in 1991. Brodbelt et al.²⁷, in 1980, verified that only about 0.13% of the light emitted by the LCU passed through 1mm thick ceramic veneer. For QTH, light curing through HeraCeram showed lower hardness values compared to direct light curing, at 500µm and 900µm. However, similar hardness values were found with Artglass compared to direct light curing (Table 3). These results could possibly be related to the broad wavelength spectra of QTH

light, which had its shorter wavelengths scattered and/or also refracted by ceramic. For LED, similar hardness values were verified with direct light curing and through HeraCeram, which were higher than through Artglass. For PAC, surprisingly, the highest hardness values were obtained with Artglass compared to direct light curing and through HeraCeram (Table 3). For both, LED and PAC, the results can be due to the different refraction indexes and opacity of the veneering materials, because of their distinct nature. Visually, it could be seen that despite of the same thickness and shade, Artglass was more opaque than HeraCeram. For direct light curing and through HeraCeram with PAC, it is hypothesized that because the high energy density supplied by few seconds (1700mW/cm² – 3s), highly cross-linked polymers chains were formed, which constrained the latter chemical polymerization reaction. The authors had difficulty to compare the results of this study with Literature, hence studies using this methodology were not found.

In this study, it was possible to verify the influence of light-curing methods on resin cement hardness. For direct light curing and also through HeraCeram, the best hardness means values were verified with LED, followed by QTH and PAC, respectively (Table 4). It can be hypothesized that the best results obtained with LED compared to QTH (Table 4), were consequence of the good correlation between the light transmission spectrum of LED and the light absorption spectrum of camphorquinone. ^{18,19}

According to Danesh et al.²⁸, in 2004, the polymerization efficiency using PAC depends on the type and brand of the material to be light-cured. For the resin cement Enforce, the manufacturer's recommended exposure time with this LCU is 3s. Hence, the energy density supplied to the material is much smaller than the energy density supplied by QTH. The light curing with Xenon plasma arc for 3s is very fast, so it could not provide

enough energy density to the composite polymerization reaction. According to Soh & Yap²⁹, in 2004, light curing with high intensity would lead to a high cross-linked polymer chain, and to higher hardness. In regions submitted to low energy density, the polymer chain would be more linear with higher mobility, and lower hardness values. The restoration obtained in that method would present poor properties.²⁸ Therefore, for the indirect light-curing of composites using high intensity LCU's, manufacturer recommended exposure time should be increased to obtain similar hardness values of those obtained with direct light-curing.³⁰ It can be hypothesized that with an increase in light-curing with PAC would be even better for resin cement because its high emitting light intensity, which would be less attenuated by the veneering materials compared to QHT and LED.

It was possible to verify that the cement light cured through HeraCeram, with PAC and QTH presented similar hardness values, even with the lower energy density supplied by PAC (Table 4). It can be supposed that the auto-cure in this case complemented the setting reaction of the cement. It could also explain the similarity among groups light cured through Artglass. In these cases, it can be thought that the veneering materials attenuated the light leaving almost all polymerization occur by auto-cure.

The resin cement *per se* and the light transmission coefficient of ceramics and composites can also influence on the degree of conversion of light-activated materials. ³¹ Further studies about light transmission of core and veneer materials are necessary to guide professionals during fixed prosthesis cementation procedures to have as result the improving of restoration mechanical properties and prolongation of its clinical life.

CONCLUSION

Limited by the methodology of this study, it can be concluded that:

- Hardness of resin cement decreased with the increase of polymerization depth;
- LED is more effective for direct light curing of resin cement and through HeraCeram;
- The light transmission attenuating effect of veneering materials was distinct for each LCU, regarding to resin cement hardness.

ACKNOWLEDGEMENTS

We thank to Degussa Dentsply and Heraeus Kulzer for donating part of materials used in this study.

REFERENCES

- 1. Groten M, Probster L. The influence of different cementetion modes on the fracture resistence of feldspathic ceramic crowns. Int J Prosthodont 1997;10:169-177.
- 2. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent 1998;80:280-301.
- 3. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. J Prosthet Dent 1991;65:512-518.
- Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. J Dent Res 1989;68:476-480.

- 5. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. J Oral Rehabil 1994;21:565-575.
- el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent 1999;24:38-44.
- Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. J Prosthet Dent 1990;63:295-300.
- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. J Prosthet Dent 2000;83:412-417.
- Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J Prosthodont 2001;10:133-139.
- Linden JJ, Swift EJ Jr, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. J Dent Res 1991;70:154-157.
- 11. Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson RA. The setting of visible-lightcured resins beneath etched porcelain veneers. Br Dent J 1987;163:149-151.
- Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission by 400-500nm visible light into aesthetic dental biomaterials. J Dent 1994;22:112-117.
- Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 1991;66:187-192.
- 14. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. J Oral Rehabil 1995;22:43-47.
- 15. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent 1994;19:26-32.

- 16. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. Clin Oral Investig 2000;4:140-147.
- 17. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 2000;16:330-336.
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater 2000;16:41-47.
- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. Biomaterials 2000;21:1379-1385.
- 20. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater 2001;17:309-315.
- Small BW. A review of devices used for photocuring resin-based composites. Gen Dent 2001;49:457-460.
- 22. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dent Mater 1985;1:11-14.
- 23. Moon HJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effects of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. J Oral Rehabil 2004;31:258-264.
- 24. 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.

- 25. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. Oper Dent 1993;18:48-55.
- Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent 2000;13:60D-76D.
- 27. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. J Dent Res 1980;59:70-75.
- 28. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. J Dent 2004;32:479-488.
- 29. Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. J Dent 2004;32:321-6.
- 30. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. Dent Mater 2003;19:493-500.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent 2003;89:268-274.

TABLES

Groups	Veneering material	Light curing mode
1	Artglass	QTH
2	Artglass	LED
3	Artglass	PAC
4	HeraCeram	QTH
5	HeraCeram	LED
6	HeraCeram	PAC
7	Direct (with no material)	QTH
8	Direct (with no material)	LED
9	Direct (with no material)	PAC

Table 1 – Groups determined by the combination of factors.

Table 2. Results of three-way ANOVA.	
--------------------------------------	--

Factors	Sum of squares	df	Mean square	F	Р
Veneer material (VM)	192.78	2	96.39	8.43	0.00054
Light curing unit (LCU)	3355.64	2	1677.82	146.74	0.00001
Depth (D)	3634.23	2	1817.11	158.92	0.00001
VM X LCU	2287.81	4	571.95	50.02	0.00001
VM X D	21.46	4	5.36	0.46	0.76
LCU X D	27.78	4	6.94	0.60	0.66
VM X LCU X D	45.48	8	5.68	0.49	0.85
Residue	2778.36	243	11.43		
Total variation	12343.58	269			

df, degrees of freedom

		Direct	Artglass	HeraCeram
		Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)
	100µm	49.72 (2.49) a, A	48.65 (7.21) a, A	47.47 (3.68) a, A
QTH	500µm	44.43 (4.38) b, A	43.99 (6.08) b, AB	40.55 (3.55) b, B
	900µm	41.00 (1.93) b, A	39.45 (5.10) c, AB	36.38 (4.23) c, B
-	100µm	58.64 (1.98) a, A	48.41 (2.36) a, C	54.36 (4.57) a, B
LED	500µm	53.48 (2.74) b, A	43.82 (3.37) b, B	50.03 (3.81) b, A
	900µm	48.80 (2.02) c, A	38.97 (2.16) c, B	46.16 (3.83) c, A
-	100µm	41.56 (0.78) a, B	48.41 (2.39) a, A	44.21 (1.28) a, B
PAC	500µm	38.01 (0.72) b, B	44.76 (2.27) b, A	39.42 (1.63) b, B
	900µm	34.87 (1.19) b, B	41.12 (3.23) c, A	33.93 (1.95) c, B

Table 3- Comparison of Knoop hardness mean values (KHN) among groups

Distinct small letters in columns for the same LCU and distinct capital letters in the row represent statistical significant differences by Tukey's test (α =.05).

		QTH	LED	PAC
		Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)
	100µm	49.72 (2.49) b	58.64 (1.98) a	41.56 (0.78) c
Direct	500µm	44.43 (4.38) b	53.48 (2.74) a	38.01 (0.72) c
	900µm	41.00 (1.93) b	48.80 (2.02) a	34.87 (1.19) c
	y o o point			
	100µm	48.65 (7.21) a	48.41 (2.36) a	48.41 (2.39) a
Artglass	500µm	43.99 (6.08) a	43.82 (3.37) a	44.76 (2.27) a
	900µm	39.45 (5.10) a	38.97 (2.16) a	41.12 (3.23) a
	•			
	100µm	47.47 (3.68) b	54.36 (4.57) a	44.21 (1.28) b
HeraCeram	500µm	40.55 (3.55) b	50.03 (3.81) a	39.42 (1.63) b
	900µm	36.38 (4.23) b	46.16 (3.83) a	33.93 (1.95) b

Table 4- Comparison of Knoop hardness mean values (KHN) among groups

Distinct small letters in the row represent statistical significant differences by Tukey's test

(α=.05).

4. CAPÍTULO 2

Original article

Tango RN¹, Sinhoreti MAC², Correr AB¹, Correr-Sobrinho L²

IN-DEPTH POLYMERIZATION OF A LIGHT-CURED RESIN CEMENT: EFFECT OF LIGHT CURING UNIT AND VENEERING MATERIAL

1 – DDS, MS, Graduate Student, Dental Materials Area, Department of Restorative Dentistry, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, São Paulo/Brazil. Av.
 Limeira, 901 – Areião, Piracicaba, São Paulo/Brazil.13414-018

2 - DDS, MS, PhD, Professor of Dental Materials, Department of Restorative Dentistry,
Piracicaba Dental School, State University of Campinas, São Paulo/ Brazil. Av. Limeira,
901 – Areião, Piracicaba, São Paulo/Brazil.13414-018

Dental Materials Area, Department of Restorative Dentistry - Piracicaba Dental School,

State University of Campinas

Communicating author:

Dr. Rubens Nisie Tango Área de Materiais Dentários, Departamento de Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP Av. Limeira, 901 – Areião, Piracicaba, São Paulo/Brasil Zip code 13414-018 phone number: 55 19 3412-5345 e-mail address: tangorun@fop.unicamp.br

ABSTRACT

This study evaluated the polymerization depth of the light-cured resin cement Enforce, light-cured directly, through ceramic (HeraCeram), and composite (Artglass), with different light curing units, by Knoop hardness (KHN) test. Light curing was carried out using conventional quartz tungsten halogen light (XL2500) – QTH, light emitting diodes (Ultrablue Is) – LED, both for 40s, and xenon plasma arc (Apollo 95E) for 3s - PAC. Bovine incisors had their buccal faces flattened and hybridized. On these surfaces, a mold was seated and filled with cement. A disc of the veneering material (1.5mm thickness) was seated over this set for light curing. After storage (24h/37°C), samples (n=10) were sectioned for hardness (KHN) measurements, taken in a micro-hardness tester (50gf load/ 15s). Data were submitted to Three-way ANOVA and to Duncan's test (α =.05). It was verified that KHN was higher in shallow depths. The resin cement presented distinct behavior with different combinations of light curing units and veneering material. It was not possible to obtain hardness values of groups light cured with PAC through veneering materials. Hardness of resin cement decreased with the increase of polymerization depth and light transmission attenuating effect of veneering materials was distinct for each LCU.

KEY WORDS: resin-based cement, resin composite, Knoop hardness, photo-activation, polymerization, ceramic
INTRODUCTION

The large application of indirect restorative materials, such as resin composites and ceramics has increased the use of resin cements in the last few years. The advantages these cements present are adhesion to substrates, low solubility, easy manipulation, and favorable aesthetics when used with composites and all-ceramic systems [13].

In spite of the variety of available cements, there is no ideal cement for all the clinical situations. Therefore, the choice of the fixation agent must rely on its physical, biological properties, easy manipulation as well as the characteristics of the prosthesis and the remainder of the prepared tooth [10, 11, 26].

Factors as light-curing method, exposure time, indirect restorative material, and the fixation agent can influence on the final quality of restorations [8, 27]. Kramer et al. [18], suggested that the use of dual-cured cements could be favorable, since the chemical initiators would complement a possible deficiency of the resin cement light curing. Nevertheless, light cured resin cements have been commonly used with laminate veneers due to its better working time compared to dual cured and auto cured resin cements. Besides that, the color stability of the former is higher than of others [23]. The application of longer light-curing exposure time results in higher polymerization depth, in higher conversion degree, and in higher hardness values [21] consequently, in improved mechanical and aesthetic properties [34]. Therefore, the exposure time recommended by the manufacturer should be treated with caution [15].

The hardness test is commonly used as a simple and reliable method to indicate the degree of conversion of resin cements [5]. The degree of conversion in a polymerization reaction depends on the energy supplied during light curing, characterized as a product of the light intensity and exposure time [14].

Light curing is usually carried out with quartz tungsten halogen light-curing units (LCUs). This type of LCUs presents an effective lifetime limited to about 40 to 100 hours because the degradation of reflector and filter over time due to high operating temperatures and to large quantity of heat produced during the curing cycles [20].

Other technologies such as Xenon plasma arc [18,24], light emitting diodes-LED [17,20], and argon ion lasers are also available. LEDs have more than of 10,000 hours lifetime and undergo little degradation over time. They use junctions of doped semiconductors (p-n junctions) to generate light, therefore, require no filters to produce blue light. The narrower spectral output (440 to 490nm) of these blue LEDs falls within the camphoroquinone (CQ) absorption spectrum [17].

Long light curing exposure time is inconvenient for the patient, especially for children, uncomfortable for professionals, and makes the treatment more expensive because of extra-time in the chair. To reduce light-curing time, PACs were introduced, which proposed a reduction on exposure time by applying high power density [24]. The light is emitted by glowing plasma, which is composed of a gaseous mixture of ionized molecules and electrons.

These systems are still under development but their application has been increasingly used. There still are doubts about the effectiveness of resin cements lightactivation with different methods using these LCUs. Thus, the hypothesis of this study is that similar resin cement hardness values would be obtained in different cement depths with distinct light-curing units, besides of the presence or not of veneering material. These *in vitro* data could give relevant information about the cementation technique to professionals.

MATERIAL E METHODS

For the present study 30 disc-shaped specimens (1.5mm in height and 7mm in diameter) were prepared with each material, an indirect resin composite (Artglass, Heraeus Kulzer, Wehrhein, Germany) and a feldspathic ceramic (HeraCeram, Heraeus Kulzer, Wehrhein, Germany), both on shade Dentin D2.

Ninety fresh extracted bovine incisors were sectioned to separate their coronal portions, which were embedded with polystyrene resin in plastic molds, maintaining the vestibular face exposed. The vestibular faces were flattened under water-cooling with SiC sandpapers with #200, 400 and 600 grit (Saint-Gobain, Recife, Pernambuco, Brazil), respectively, to obtain an exposed dentin area of at least 25mm². Prior to cementation, the dentin surfaces were etched with 37% phosphoric acid (Condicionador Dental Gel, Dentsply, Petrópolis, Brazil) and submitted to hybridization with the bond agent Prime&Bond 2.1 (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brazil), according to manufacturer's instructions. Light curing was carried out with a Quartz Tungsten Halogen (QTH) light curing unit (LCU) XL 2500 (3M/ESPE Dental Products, Saint Paul, USA), during 10s for each layer at 700mWcm², for twenty samples. Another twenty samples were light-cured with LED Ultrablue Is (DMC Equip. Ltda., São Carlos, Brazil) also with 10s exposure time but at 440mWcm², and the remainders were light-cured with Xenon plasma arc – PAC (Apollo 95E, DMD Equip. Ltd., California, USA) during 3s, at 1700mwcm².

(Dental Hilux Curing Light; Dental Benlioglu Inc., Binnaz SK 1-6 Kavaklidere, Ankara, Turkey).

The discs of veneering materials were etched with 10% hydrofluoridric acid (Condicionador de porcelanas, Dentsply, Petrópolis, Brazil) and silanized (Silano, Dentsply, Petrópolis, Brazil), according to manufacturer's instructions.

The light-cured resin cement Enforce (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brazil) in the shade A2, was used for cementation. By the combination of veneering materials and light curing units 09 groups (n=10) were determined (Table 1).

Table 1

For cementation, a black opaque rubber mold with 5mm in diameter and 1mm in height was seated over the hybridized dentin and bulk filled with the resin cement. Over this set, a disc of the veneering material was digitally compressed for cement excesses flow and removal. Exposure time was 40s, for both QTH and LED, and for PAC, 3s. During light curing the LCU tip was in contact with the veneering material. Control groups were obtained by direct light curing of resin cement.

After light curing, the samples were stored dry in dark at 37°C, for 24h. To perform resin cement Knoop hardness measurements, samples were sectioned longitudinally under water-cooling with a diamond saw (Extec model 12205, Extec corp., Enfield, EUA). The surface obtained by sectioning was polished sequentially under watercooling with SiC sandpapers (Saint-Gobain) with # 400, 600 and 1200 grit.

Indentations and micro-hardness measurements (KHN) were performed sequentially, in a micro-hardness tester machine HMV-2000 (Shimadzu, Tokyo, Japan).

Five indentations were performed in each depth of 100, 500 and 900µm from the top surface (Figure 1), with load of 50gf during 15s.

Figure 1

For each sample a mean hardness value was obtained for each depth, and data submitted to three-way ANOVA and to Duncan's test, both with $\alpha = 0.05$.

RESULTS

The three-way ANOVA showed significance of factors and also for interactions (Table 2).

On Table 3, it is shown the comparison between each light-curing unit and polymerization depths. It can be verified that veneering materials acted distinctly for each LCU. For QTH, higher hardness values were obtained through Artglass compared to direct light curing and to through HeraCeram, respectively, at 100µm and 500µm polymerization depths. At 900µm, light curing through HeraCeram showed the lowest Knoop hardness means. For LED, the highest hardness value at 100µm was obtained with HeraCeram, followed by direct light curing and through Artglass, respectively. For other depths, direct light curing and through HeraCeram resulted in similar hardness values, which were higher than the value obtained with light curing through Artglass. For PAC direct light curing resulted in the highest hardness values compared to others veneering conditions. For QTH and LED, despite the veneering material, it can be noticed that hardness decreased with polymerization depth increase. However, for PAC with direct light curing, deeper regions

presented higher hardness values compared to shallow regions. Hardness values could not be measured with light curing through Artglass and HeraCeram (Table 3).

On Table 4, it can be observed that in all polymerization depths, with direct light curing and also with through HeraCeram, the highest hardness values were obtained with LED, followed by QTH and PAC, respectively. But for Artglass, the highest values were verified with QTH, followed by LED and PAC, respectively.

DISCUSSION

Light curing of resin composites has two general goals: the clinical aspects and materials properties, such as hardness, stress of polymerization shrinkage, and conversion degree [29]. In relation to the conversion degree, Ferracane, in 1985 [12], suggested that the use of indirect measuring methods, such as hardness evaluation is valid to predict the degree of conversion of composites.

Uhl et al.[31] had verified that, the same material could present higher hardness values when submitted to higher indentation load compared to lower indentation load. In groups light-cured through restorative materials with PAC, it was not possible to measure hardness values due to the low polymerization. It led to large indentations which exceeded the digress limit between the vertical bars of the micro-hardness tester viewfinder (Table 3 and 4). The decrease in load and in indentation time would produce smaller indentation allowing obtaining these values. However, in surfaces with higher hardness, these small indentations could lead to larger data variability.

In general, the degree of polymerization of a composite is proportional to the amount of light it is exposed to; thus in higher depths, where there is lower light penetration, there is lesser conversion [1,3]. According to Rasetto et al., in 2001 [25], the same can be applied for resin cements. The present study confirmed earlier studies, as it could be noticed that the hardness decreased with the increase in polymerization depth, except to PAC (Table 3), invalidating the hypothesis of the present research. According to Danesh et al., in 2004 [4], the polymerization efficiency using PAC depends on the type and brand of the material to be light-cured. For the resin cement Enforce, the LCU manufacturer's recommended exposure time is 3s. This exposure time is very fast and the energy density supplied by PAC (4.8J) to resin cement is much smaller than the energy density supplied by QTH and LED (28J and 17.6J, respectively). Thus, the former could not provide enough energy for the polymerization reaction of the cement, which would present poor properties [6,7,16].

According to the results (Table 4), the light transmission also depends on LCU, as already verified by Rasetto et al., in 2004 [25]. In general, higher hardness values were obtained with LED in comparison to QTH, except to light curing through Artglass. It can be supposed that although QTH emits higher light intensity (700mW/cm²) compared to LED (440mW/cm²), the light is distributed in a broad wavelength spectrum while the light emitted from LED ranges in a narrow wavelength centered to camphorquinone [30]. Schneider et al. [28], verified that Ultrablue Is LED emitted a light with a power density of 322 mW/cm² in the 450- to 490-nm range, which represents 71% of the total energy density (453 mW/cm²). These values were higher than the one promoted by the QTH LCU that represent only 53% (357 mW/cn² of 670 mW/cm²). Thus, even with a lower total power density emitted by the Ultrablue IS LED, this LCU promoted similar KHN values to the

QTH LCU [28]. It can be hypothesized that the distinct behavior for Artglass is due to its opacity, which decreased the light that reached the resin cement (Table 4).

In this study it was verified that the interposing of a 1.5mm thick veneering material during irradiation decreased the cements Knoop hardness values (Table 3), confirming the light-attenuating property of veneering materials on resin cement polymerization [15,32]. Brodbelt et al., in 1980 [2], verified that only about 0.13% of the light emitted by the LCU passed through a 1mm thick ceramic veneer. In the present study, it could be observed that with QTH better cement hardness values were obtained with light curing through Artglass followed by direct light curing and through HeraCeram, respectively. However, for LED, higher hardness values were obtained for direct light curing and for through HeraCeram. It can be thought that HeraCeram worked as a filter for QTH, filtering its broad wavelength spectrum [9,33]. It can be also hypothesized that the lower hardness values for LED with Artglass is consequence of its lower output power density compared to QTH. Visually, it could be verified that Artglass is more opaque than HeraCeram.

According to Moon et al., in 2004 [22], appropriate exposure time and enough energy density should be applied to obtain better mechanical properties of the composites. Photo polymerizing light curing resin cement is also challenging. As it could be seen in the present study, the LCU and the veneering material can influence on polymerization of resin cement. Higher energy density should be applied for resin cement light curing through veneering material to guarantee a reliable polymerization and to improve the mechanicals properties of the restoration. Light curing resin cement on restorations margins is also critique, because these regions are responsible for the primary stability and strength. Therefore, longer light curing exposure times should be applied for. Further studies are necessary to clarify the role of different types of indirect prosthetic materials in the attenuation and modification of light emitted by different LCUs for resin cement light curing.

CONCLUSIONS

Limited by the methodology of this study, it can be concluded that:

- Hardness of resin cement decreased with the increase of polymerization depth;
- PAC was inefficient to light cure resin cement beneath indirect veneering material;
- LED is more effective for direct light curing of resin cement and through HeraCeram;
- The light transmission attenuating effect of veneering materials was distinct for each LCU, regarding to cement Knoop hardness.

ACKNOWLEDGEMENTS

We thank to Degussa Dentsply and Heraeus Kulzer for donating part of materials used in this study.

REFERENCES

 Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC (2002) Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J Oral Rehabil 29:257-262.

- Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL (1980) Translucency of dental porcelains. J Dent Res 59:70-75.
- Caldas DB, de Almeida JB, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S (2003) Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. Oper Dent 28:315-320.
- Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E (2004) Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. J Dent 32:479-488.
- Darr AH, Jacobsen PH (1995) Conversion of dual cure luting cements. J Oral Rehabil 22:43-47.
- 6. Deb S, Sehmi H (2003) A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. Dent Mater 19:517-522.
- Dietschi D, Marret N, Krejci I (2003) Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. Dent Mater 19:493-500.
- el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA (1999) Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent 24:38-44.
- Emami N, Sjodahl M, Soderholm KJ (2005) How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. Dent Mater 21:721-30.

- 10. Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G (2004) Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. Oper Dent 29:560-70.
- Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G (2005) Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity--a scanning electron microscopic study. Clin Oral Investig 9:8-17.
- 12. Ferracane JL (1985) Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dent Mater 1:11-14.
- 13. Groten M, Probster L (1997) The influence of different cementation modes on the fracture resistence of feldspathic ceramic crowns. Int J Prosthodont 10:169-177.
- 14. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL (2002) Energy dependent polymerization of resin-based composite. Dent Mater 18:463-469.
- Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC (1991) Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 66:187-192.
- 16. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B (2000) Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. Clin Oral Investig 4:140-147.
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH (2000) Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater 16:41-47.

- Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M (2002) Photopolymerization of composite resins with plasma light. J Oral Rehabil 29:782-786.
- 19. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R (2000) Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent 13:60D-76D.
- 20. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS (2001) Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater 17:309-315.
- 21. Linden JJ, Swift EJ Jr, Boyer DB, Davis BK (1991) Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. J Dent Res 70:154-157.
- 22. Moon HJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW (2004) Effects of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. J Oral Rehabil 31:258-264.
- 23. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G (2000) Porcelain veneers: a review of the literature. J Dent 28:163-77.
- 24. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E (2000) Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 16:330-336.
- 25. Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA (2001) Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J Prosthodont 10:133-139.
- 26. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ (1998) Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent 80:280-301.

- 27. Rueggeberg FA, Caughman WF (1993) The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. Oper Dent 18:48-55.
- 28. Schneider LF, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA (2006) Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. Clin Oral Investig Jan 10:1-6
- 29. Small BW (2001) A review of devices used for photocuring resin-based composites.Gen Dent 49:457-460.
- 30. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW (2000) Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. Biomaterials 21:1379-1385.
- 31. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD (2004) The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. Dent Mater 2021-28.
- 32. Warren A (1990) An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. J Oral Rehabil 17:327-334.
- 33. Watts DC, Cash AJ (1994) Analysis of optical transmission by 400-500nm visible light into aesthetic dental biomaterials. J Dent 22:112-117.
- 34. Witzel MF, Braga RR, Singer J de M, Azevedo CL (2003) Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading. Int J Prosthodont 16:145-149.

TABLES

Groups	Veneering material	Light curing mode
1	Artglass	QTH
2	Artglass	LED
3	Artglass	PAC
4	HeraCeram	QTH
5	HeraCeram	LED
6	HeraCeram	PAC
7	Direct (with no material)	QTH
8	Direct (with no material)	LED
9	Direct (with no material)	PAC

Table 1 – Groups determined by the combination of factors.

Table 2. Results of three-way ANOVA.

Sum of squares	df	Mean square	F	Р
8492.23	2	4246.11	1227.00	0.00001
77707.94	2	38853.97	11227.71	0.00001
458.68	2	229.34	66.27	0.00001
10279.43	4	2569.85	742.61	0.00001
362.19	4	90.54	26.16	0.00001
1005.84	4	251.46	72.66	0.00001
144.18	8	18.02	5.20	0.00003
840.91	243	3.46		
99291.43	269			
	Sum of squares 8492.23 77707.94 458.68 10279.43 362.19 1005.84 144.18 840.91 99291.43	Sum of squaresdf8492.23277707.942458.68210279.434362.1941005.844144.188840.9124399291.43269	Sum of squaresdfMean square8492.2324246.1177707.94238853.97458.682229.3410279.4342569.85362.19490.541005.844251.46144.18818.02840.912433.4699291.43269	Sum of squaresdfMean squareF8492.2324246.111227.0077707.94238853.9711227.71458.682229.3466.2710279.4342569.85742.61362.19490.5426.161005.844251.4672.66144.18818.025.20840.912433.4699291.432691

df, degrees of freedom

	-	Direct	Artglass	HeraCeram
		Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)
	100µm	45.56 (0.86) a, B	50.25 (0.44) a, A	38.15 (0.70) a, C
QTH	500µm	44.11 (0.92) ab, B	46.12 (1.41) b, A	34.63 (0.83) b, C
	900µm	43.38 (1.01) b, A	42.32 (1.39) c, A	31.72 (0.68) c, B
-	100µm	53.76 (1.23) a, B	41.82 (2.96) a, C	56.19 (3.79) a, A
LED	500µm	50.73 (1.32) b, A	38.04 (2.58) b, B	50.61 (3.33) b, A
	900µm	48.13 (1.68) c, A	34.56 (2.78) c, B	47.02 (2.73) c, A
-	100µm	19.55 (2.32) b, A	0.00 (0.00) a, B	0.00 (0.00) a, B
PAC	500µm	28.12 (3.01) a, A	0.00 (0.00) a, B	0.00 (0.00) a, B
	900µm	29.45 (2.55) a, A	0.00 (0.00) a, B	0.00 (0.00) a, B

Table 3– Comparison of Knoop hardness (KHN) of light-cured cement for each interaction of light curing method and resin cement depth.

Distinct small letters in columns for the same LCU and distinct capital letters in the row represent statistically significant difference by Duncan's test (α =.05).

		QTH	LED	PAC
		Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)
Diverset	100µm	45.56 (0.86) b	53.76 (1.23) a	19.55 (2.32) c
Direct	500µm	44.11 (0.92) b	50.73 (1.32) a	28.12 (3.01) c
	900µm	43.38 (1.01) b	48.13 (1.68) a	29.45 (2.55) c
Artglass	100µm	50.25 (0.44) a	41.82 (2.96) b	0.00 (0.00) c
	500µm	46.12 (1.41) a	38.04 (2.58) b	0.00 (0.00) c
	900µm	42.32 (1.39) a	34.56 (2.78) b	0.00 (0.00) c
HeraCeram	100µm	38.15 (0.70) b	56.19 (3.79) a	0.00 (0.00) c
	500µm	34.63 (0.83) b	50.61 (3.33) a	0.00 (0.00) c
	900µm	31.72 (0.68) b	47.02 (2.73) a	0.00 (0.00) c

Table 4- Comparison of Knoop hardness mean values (KHN) among groups

Distinct small letters in the row represent statistical significant differences by Duncan's test

(α=.05).

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A reabilitação por próteses fixas utilizando materiais restauradores estéticos tem aumentado nos últimos anos em detrimento às próteses metalo-cerâmicas. Para fixação das próteses confeccionadas em compósitos ou cerâmicas, o material de escolha é o cimento resinoso, em função de suas excelentes propriedades físicas (Burke, 2005).

Os cimentos resinosos são apresentados comercialmente em três formas quanto a sua ativação: ativados quimicamente, dual (ativados quimicamente e por luz) e fotoativados (ativados por luz). Os cimentos do tipo dual são indicados para fixação de *inlays, onlays* e coroas totais confeccionadas em compósito ou cerâmica, já que compensariam o efeito atenuador da luz de polimerização do aparelho fotoativador pelo material restaurador. Essa compensação seria possibilitada pela polimerização química do material, que ocorre mesmo em regiões mais profundas do preparo em que a chegada de luz é limitada (Hofmann *et al*, 2001). Contudo, existe dependência da composição do cimento, a qual varia de uma marca comercial para outra (Caughman *et al.*, 2001). Quando da utilização do cimento dual, a fotoativação é recomendada para estabilizar a prótese em posição de assentamento final e para maximizar o grau de conversão e as propriedades físicas do cimento (Cesar *et al.*, 2005).

Lu *et al.*, em 2005, indicam a utilização dos cimentos resinosos do tipo dual em todas as situações clínicas em que o cimento resinoso seja o agente de fixação de escolha. Contudo, Peumans *et al.*, em 2000, indicam o cimento resinoso fotoativado nos casos em que o fator estético se mostre mais importante, devido a sua menor alteração de cor ao longo do tempo.

No presente estudo foi possível verificar que, tanto o cimento resinoso dual como o fotoativado sofreu influência do tipo de aparelho fotoativador e do material restaurador indireto, quanto aos valores de dureza Knoop. Segundo Obici *et al.*, em 2005, o teste de dureza é capaz de detectar os efeitos de diferenças entre cadeias poliméricas, os quais não são detectados pelo teste de grau de conversão. Ainda, diferentes profundidades de polimerização dos cimentos foram testadas porque a dureza da superfície mais próxima

da fonte de luz não representa os valores encontrados na base da restauração (Price *et al.*, 2004).

De modo geral, os resultados do presente estudo mostram que houve diminuição dos valores de dureza Knoop com o aumento da profundidade de polimerização, mesmo para o cimento dual. Estes dados mostram que a polimerização química do cimento dual não é capaz de complementar uma fotoativação deficiente, como alegado anteriormente por Hofmann *et al.*, em 2001. Assim, da mesma forma que nos compósitos restauradores diretos, ocorre diminuição dos valores de dureza em regiões em que há menor exposição à luz de fotoativação (Correr *et al.*, 2005; Mendes *et al.*, 2005). Este fato pode ser visto de forma mais nítida nos grupos em que o cimento fotoativado foi exposto à luz do PAC através dos materiais restauradores indiretos, os quais serviram como barreira física evitando a passagem de luz durante o rápido período de ativação (3s). Possivelmente, com o aumento do tempo de exposição com PAC, melhores resultados seriam obtidos até mesmo em comparação ao QTH, já que a intensidade de luz emitida pelo PAC é pelo menos duas vezes maior que do QTH.

A densidade de energia fornecida durante a fotoativação é vista como fator determinante na polimerização de compósitos (Yap & Seneviratne, 2001; Emami *et al.*, 2003). Contudo, Musanje & Darvell, em 2003, verificaram que a reciprocidade entre tempo de exposição e intensidade de luz não pode ser aplicado de forma generalizada a todos os materiais resinosos fotoativados. No caso dos cimentos resinosos, ainda há o efeito atenuador da intensidade de luz pelo material restaurador indireto (Chan & Boyer, 1989). Foi observado neste estudo, que apesar da menor intensidade de luz emitida pelo aparelho LED, este se mostrou tão eficiente para a fotoativação dos cimentos quanto o aparelho QTH. Este resultado corrobora com dados encontrados na Literatura quanto à eficiência deste tipo de aparelho para a fotoativação de materiais resinosos que contém canforoquinona como ativador (Neumann *et al.*, 2005; Schneider *et al.*, 2006).

Outros fatores influenciam na polimerização dos cimentos resinosos durante a fotoativação, tais como espessura do material restaurador indireto, sua opacidade e cor (O'Keefe *et al.*, 1991; Vichi *et al.*, 2000). Neste estudo foi verificado que o tipo de material restaurador também influencia na fotoativação do cimento. Entretanto, a

comparação com a Literatura se tornou difícil pela escassez de trabalhos utilizando esta metodologia. Assim, recomenda-se o aumento do tempo de fotoativação durante a cimentação com cimentos resinosos para evitar os efeitos negativos da polimerização deficiente.

Estudos futuros são necessários para verificar o efeito de diferentes materiais restauradores indiretos na passagem da luz de fotoativação, quanto à intensidade e à distribuição do espectro, na tentativa de contribuir para o entendimento deste processo e aprimoramento da técnica.

6. CONCLUSÃO GERAL

Limitados pela metodologia dos estudos, pode ser concluído que:

- Para ambos os cimentos, dual e fotoativado, o LED foi mais efetivo para a ativação direta e através de HeraCeram;
- A dureza dos cimentos diminuiu com o aumento da profundidade de polimerização;
- A fotoativação com PAC foi ineficiente para o cimento fotoativado, quando realizado através dos materiais restauradores indiretos;
- O efeito atenuador de transmissão de luz dos materiais restauradores indiretos foi diferente para cada aparelho fotoativador, quanto aos valores de dureza dos cimentos resinosos.

REFERÊNCIAS*

- 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.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2003; 89(3): 268-74.
- 3. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002 Mar; 29(3):257-62.
- Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 1991; 65(4): 512-8.
- Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. J Dent Res. 1980; 59(1): 70-5.
- Burke FJT. Trends in Indirect Dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update*. 2005; 32(5):251-60.
- Caldas DB, de Almeida JB, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent.* 2003; 28(3): 315-20.
- 8. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(1): 101-6.

^{*} De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- 9. Cesar PC, Braga RR, Miranda Jr WG, Romão Jr W. Accuracy of fit and microleakage in ceramic restorations. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2005; 17(1):53-4.
- Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. J Dent Res 1989; 68(3): 476-80.
- 11. Correr AB, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, Tango RN, Schneider LFJ, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and Xenon Plasma Arc. *Braz Dent J.* 2005; 16(3):218-24.
- 12. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent.* 2004; 32(6): 479-88.
- 13.Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. J Oral Rehabil.1995; 22(1): 43-7.
- 14.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.
- 15. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater*. 2003; 19(6): 493-500.
- 16.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.
- 17.Emami N, Soderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. J Dent. 2003;31():189-96.

- 18. Emami N, Sjodahl M, Soderholm KJ. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater.* 2005; 21(8):721-30.
- 19.Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Oper Dent.* 2004; 29(5):560-70.
- 20. Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity--a scanning electron microscopic study. *Clin Oral Investig.* 2005; 9(1):8-17.
- 21.Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985; 1(1): 11-4.
- 22. Groten M, Probster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistence of feldsphatic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(2): 169-77.
- 23. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002; 18(6): 463-9.
- 24. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent. 1991; 66(2): 187-92.
- 25. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig.* 2000; 4(3): 140-7.

- 26. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Khiber 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(11): 1022-8.
- 27. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000; 16(1): 41-7.
- 28. 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.
- 29. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations.*Am J Dent.* 2000; 13(Spec No): 60D-76D.
- 30. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*. 2001; 17(4): 309-15.
- 31.Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent. 2002; 14(5): 286-95.
- 32.Linden JJ, Swift EJ Jr, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res.* 1991; 70(2): 154-7.
- 33. Mendes LC, Tedesco AD, Miranda MS, Benzi MR, Chagas BS. Determination of degree of conversion as function of depth of a photo-initiated dental restoration composite-II application to commercial *SureFil*TM. *Polym Test.* 2005;24(7):942-6.
- 34. Moon HJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effects of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(3): 258-64.

- **35**. Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater.* 2003; 19(6): 531-41.
- **36**.Neumann MG, Miranda JR WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005; 33(6):525-32.
- 37. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Correr Sobrinho L, Consani S. Degree of conversion and knoop hardness of Z250 composite using different photo-activaton methods. *Polym Test.* 2005; 24(7): 814-8.
- 38.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.
- **39**. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000; 28(3): 163-77.
- 40.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.
- 41.Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 2000; 16(5): 330-6.
- 42. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials.* 2004; 25(18): 4465-77.
- 43. Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthodont*. 2001; 10(3): 133-9.

- 44. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental liting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(3): 280-301.
- 45. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 1993; 18(2): 48-55.
- 46. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19(1): 26-32.
- 47. Schneider LF, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA. Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Investig.* 2006; 10(1):1-6.
- 48. Small BW. A review of devices used for photocuring resin-based composites. *GenDent.* 2001; 49(5): 457-60.
- 49.Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. J Dent. 2004; 32(4): 321-6.
- 50. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000; 21(13): 1379-85.
- 51. Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible-lightcured resins beneath etched porcelain veneers. *Br Dent J.* 1987; 163(5): 149-51.
- 52. 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.

- 53. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater.* 2004; 20(1): 21-8.
- 54. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(4): 412-7.
- 55. Warren A. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. *J Oral Rehabil.* 1990; 17(4): 327-34.
- 56. Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission by 400-500nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent.* 1994; 22(2): 112-7.
- 57. Witzel MF, Braga RR, Singer Jde M, Azevedo CL. Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(2): 145-9.
- 58. Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent.* 2001; 26(5): 460-6.

ANEXOS

Descrição da metodologia empregada nos estudos.

Materiais para faceta

Para o presente estudo foram confeccionados 60 discos para cada um dos materiais, o compósito de uso laboratorial Artglass e a cerâmica feldspática HeraCeram. A descrição desses materiais está na Tabela 1.

MATERIAL	COMPOSIÇÃO	NÚMERO DO LOTE / COR	FABRICANTE
ARTGLASS	Éster do Ácido Metacrílico –70p% Dióxido de silício silanizado –5p% Foto-iniciadores, estabilizantes, pigmentos inorgânicos	030107 / DD2	Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha
HERACERAM (pó)	Óxido de silício –50p% Óxido de alumínio –10p% Óxido de potássio –10p% Óxido de sódio5p% Óxido de Cério –20p% Óxido de lítio e outros –5p%	1100 / DD2	Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha

Tabela 1 Materiais utilizados para confecção dos discos

Confecção dos discos com os materiais para faceta

As dimensões para os discos do material Artglass foram de 1,5mm de espessura, 7mm de diâmetro em sua base menor e 8mm de diâmetro em sua base maior, obtidos a partir de matrizes metálicas com as medidas internas finais das amostras (Figura 1A). Para a confecção dos discos, o compósito Artglass foi inserido na matriz metálica, previamente posicionada sobre uma tira matriz de poliéster (Polidental Ind. e Com., São Paulo, Brasil) e placa de vidro com 4mm de espessura, em inserção única com uma espátula metálica (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha). Após completo preenchimento da matriz metálica, uma tira matriz de poliéster foi posicionada sobre o compósito e comprimiu-se todo o conjunto com uma lâmina de vidro, manualmente, para a remoção dos excessos. A fotoativação foi realizada pelo aparelho UniXS (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha) com tempo de 180s (Figura 1B). Os discos polimerizados foram removidos das matrizes e armazenados em local seco à temperatura ambiente até o momento de sua cimentação.



Figura 1A - Disco do compósito Artglass (1) obtido em matriz metálica (2); 1B. Aparelho fotoativador UniXS.

Já para o material HeraCeram, as dimensões dos discos foram de 1,5mm de espessura, 8mm em sua base menor e 9mm em sua base maior, obtidos a partir de matrizes metálicas com dimensões internas de 2mm de espessura, 9mm de base menor e 10mm de

base maior O pó da cerâmica foi misturado ao líquido modelador do sistema (Figura 2A) Modelling Liquid (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha) para formar-se uma pasta, a qual foi aplicada no interior da matriz (Figura 2B)., sobre uma placa de vidro, com uma espátula plástica. Após compactação da massa e remoção do excesso de líquido com papel absorvente, o disco de cerâmica foi removido da matriz e colocado sobre uma malha refratária para sinterização, realizada em forno EDG Alumini Top (EDG, São Carlos, Brasil) sob temperatura de 870°C, durante 1min.



Figura 2 - A - Pó cerâmico (1) e líquido modelador (2). B - Matriz metálica (1) e dispositivo para remoção (2) do disco cerâmico pré-sinterização.

Após esfriamento, aplicou-se o glaze do sistema, composto pelo pó Glase (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha) e o líquido especial Stainfluid (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha), com pincel na face mais plana e lisa do disco, o qual foi novamente levado ao forno sob temperatura de 865°C, durante 1min. Para obterem-se discos com espessura de 1,5mm foi necessário realizar desgaste da superfície não glazeada em Lixadeira e Politriz Universal APL-4 (Arotec, Cotia, Brasil) com lixas de Carbeto de Silício Carborundum (Saint-Gobain Abrasivos Ltda., Pernambuco, Brasil) de granulação 400 e 600, respectivamente, sob refr igeração à água. Os discos assim obtidos foram armazenados da mesma forma que os discos do material Artglass (Figura 3).



Figura 3 - Disco de Heraceram (H) e Artglass (A).

Preparo do substrato

Cento e oitenta 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 Lixadeira APL-4 com lixas de Carbeto de Silício Carborundum de gramatura de numeração 120 e 200, respectivamente, sob refrigeração à água a fim de possibilitar sua inclusão em matrizes 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 da matriz de PVC e levados à lixadeira APL-4 para desgaste da face vestibular, até a obtenção de uma superfície de dentina com aproximadamente 25mm² de área, usando lixas de Carbeto de Silício (Carborundum) de granulação 200, 400 e 600, respectivamente, sob refrigeração à água.

Materiais para cimentação

Os materiais utilizados para a cimentação dos discos cerâmicos ou de compósito, estão listados no Quadro 1.

Quadro 1

Composição, lote e fabricante dos materiais utilizados para cimentação

		Número do		
Material Composição		lote	Fabricante	
Condicionador de	ador de		Dentsply	
porcelanas	Ácido hidrofluorídrico a 10%	4817	Dentspry, Detrápolia Prasil	
Dentsply			reuopons, brasii	
Condicionador	Ácido fosfórico a 37%	103681	Dentsply,	
Dental Gel	Acido Iosioneo a 57%	103081	Petrópolis, Brasil	
	Resinas dimetacrilatos elastoméricos			
	PENTA			
Agente de união	Fotoiniciadores	108017	Dentsply,	
Prime&Bond 2.1	Estabilizantes	100017	Petrópolis, Brasil	
	Hidrofluoreto de cetilamina			
	Aceto na			
Agente de	Silano		Dentsnlv	
silanização Silano	Etanol	82817	Petrópolis, Brasil	
silainzação Silailo	Ácido acético			
	Dióxido de titânio		Dentsply, Petrópolis Brasil	
	Sílica pirolítica silanizada			
Pasta PV Enforce	Pigmento mineral	73385		
	Resina Bis-GMA		i cuopons, biasn	
	BHT, EDAB, TEGDMA			
	Dióxido de titânio			
	Sílica pirolítica silanizada			
Pasta catalisadora	Pigmento mineral	61381	Dentsply, Petrópolis, Brasil	
Enforce	Resina Bis-GMA	04384		
	BHT, EDAB, TEGDMA			
	Peróxido de benzoíla			
	TEGDMA, BDMA, EDAB, BHT,			
Pasta matizada Enforce cor A2	DHEPT			
	Sílica pirolítica silanizada		Dentenly	
	Pigmentos minerais	64877	Demspry, Detránolia Prasil	
	Vidro de boro silicato de Alumínio e		reuopons, brasn	
	Bário silanizado			
	Canforoquinona			

Aparelhos fotoativadores

Para o presente estudo foram utilizados os aparelhos fotoativadores listados na Tabela 2 e ilustrados na Figura 4.

Tabela 2						
Descrição dos aparelhos fotoativadores utilizados no experimento						
Aparelhos	Tipo de luz	Intensidade da luz emitida	Fabricante			
			3M/ESPE Dental			
XL 2500	Halógena	700mW/cm^2	Products, Saint Paul,			
			EUA			
Ultrablue Is	Luz emitida	por 440mW/cm^2	D.M.C.Equipamentos			
Oluablae 15	diodo		Ltda, São Carlos, Brasil			
Apollo 95E	Arco plasma Xenônio	de 1700mW/cm ²	DMD, Califórnia, EUA			

A intensidade de luz emitida por cada aparelho fotoativador foi aferida com radiômetro portátil digital (Hilux Dental Curing Light Meter, Benlioglu Dental Inc., Turquia) previamente à fotoativação do cimento. Além desses valores, obtiveram-se também as intensidades de luz transmitidas através dos discos confeccionados com os materiais para faceta (Tabela 3).

Tabela 3

Intensidades de luz transmitidas através dos materiais para faceta (mW/cm²)

	Artglass	Heraceram
XL 2500	36 (5,1%)	40 (5,7%)
Ultrablue Is	28 (6,3%)	28 (6,3%)
Apollo 95E	150 (8,8%)	154 (9%)

() – porcentagem da intensidade de luz total que passa através do material para faceta.



Figura 4 - A – Aparelho Apollo 95E. B – Aparelho XL 2500. C – Aparelho Ultrablue Is.

Cimentação

Para a cimentação, os materiais para faceta, cimentos resinosos e aparelhos fotoativadores foram separados para que constituíssem os seguintes os grupos (n=10), segundo a Tabela 4.

Distribulça	o dos grupos iestados		
GRUPO	MATERIAL PARA	MODO DE ATIVAÇÃO DO	APARELHO
	FACETA	CIMENTO	FOTOATIVADOR
А	Sem material	Dual	XL 2500
В	Sem material	Dual	Ultrablue Is
С	Sem material	Dual	Apollo 95E
D	Sem material	Físico	XL 2500
E	Sem material	Físico	Ultrablue Is
F	Sem material	Físico	Apollo 95E
G	Artglass	Dual	XL 2500
Н	Artglass	Dual	Ultrablue Is
Ι	Artglass	Dual	Apollo 95E
J	Artglass	Físico	XL 2500
Κ	Artglass	Físico	Ultrablue Is
L	Artglass	Físico	Apollo 95E
Μ	HeraCeram	Dual	XL 2500
Ν	HeraCeram	Dual	Ultrablue Is
Ο	HeraCeram	Dual	Apollo 95E
Р	HeraCeram	Físico	XL 2500
Q	HeraCeram	Físico	Ultrablue Is
0	HeraCeram	Físico	Apollo 95E

Tabela 4 Distribuição dos grupos testados

Os discos dos materiais para faceta 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 hidrofluorídrico receberam aplicação de agente de silanização (Silano *primer* e ativador), segundo as recomendações do fabricante.

Já o substrato bovino foi condicionado com ácido fosfórico (Condicionador Dental Gel) durante 15 segundos (Figura 5), e lavado com jato de água pelo mesmo período.


Figura 5 – Aplicação do Condicionador Dental Gel sobre a dentina.

O excesso de água foi removido com papel absorvente, procedendo assim a aplicação do agente de união Prime&Bond 2.1 (Figura 6A e 6B), seguindo-se as recome ndações do fabricante. 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. O adesivo foi fotoativado com o mesmo aparelho com o qual se realizaria a fotoativação de cada grupo testado. Para os grupos que utilizaram o aparelho XL2500, o tempo de fotoativação do adesivo foi de 10 segundos do mesmo modo para os grupos que utilizaram o aparelho Ultrablue Is, mas para os grupos que utilizaram o aparelho Apollo 95E, o tempo de fotoativação foi de 3 segundos. Foi aplicada uma nova camada, esperou-se 20 segundos e procedeu-se a fotoativação.



Figura 6 – A - Agente de união Prime & Bond 2.1. B - Aplicação do agente de união ao substrato dental condicionado.

O material de cada uma das pastas utilizadas (Figura 7A e 7B)foi dispensado em um dos dois orifícios em forma de hemi-esfera confeccionados numa matriz em resina de poliestireno (Figura 7C e 7D), já que o fabricante do cimento não oferece proporcionador para dosagem. Essas porções foram transportadas para um bloco de papel descartável para espatulação com auxílio de uma espátula para inserção n° 01, com a qual se realizou a espatulação do material durante 10s.



Figura 7 - A - Pastas para ativação dual. B - Pastas para ativação física. C - Matriz para proporcionamento das pastas. D – Pastas depositadas na matriz.

Sobre cada uma das amostras hibridizadas foi posicionada uma matriz de borracha com 5mm de diâmetro interno por 1mm de espessura fazendo com que seu orifício coincidisse com a área de dentina hibridizada (Figura 8A).

O cimento homogeneizado foi inserido na matriz de borracha e sobre esse conjunto foi assentado o disco de um dos materiais conforme a distribuição dos grupos como descrito anteriormente (Figura 8B e 8C).



Figura 8 – A - Colocação da matriz de borracha sobre a dentina hibridizada. B -Preenchimento da matriz com cimento. C - Disco de material para faceta assentado sobre conjunto.

Para os grupos de A a F, ao invés de posicionarem-se os discos de anteparo, foi colocado um filme de PVC transparente sobre o cimento para proceder-se a fotoativação do material. Para os demais grupos interpôs-se o disco de um dos materiais para faceta entre o cimento e a ponta ativa do aparelho fotoativador para proceder-se a fotoativação do cimento (Figura 9). Para os grupos que utilizaram a fonte de luz halógena XL 2500, o tempo de fotoativação foi de 40s, mesmo tempo utilizado para aqueles grupos que utilizaram o aparelho LED Ultrablue Is. Para os grupos que utilizaram o aparelho Apollo 95E como fonte de luz, o tempo de fotoativação foi de 3 segundos.



fotoativação.

Após fotoativação, as amostras foram armazenadas em estufa a seco a 37°C, durante 24h. Transcorrido este período, as mesmas foram seccionadas longitudinalmente, passando pelo centro do material de cimentação, em uma cortadeira (Model 650, South Bay Technology Inc., Califórnia, EUA) refrigerada à água, na qual foi montado um disco diamantado de corte (Extec model 12205, Extec corp., Enfield, EUA). A superfície obtida pelo seccionamento de cada amostra foi polida seqüencialmente, sob refrigeração à água, em uma lixadeira e polidora universal modelo APL-4, com lixas d'água de Carbeto de Silício (Carborundum) com granulação 400, 600 e 1200, pelos tempos de 15s, 30s e 60s respectivamente.

Mensuração dos dados de Dureza Knoop

As amostras devidamente polidas (Figura 10) foram levadas ao microdurômetro modelo HMV Shimadzu Microhardness Tester (Shimadzu, Tóquio, Japão) para realização das endentações e posterior mensuração da dureza Knoop. Foi estabelecida a utilização da carga de 50gf durante 15s para a realização das endentações. Seguiu-se um esquema prédefinido para a realização de 5 endentações em cada uma das 3 profundidades determinadas em 100 µm, 500µm e 900µm a partir da superfície em contato com o material para faceta (Figura 11). A cada amostra, o sentido de início das endentações era invertido para não haver favorecimento de alguma região.



Figura 10 - Amostra seccionada e polida para realização das leituras de dureza. (A) – Material restaurador; (B) cimento resinoso; (C) dentina.



Figura 11 - Representação esquemática da seqüência de realização das endentações.

Foi obtida a média de dureza para cada amostra, como resultado de 15 mensurações em cada uma delas. Estes valores foram tabulados e submetidos à análise estatística.

Análise Estatística

Os dados, de cada um dos cimentos, dual e fotoativado, foram submetidos à análise de variância de 3 fatores (material para faceta, profundidade de polimerização e aparelho fotoativador) para detecção de possíveis interações entre os fatores investigados. O Teste de Tukey para comparações múltiplas foi aplicado para realizar comparações entre as médias para o cimento dual, sendo que para o fotoativado foi aplicado o teste de Duncan. O nível de significância utilizado para os testes foi de 5% (α =0,05).