

RUBENS NISIE TANGO

***EFEITO DOS MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO E DOS
MATERIAIS PARA FACETAS INDIRETAS NA DUREZA
KNOOP DE CIMENTOS RESINOSOS***

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de Mestre em
Materiais Dentários.

Piracicaba

2005

RUBENS NISIE TANGO

***EFEITO DOS MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO E DOS
MATERIAIS PARA FACETAS INDIRETAS NA DUREZA
KNOOP DE CIMENTOS RESINOSOS***

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de Mestre em
Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Banca examinadora:

Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara

Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Prof. Dr. Mario Fernando de Goes

Piracicaba
2005

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

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

T156e

Tango, Rubens Nisie.

Efeito dos métodos de fotoativação e dos materiais para facetas indiretas na Dureza Knoop de cimentos resinosos. / Rubens Nisie Tango. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador : Mário Alexandre Coelho Sinhoreti.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Porcelana dentária. 2. Resinas compostas. 3. Materiais dentários. 4. Cimentos de resina. 5. Facetas dentárias. I. Sinhoreti, Mário Alexandre Coelho. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: Effect of different light-curing methods and materials for indirect veneers on Knoop hardness of resin cements

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Dental porcelain; Composite resins; Dental materials; Resin cements; Dental veneers

Área de concentração: Materiais dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca examinadora: Estevão Tomomitsu Kimpara; Mário Alexandre Coelho Sinhoreti; Mario Fernando de Goes

Data da defesa: 16/02/2005



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 16 de Fevereiro de 2005, considerou o candidato RUBENS NISIE TANGO aprovado.

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

PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

A handwritten signature in black ink, appearing to be "E. Kimpura", written over a horizontal line.

PROF. DR. ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPURA

A handwritten signature in black ink, appearing to be "M. de Goes", written over a horizontal line.

PROF. DR. MARIO FERNANDO DE GOES

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

A Deus, por sempre me guiar.

Aos meus pais **Julio Hirossuke Tango e Toshika Nisie Tango**, que desde cedo me ensinaram o valor do caráter e que a realização de sonhos é fruto de muito trabalho. Meu eterno agradecimento pelo amor e apoio incondicionais em toda a minha vida. Sem vocês, tudo que fiz até hoje não seria possível de ser realizado. Obrigado por serem meus pais.

Ao meu amor, **Estela Kaminagakura**, pelo carinho, amizade, paciência e compreensão durante todo o tempo em que ficamos longe. Obrigado por me escutar em momentos de dificuldade, por compartilhar meus sentimentos e elevar minha auto-estima. Obrigado por sempre acreditar em mim.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e compreensão. Obrigado pela confiança e por toda atenção na orientação no decorrer da execução deste trabalho. O bom humor somado ao bom senso fez o trabalho se tornar mais fácil.

Marinho, muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara**, por proporcionar minha iniciação científica e pela constante presença em minha vida acadêmica. Obrigado por todas as oportunidades, pela amizade e toda confiança depositada em mim. O bom senso, caráter e honestidade somados à humildade e dedicação à formação universitária têm sido exemplos de vida pessoal e profissional. Minha eterna gratidão pela orientação e por sempre se mostrar disposto a resolver problemas.

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 mestrado. Este auxílio proporcionou condições para minha formação científica, como docente e pesquisador.

Aos Professores da Área de 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. E não menos importante, pelos momentos de descontração em confraternizações e eventos, os quais nos fazem também crescer como ser humano.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, **Prof. Dra. Regina Maria Puppim Rontani, Prof. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Prof. Dr. Saulo Geraldeli**. Obrigado pelos ensinamentos didáticos e científicos.

Aos meus eternos professores de Materiais Dentários e amigos, **Prof. Dr. Lauro Cardoso Vilela e Prof. Dra. Maria Auxiliadora Junho de Araújo**, por sempre me incentivarem a seguir na carreira acadêmica.

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

Aos meus amigos, da Disciplina Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara, Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode, Prof. Rander Pereira Avelar e Prof. Alexandre Souto Borges**. Obrigado por compartilhar suas experiências.

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

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

Ao meu amigo e “irmão” **Luís Felipe Jochims Schneider**. Obrigado pela convivência diária que muito me fez crescer. A troca de experiências é fator fundamental no crescimento do ser humano.

Aos amigos do curso de Doutorado, em especial **Mirela Shinohara, Rubens Nazareno Garcia, Evandro Piva, Eliane Alves, Jacy de Carvalho Jr., Rogério Reges, Giovani Corrêa, Paulo Henrique dos Santos, Gisele Correr, Leonardo Cunha, Roberta Alonso, Gilberto Borges, Alysson Konno, Luciana Sálvio** e aos amigos do curso de Mestrado, **Américo Correr, Ana Flávia Borges, Cíntia Carvalhal, Ricardo Guiraldo, Vinícius Di Hipólito, Osvaldo Wodevotsky, Dario Segreto, Juliana Malacarne e Marcelo Muzilli**. 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.

Aos amigos de outras Áreas, em especial **Larissa Cavalcante, Alessandra, Fábio, Adriana, Silvana, Guilherme, Carolina, Grace, André, Débora, Daniel e Flávia**. Obrigado pelos bons momentos juntos.

Aos amigos **Cristiane Martins, Priscila Garcia, Luciana Garcia, Ângela de Moura, Cristina Werkman, Fernando Magalhães, Suzana Ouchi e Alberto**

Kojima, que muito me ajudaram por sempre me receberem de portas abertas. Sou eternamente grato.

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

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

A **Heraeus Kulzer**, representada pelas pessoas de **Roberto H. Natterer e Simone O. Trigo**, pela disponibilização dos produtos e auxílio na confecção das amostras.

À **Degussa Dentsply**, representada pela pessoa de **Berenice Tanikawa**, 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.

"O maior prêmio que a vida oferece
é a chance de trabalhar intensamente
em algo que valha a pena."

Theodore Roosevelt

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DA LITERATURA	9
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAL E MÉTODOS	33
4.1 Materiais para faceta	33
4.2 Confeção dos discos com os materiais para faceta	34
4.3 Preparo do substrato	36
4.4 Materiais para cimentação	37
4.5 Aparelhos fotoativadores	39
4.6 Cimentação	40
4.7 Mensuração dos dados de dureza Knoop	45
4.8 Análise estatística	47
5 RESULTADOS	48
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61
ANEXOS	68

RESUMO

A crescente demanda por restaurações estéticas tem feito com que cerâmicas e compósitos sejam cada vez mais utilizados na reabilitação dental. Para a cimentação de restaurações indiretas confeccionadas com estes materiais, o agente fixador de escolha é o cimento resinoso. Este material pode polimerizar através de ativação química, física ou através de ativação química/física. Contudo, em determinadas situações clínicas a fotoativação deve ser realizada indiretamente através da cerâmica ou do compósito. Por vezes, em casos em que se prima pela estética, os cimentos fotoativados são preferidos devido a maior estabilidade de cor. Entretanto, a ativação química pode garantir polimerização mais efetiva do cimento. Assim, este estudo teve como objetivo avaliar a dureza Knoop do cimento resinoso Enforce, ativado pelo modo dual ou físico, fotoativado diretamente, sob 1,5mm de cerâmica HeraCeram ou compósito Artglass, usando diferentes aparelhos fotoativadores. Para fotoativação foram utilizados os seguintes tempos: luz halógena convencional (XL2500) - HL, por 40s; luz emitida por diodo (Ultrablue Is) - LED, por 40s; e luz emitida por arco de plasma de xenônio (Apollo 95E) - PAC, por 3s. Incisivos bovinos embutidos em resina de poliestireno tiveram suas faces vestibulares planificadas e submetidas à técnica de hibridização. Sobre a área de dentina hibridizada foi assentada uma matriz de borracha (1mm de espessura e 5mm de diâmetro), dentro da qual foi depositado o cimento devidamente espatulado. O disco de um dos materiais para prótese foi assentado sobre este conjunto, procedendo-se então a fotoativação. Após armazenagem por 24h a 37°C, as amostras foram seccionadas para mensuração da dureza (KHN) em 3 regiões distintas: próximo ao material restaurador, próximo à dentina e ao centro. As leituras de dureza foram realizadas em um microdurômetro após aplicação de carga de 50gf por 15s. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, ambos com $\alpha=0,05$. Foi verificado, de modo geral, que o cimento no modo dual apresentou maiores

valores de dureza do que no modo físico, exceto para as condições HL sem material para faceta e com Artglass e LED com HeraCeram. Quando se fixou o nível dual, foi observado que com o LED foram obtidos os maiores valores de dureza nas condições sem material e sob HeraCeram, comportamento não observado sob Artglass, em que os valores de dureza foram similares para os 3 aparelhos. Para HL o menor valor de dureza foi obtido sob HeraCeram e para LED, sob Artglass. Para PAC, os menores valores foram observados sob HeraCeram e na condição sem material. Quando se fixou o nível físico para ativação do cimento, com o LED foram obtidos os maiores valores de dureza na ativação direta e sob HeraCeram, seguido pela HL e PAC, respectivamente. Sob Artglass, os maiores valores de dureza foram obtidos com HL seguido pelo LED e PAC, respectivamente. Sob Artglass e HeraCeram, não foi possível determinar os valores de dureza do cimento fotoativado com PAC. A interposição de HeraCeram mostrou influenciar negativamente a ativação com HL. Para o LED esse comportamento foi verificado sob Artglass.

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

ABSTRACT

The increasing demand for esthetic restorations has increased the use of ceramics and composites in oral rehabilitation. The resin-based cement is the material of choice to fix these prosthetic restorations. This material can polymerize by chemical activation, physical activation or by a combination of chemical/physical activation. In several clinical situations light curing must be performed indirectly through ceramics or composite. Sometimes, in cases in which esthetic is the major goal, light-cured cements are preferred because their longer color stability. However, the chemical activation can guarantee the polymerization of the cement. The present study aimed to evaluate the Knoop hardness of the resin-based cement Enforce, activated by chemical/ physical mode or by physical mode solely, light-cured directly or through 1.5mm of ceramics (HeraCeram) or composite (Artglass) using different light-curing devices. For light-curing the following activation times were used: conventional halogen light (XL2500) applied for 40s - HL; light emitting diodes (Ultrablue Is) for 40s - LED; and light emitted by xenon plasma arc (Apollo 95E) for 3s - PAC. Bovine incisors embedded in polystyrene resin had its buccal faces ground flat and submitted to the hybridization technique. On the hybridized dentin area a rubber mold was seated (1mm thickness and 5mm diameter), into which the manipulated cement was deposited. A disc of one of the prosthetic materials was seated over this set to proceed the light-curing. After storage for 24h at 37°C, the samples were sectioned and submitted to hardness measurements in 3 different depths: near to restorative material, near to dentin and in the center. The hardness (KHN) measurements were performed in a micro-hardness tester after 50gf load by 15s. Data were submitted to ANOVA and to Tukey's test, with $\alpha=0.05$. In general, it was verified that dual cement presented higher hardness compared to physical mode, exception to HL in direct light curing and with Artglass and LED with HeraCeram. When the level dual was fixed, higher hardness was observed with LED in direct light curing and with HeraCeram, what was not observed with Artglass, in which

similar hardness values were obtained with different devices. For HL, the lowest hardness was observed with HeraCeram and for LED, with Artglass. For PAC, lower hardness was verified in direct light curing and with HeraCeram. When the level physical mode for cement activation was fixed, the highest hardness was obtained with LED in direct light curing and with HeraCeram followed by HL and PAC, respectively. With Artglass, the highest hardness was observed with HL followed by LED and PAC, respectively. It was not possible to determine the hardness of physical activated cement light-cured with PAC through Artglass and HeraCeram. Light curing through HeraCeram showed to be deleterious to HL. For LED, this behavior was noted with Artglass.

Key-words: Dental porcelain; Hardness; Resin cements; Composite resins; Dental veneers; Dental materials

1 INTRODUÇÃO

Tradicionalmente, o material mais difundido para cimentação de elementos protéticos é o cimento de fosfato de zinco (Rosenstiel *et al.*, 1998). Este material tem sido utilizado para cimentação de próteses metálicas, metalocerâmicas ou mesmo para alguns sistemas ceramo-cerâmicos. Porém, limitações como a falta de adesão, elevada solubilidade e estética deficiente levaram ao desenvolvimento de outros materiais para cimentação como os cimentos de ionômero de vidro e cimentos resinosos (Rosenstiel *et al.*, 1998; Diaz-Arnold *et al.*, 1999).

A opção pela utilização dos cimentos de ionômero de vidro e suas variações, como o cimento de ionômero de vidro modificado por resina e resina modificada por polissais está baseada principalmente na sua capacidade de adesão às estruturas dentais e de liberação de flúor, que pode atuar na inibição do desenvolvimento de cárie secundária (McLean *et al.*, 1994). Outras alternativas são os cimentos resinosos, que apresentam como vantagens a união aos substratos, em função da compatibilidade aos agentes silanos e sistemas de união, baixa solubilidade, facilidade de manipulação e estética compatível com sistemas cerâmicos livres de metal. A aplicação destes cimentos pode ainda resultar em maiores valores de resistência à fratura por fadiga de coroas ceramo-cerâmicas comparados aos cimentos de ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco (Groten & Probster, 1997).

A utilização dos cimentos resinosos vem crescendo nos últimos anos em função da maior aplicação de materiais restauradores estéticos indiretos, como a cerâmica e o compósito. Apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento ideal a todas as situações clínicas (Rosenstiel *et al.*, 1998). A escolha do agente de cimentação deve se basear nas propriedades físicas, biológicas e de manipulação deste material somadas às características do remanescente dentário preparado e à peça protética.

Fatores como o tempo e modo de fotoativação, material restaurador indireto bem como agente de cimentação podem influenciar na qualidade final da restauração (Rasetto *et al.*, 2001). *Inlays*, *onlays*, facetas laminadas e coroas ceramo-cerâmicas são comumente fixadas com cimentos resinosos de dupla ativação, já que por vezes existem áreas em que a exposição à luz é crítica e neste contexto, o modo de ativação químico teoricamente garantiria uma polimerização satisfatória. A aplicação de tempos de fotoativação mais longos resulta em maior grau de conversão e, conseqüentemente, propriedades mecânicas e estéticas melhoradas (Watts & Cash, 1994). Contudo, a cor do material influencia na profundidade de polimerização, o que pode ser aplicado também aos cimentos resinosos fotoativados (Tanoue *et al.*, 2001).

A espessura da cerâmica pode influenciar na estética final da restauração protética (Vichi *et al.*, 2000) e também no grau de polimerização do cimento resinoso subjacente (Blackman *et al.*, 1990). Esse efeito também varia de acordo com a marca e composição da cerâmica (Blackman *et al.*, 1990).

O espectro de transmissão de luz através da cerâmica é mais influenciado pela sua espessura do que pela sua opacidade (O'Keefe *et al.*, 1991; Linden *et al.*, 1991). Entretanto, a fotoativação dos cimentos resinosos através de cerâmicas de cores mais escuras resulta em valores de dureza mais baixos (Chan & Boyer, 1989; Uctasli *et al.*, 1994; el-Mowafy *et al.*, 1999), fato também observado na cimentação de restaurações indiretas em compósitos (Breeding *et al.*, 1991).

O tempo de fotoativação prolongado tem se mostrado benéfico para os cimentos resinosos, principalmente em relação à dureza (Chan & Boyer, 1989; Warren, 1990; Blackman *et al.*, 1990; Breeding *et al.*, 1991; Linden *et al.*, 1991). O teste de dureza é comumente utilizado por ser considerado um método simples e confiável como indicador do grau de conversão dos cimentos resinosos (Darr & Jacobsen, 1995). Esse grau de conversão pode aumentar consideravelmente se a fotoativação feita através de cerâmica, tiver um tempo de exposição aumentado

(Strang *et al.*, 1987). Portanto, o tempo de fotoativação recomendado pelo fabricante deve ser tratado com cautela (Strang *et al.*, 1987; Hasegawa *et al.*, 1991).

Sendo de uma mesma marca comercial, os cimentos resinosos de dupla ativação quando fotoativados apresentam valores de dureza superiores aos cimentos fotoativados (Breeding *et al.*, 1991; Braga *et al.*, 2002) bem como aos cimentos de dupla ativação polimerizados somente pelo modo químico (Darr & Jacobsen, 1995). Ainda, cimentos resinosos de dupla ativação quando fotoativados mostram valores de dureza significativamente maiores do que dos cimentos resinosos quimicamente ativados (Rueggeberg & Caughman, 1993; el-Mowafy *et al.*, 1999). Witzel *et al.*, em 2003, verificaram que os cimentos resinosos duais, quando não fotoativados e associados a sistemas de união de frasco único, resultaram valores de resistência de união entre 51% e 64% menores quando comparados aos obtidos com os cimentos duais fotoativados.

Assim, para os cimentos fotoativados ou duais, o grau de conversão de monômeros na reação de polimerização de compósitos 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).

Geralmente a fotoativação é realizada com aparelhos fotoativadores com lâmpada halógena, na qual a luz é emitida a partir de filamento de Tungstênio. Outras tecnologias estão disponíveis, dentre elas o arco de plasma de Xenônio (Hofmann *et al.*, 2000; Peutzfeldt *et al.*, 2000) e a luz emitida por diodos – LED (Jandt *et al.*, 2000; Stahl *et al.*, 2000; Kurachi *et al.*, 2001). Apesar destes sistemas ainda sofrerem modificações, sua utilização tem se difundido cada vez mais. Contudo, dúvidas permanecem quanto à efetividade de fotoativação de cimentos resinosos ativados de diferentes modos utilizando 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 de alguma forma o comportamento clínico resultando numa melhora do desempenho e longevidade das restaurações indiretas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Em 1980, Brodbeldt *et al.* avaliaram a translucidez de 5 diferentes cerâmicas, entre elas uma cerâmica feldspática. A espessura de 1mm de cerâmica foi estabelecida para este trabalho, através da qual avaliou-se a transmissão direta e total de luz nos comprimentos de onda de 400, 525 e 700nm. A transmissão de luz através das amostras de cerâmica foi em média de 0,13% para o método de avaliação direta, já quando se avaliou a transmissão total esse valor foi de cerca de 26,8%. E para realizar uma correlação entre espessura de cerâmica e transmissão de luz, amostras de 0,8, 1,0 e 1,4mm de espessura foram confeccionadas, para as quais foram mensuradas as transmissões totais de luz. Notou-se que com o aumento do comprimento de onda do feixe de luz, aumentou-se a transmissão através do corpo das cerâmicas e que com o aumento da espessura destes corpos, houve um decréscimo da translucidez.

Ferracane, em 1985, estudou o grau de conversão e dureza de resinas restauradoras sem carga na tentativa de estabelecer uma correlação entre estas duas propriedades. Três resinas foram utilizadas: Delton Pit & Fissure Sealant, Profile e Concise Enamel Bond. O grau de conversão durante reação de polimerização foi determinado pela aquisição de espectro nos intervalos de 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20 e 30min. O grau de conversão foi também avaliado a 1, 2, 6 e 24h. A dureza foi avaliada aos 5, 10, 20 e 30min e também a 1, 2, 6 e 24h. A reação de polimerização inicial ocorreu de forma rápida, em cerca de 2h para todos os materiais. Tanto o grau de conversão como a dureza, aumentam após esse período. Quando se realizou a análise de regressão entre grau de conversão e dureza, com o tempo para cada uma das resinas, observou-se uma forte correlação ($r > 0,936$ para todas as resinas). Contudo, quando os dados foram tabulados em uma mesma análise, essa correlação foi fraca ($r = 0,498$). Assim sendo, o autor sugeriu que a utilização de métodos indiretos, como o de avaliação

da dureza, é válida para predizer o grau de conversão relativo de uma resina sob diferentes condições de teste.

Strang *et al.*, em 1987, analisaram o efeito da absorção da luz emitida pelo aparelho fotoativador na polimerização de cimentos resinosos sob facetas cerâmicas. Foram utilizadas as cerâmicas Chameleon, na espessura de 0,5mm e Mirage, nas espessuras de 1 e 1,5mm, ambas em 10 tonalidades distintas. A porcentagem de luz emitida pelo aparelho de luz halógena Visilux 2, absorvida por cada amostra, foi avaliada com uma fotocélula sensível à luz azul. O método de transmissão acústica foi utilizado para avaliar o tempo de polimerização dos cimentos Duo-Cure e Chameleon. Para a cerâmica Chameleon, não houve diferença estatisticamente significativa na absorção de luz e tempo de polimerização dos cimentos entre as cores opacas e translúcidas. Já para a cerâmica Mirage, o aumento de sua espessura resultou no aumento de luz absorvida bem como no aumento do tempo de polimerização do cimento Mirage. A absorção de luz pela cerâmica Chameleon variou de 32,6% a 43,8% e da cerâmica Mirage entre 40,7% e 58,7%.

Em 1989, Chan & Boyer analisaram a dureza do compósito Durafill Flow utilizado como agente de cimentação sob espessuras da cerâmica Crystal Porcelain variando de 0,5mm a 3mm com intervalos de 0,5mm, nas cores B2 e C4, 30min e 24h após fotoativação. Além desta análise, avaliaram também a intensidade de luz, no comprimento de onda entre 450 e 500nm, que atravessava estas amostras cerâmicas. A fotoativação foi realizada com aparelho de lâmpada halógena e o tempo de fotoativação variou entre 20, 40, 80 e 120s. Os valores de dureza mostraram ser dependentes da cor e espessura da cerâmica, bem como do tempo de exposição. Quanto maior o tempo de exposição, maior a dureza e, quanto mais escuro e espesso o material, maior o tempo de fotoativação necessário para atingir valores de dureza mais elevados. A intensidade de luz transmitida através da cerâmica também diminuiu com a cor mais escura e com o aumento da espessura.

Blackman *et al.*, em 1990, avaliaram a influência de duas cerâmicas para facetas na polimerização de cimentos fotoativados através de teste de microdureza Knoop. Foram testados o cimento fotoativado Porcelite cor amarela e o cimento dual Dicor na cor translúcida, sob dois substratos diferentes, a cerâmica feldspática Vita VMK68 e a cerâmica vítrea Dicor nas mesmas cores (A3) e em diferentes espessuras (0,5, 1, 2, 3 e 4mm). Os tempos de fotoativação variaram entre 30 e 120s com intervalos de 30s. As amostras foram armazenadas durante 7 dias em temperatura ambiente previamente ao teste de microdureza Knoop. Ambos os cimentos apresentaram valores de dureza máximos sob espessuras de até 1mm com tempo de fotoativação de 60s. Sob espessuras de 3 ou 4mm, os cimentos polimerizaram melhor sob a cerâmica Dicor comparada à Vita VMK68, sendo que nessas condições o cimento Dicor apresentou ainda maiores valores de dureza em relação ao cimento Porcelite.

Warren, ainda em 1990, analisou a dureza Vickers do compósito Heliosit fotoativado por 40 e 60s, sob diferentes espessuras da cerâmica Vitadur N, cor A2. Foi verificado que com a interposição de anteparo cerâmico entre a fonte fotoativadora e o agente de fixação houve um decréscimo significativo dos valores de dureza do cimento, o qual é diretamente proporcional à espessura do anteparo. Além disso, verificou-se que ocorreu aumento dos valores de dureza quando o tempo de fotoativação foi aumentado de 40s para 60s.

Linden *et al.*, em 1991, avaliaram o efeito da opacidade da cerâmica, da ativação química do cimento e do tempo de fotoativação sobre a polimerização de cimentos resinosos. Foram confeccionados discos da cerâmica Ceramco IIG com 0,7mm de espessura nas cores A1 opaca, A1 75% opaca com 25% translúcida e uma mistura de 50% opaca com 50% translúcida. Os cimentos Porcelite, Porcelite dual, Heliolink e Heliolink dual foram fotoativados através desses discos com tempo variando entre 30 e 120s, com intervalos de 30s. As leituras de dureza da superfície dos cimentos foram realizadas após 30min e 24h da fotoativação. Além disso, a transmissão de luz através dos discos cerâmicos foi avaliada com

espectrofotômetro no comprimento específico de 470nm. A utilização do catalisador no cimento mostrou aumentar os valores de dureza Knoop comparando-os aos utilizados no modo fotoativado. O aumento do tempo de fotoativação bem como do tempo de armazenagem resultaram em maiores valores de dureza. Com esta espessura de cerâmica não houve influência negativa da opacidade na dureza dos cimentos.

Breeding *et al.*, em 1991, pesquisaram o efeito de diversos tempos de fotoativação (40, 60 e 90s) na dureza Knoop dos cimentos resinosos Heliosit, Visio-Fil e Dual, sob diferentes espessuras (1, 2 e 3mm) e cores (A1, A4 e Incisal) dos compósitos resinosos Isosit e Visio-Gem. Além destas três cores, foram confeccionados discos com a combinação de 1mm da cor Incisal com 2mm da cor A1 ou A4. Com a exposição de 60s obtiveram-se maiores valores de dureza quando comparada a 40s. O tempo de fotoativação de 90s não foi suficiente para polimerizar os compósitos adequadamente sob 2mm ou mais de espessura dos materiais para restauração. Notou-se ainda que as cores mais opacas ou escuras dos materiais restauradores são fatores limitantes na polimerização dos cimentos, a qual é também dependente da exposição à luz para fotoativação.

Hasegawa *et al.*, em 1991, avaliaram a dureza dos cimentos duais Dual Cement, Duo Cement e Dicor quando fotoativados diretamente por períodos de 0, 5, 10, 20, 40 e 120s. Observou-se um aumento significativo dos valores de dureza em função do aumento do tempo de irradiação. Além disso, simularam a condição de cimentação de *inlay* em compósito P-50, utilizando os mesmos cimentos e verificaram que mesmo com tempo de exposição de 40s por lingual e 40s por vestibular não foi possível atingir os mesmos valores de dureza obtidos com a fotoativação direta utilizando o tempo recomendado pelos fabricantes.

Em 1991, O'Keefe *et al.* avaliaram a intensidade de luz específica que atravessava diferentes espessuras e opacidades de cerâmica através de um espectralradiômetro. Amostras da cerâmica Vita na cor B2, nas espessuras de 0,5, 0,75, e 1mm com opacidades variando entre 25, 75 e 100% foram utilizadas.

Verificou-se que a espessura do material foi o fator que apresentou maior influência na transmissão de luz ao invés da opacidade. Espessuras maiores fazem com que menor intensidade de luz atravessem o material.

Rueggeberg & Caughman, em 1993, analisaram o grau de conversão dos cimentos Ultra-Bond, Mirage FLC, Porcelite e Heliolink, utilizados no modo dual sem fotoativação e fotoativado por 20s e 60s diretamente e também através de 1,5mm do compósito Heliomolar. As análises em Espectrofotômetro de infravermelho foram realizadas após 2, 5, 10, 30 e 60min da mistura e também após 24h. Foi verificado que os cimentos fotoativados apresentaram valores de conversão mais altos em relação aos grupos sem fotoativação, independente do método de fotoativação.

Em 1993, Cardash *et al.* avaliaram o efeito da cor da cerâmica na dureza de dois agentes de união resinosos. Foram confeccionados discos da cerâmica Vita com 2mm de espessura nas cores A1, A4, B1, B4, C1, C4, D2 e D4. Estes foram interpostos entre a fonte de fotoativação de luz de lâmpada halógena Elipar 2 e os cimentos Mirage fotoativado e Mirage dual. Variou-se também o tempo de fotoativação entre 48, 72 e 120s. Nos grupos utilizando cimento fotoativado durante período de exposição de 48s e cerâmica nas cores A4 e C4 não foi possível realizar as leituras de dureza em função da baixa polimerização do cimento. Maiores valores de dureza foram observados nos grupos que utilizaram o cimento dual comparados ao cimento fotoativado. O aumento do tempo de fotoativação mostrou resultados estatisticamente distintos para o cimento no modo fotoativado, porém não influenciou o cimento no modo dual.

Em 1994, Rueggeberg *et al.* avaliaram o efeito da intensidade de luz e do tempo de fotoativação no grau de conversão dos compósitos P50 e Silux Plus, ambos em duas tonalidades distintas, em diferentes profundidades de polimerização. Foram utilizados os tempos de 20, 40, 60 e 80s de exposição com intensidades de 800, 578, 400 e 233mW/cm², estas três últimas obtidas pela interposição de filtros. Amostras finas da superfície, 1, 2 e 3mm de profundidade

foram removidas e submetidas à análise em espectroscopia de infravermelho transformada por Fourier (FTIR). Foi verificado que, para a superfície, apenas o fator tempo de exposição influenciou nos dados de grau de conversão. A partir de 1mm de profundidade houve influência do fator intensidade de luz. A fotoativação com intensidade de 233mW/cm^2 mostrou-se ineficaz para a polimerização dos compósitos, pois originou amostras com valores de grau de conversão estatisticamente inferiores às amostras obtidas com intensidade de 400mW/cm^2 . Já com esta intensidade obtiveram-se amostras com valores de grau de conversão similares aos obtidos com 578mW/cm^2 . Propôs-se a utilização de incrementos com no máximo 2mm e a utilização de fontes fotoativadoras com intensidade mínima de 400mW/cm^2 .

Uctasli *et al.*, em 1994, analisaram a influência da espessura (0,5, 1 e 2mm) e da opacidade de uma cerâmica feldspática na dureza Vickers da superfície e da base dos cimentos resinosos Dual-Cement Radiopaque, Porcelite Dual-Cure e Porcelite Light Cure. A fotoativação foi realizada por 40s com luz de lâmpada halógena e os testes realizados após 5 minutos, 1h e 24h. A interposição de camadas mais espessas de cerâmica resultou em valores de dureza mais baixos em todas as condições de teste. Esses valores ainda mostraram-se dependentes da composição do cimento, bem como da opacidade da cerâmica. Além disso, a superfície dos cimentos apresentou maiores valores de dureza que a região de base.

Peutzfeldt, em 1995, avaliou diversas propriedades de 8 diferentes cimentos resinosos duais e dentre estas propriedades verificou o grau de conversão por espectroscopia de FTIR. Observou-se que o grau de conversão desses cimentos quando não fotoativados (25% a 56% de duplas ligações remanescentes), permitindo desta forma que a polimerização ocorresse em função da ativação química, são significativamente menores que os dos cimentos fotoativados (19% a 38% de duplas ligações remanescentes).

Em 1995, Darr & Jacobsen, analisaram a dureza e a resistência à flexão dos cimentos resinosos duais Porcelite, Duo, Dual, Universal Cement e Kulzer utilizados no modo somente químico e fotoativado. As amostras fotoativadas apresentaram maiores valores de dureza e também maiores valores de resistência à flexão quando comparada às amostras quimicamente ativadas, mesmo após 24h da ativação. Existiu ainda variação desses valores em função do cimento utilizado.

Paul *et al.*, em 1996, analisaram a transmissão de luz através de dez diferentes cimentos resinosos em 3 diferentes espessuras (0,3, 0,5 e 0,9mm) após fotoativação com aparelho de luz halógena Optilux 400. Avaliaram-se as transmissões de luz através das amostras, provenientes de uma fonte de luz halógena de 100W/12v e medidas com um foto-diodo e um fotômetro. Houve diminuição significativa de potência de luz com interposição das amostras entre a fonte de luz e o aparelho de mensuração, chegando a perto de 99% para resinas opacas. De acordo com os resultados, os autores indicaram a utilização de cimentos resinosos translúcidos para a cimentação de restaurações em cerâmica.

Em 1998, Rosenstiel *et al.* apresentaram uma revisão de literatura na qual limitaram a utilização do cimento de fosfato de zinco, tradicionalmente utilizado na cimentação de restaurações protéticas, em função de diversas propriedades como a falta de adesão, solubilidade e estética deficiente. E estes fatores levaram ao desenvolvimento de outros materiais para cimentação como os cimentos de ionômero de vidro e também os cimentos resinosos, porém não há um cimento que possa ser indicado em todas as situações clínicas.

Em 1999, el-Mowafy *et al.* avaliaram a dureza Knoop de 8 cimentos resinosos duais no modo dual fotoativado e também ativado somente pelo modo químico. Além disso, os mesmos cimentos foram fotoativados através de espessuras de cerâmica Cerec Vita Blocks, cor A2C, entre 1 e 6mm com intervalos de 1mm. Quando o cimento foi ativado somente pelo modo químico, a dureza mostrou ser menor que no modo dual quando fotoativado e quando

comparados os grupos fotoativados, as amostras sob 2mm ou mais de cerâmica, apresentaram valores de dureza significativamente menores que as amostras ativadas diretamente ou sob 1mm de cerâmica.

Diaz-Arnold *et al.*, em 1999, realizaram uma revisão de literatura a respeito dos materiais existentes para cimentação de restaurações protéticas discorrendo sobre a composição e características de cada material citado. Dentre os materiais, citaram o cimento de fosfato de zinco como material que vem sendo utilizado por mais de 90 anos, mas que apresenta como deficiência, a falta de adesão à estrutura dental, o que limita sua utilização em algumas condições. O cimento de ionômero de vidro veio para superar esta deficiência, o que somado à capacidade de liberação de flúor por esse material, tem indicado sua utilização nos mesmos casos do cimento de fosfato de zinco. Os cimentos resinosos são uma terceira alternativa para a cimentação de peças protéticas, visto que apresentam baixa solubilidade em ambiente bucal quando comparados aos cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro e, além disso, uma vasta gama de cores que favorece a obtenção de estética mais favorável e união a diversos substratos em função de apresentarem moléculas bifuncionais.

Jandt *et al.*, em 2000, avaliaram a profundidade de polimerização e a resistência à compressão do compósito TPH Spectrum (cor A2 e A4) submetido à fotoativação com aparelho de luz halógena ou de luz emitido por diodo (LED) com intensidades de 755 e 350mW/cm², respectivamente. As amostras obtidas com aparelho de luz halógena apresentaram maiores profundidades de polimerização (6,4mm para A2 e 5,19mm para A4) comparadas ao LED (5,33mm para A2 e 4,27 para A4). Quanto à resistência à compressão, não houve diferenças entre os grupos experimentais.

Kramer *et al.*, em 2000, apresentaram uma revisão sobre os agentes de cimentação em Odontologia, tratando principalmente sobre as características dos materiais, espessura de cimento, união aos diferentes substratos dentais e materiais para confecção de próteses. Dentre os materiais, citam os cimentos

resinosos os quais são classificados quanto ao modo de ativação. Apesar dos cimentos duais apresentarem baixos valores de dureza quando a fotoativação é omitida, sua utilização é vista de forma favorável já que os iniciadores químicos garantiriam a polimerização do cimento.

Uma revisão de literatura sobre cerâmicas de cobertura foi apresentada em 2000 por Peumans *et al.*. Nessa revisão, os autores tratam sobre a união dos agentes de fixação aos substratos dentais e aos materiais para confecção de próteses, sobre a microinfiltração e adaptação marginal, resposta periodontal aos estímulos causados pela prótese e agente de cimentação e sobre as características estéticas das facetas cerâmicas. Quando os autores discorrem sobre os compósitos utilizados como agentes de fixação, colocam que a maior vantagem dos cimentos fotoativados é o controle do tempo de trabalho em comparação aos cimentos duais e quimicamente ativados. Somado a este fato, a estabilidade de cor dos cimentos fotoativados é superior aos dos cimentos duais e químicos. De qualquer forma é importante que haja transmissão de luz suficiente através da faceta cerâmica para polimerizar o cimento fotoativado, já que estas cerâmicas absorvem cerca de 40 a 50% da luz emitida.

Vichi *et al.*, em 2000, avaliaram a influência da espessura da cerâmica IPS Empress e da cor e espessura do cimento resinoso no mascaramento de estruturas opacas subjacentes. Espessuras de 1, 1,5 e 2mm de cerâmica combinados a 0,1 ou 0,2mm de cimento Variolink II na cor amarela ou marrom foram utilizadas para mascarar estruturas em zircônia, uma fibra experimental e compósito Z100 na cor A3. Para a espessura de 2mm de cerâmica, não foi possível observar diferenças significativas entre as diversas combinações. Já para a espessura de 1,5mm, algumas diferenças foram notadas. Essas diferenças tornam necessária a escolha criteriosa do cimento e a verificação da coloração do substrato para prevenir efeitos estéticos indesejados.

Em 2001, Kurachi *et al.* analisaram a dureza da face não irradiada (base da amostra) do compósito Z100 na cor A3, obtidos em diferentes

espessuras (0,35; 1,25 e 1,8mm). As amostras foram fotoativadas com aparelho de luz halógena (40s) ou diferentes aparelhos de luz emitida por diodo (LED) compostas por 2 Leds, 3 Leds, 4 Leds, 5 Leds ou 6 Leds com tempos de 20, 40, 60 e 120s. As amostras fotoativadas com LED apresentaram valores inferiores de dureza quando comparados com a luz halógena convencional. Quando foi utilizado 6 Leds houve maior eficiência que os demais Leds.

Em 2001, Caughman *et al.* avaliaram o grau de conversão de 6 cimentos resinosos, aplicados em 5 situações distintas, através de espectroscopia de infravermelho. Testaram-se os cimentos Calibra, Choice, Insure, Lute-It, Nexus e Variolink II, no modo dual sem fotoativação, fotoativados diretamente e fotoativados através de 3mm de cerâmica Colorlogic, cor A3. Testaram-se também os cimentos no modo fotoativado, ativados diretamente ou através de 3mm de cerâmica. Os grupos nos quais foram utilizados os cimentos no modo dual, quando fotoativados, apresentaram valores de dureza superiores aos grupos em que os cimentos foram utilizados no modo fotoativado somente.

Lee & Um, em 2001, avaliaram a cinética da reação de polimerização dos cimentos Bistite, Dual, Scotchbond, Duolink e Duo sob diferentes espessuras de cerâmica Vita Mark II, quando utilizados no modo quimicamente ativado ou fotoativado, através de calorimetria. Observou-se que a reação ocorre de 5 a 20 vezes mais rápido quando se fotoativa o cimento em comparação à polimerização química. O pico de aumento de temperatura ocorre com tempo muito menor a 40s quando se realiza a fotoativação através de 1 ou 2mm de cerâmica, o que somado ao fato da curva de temperatura atingir os valores de base próximo aos 40s do tempo de fotoativação, indica que a polimerização ocorreu quase que de forma completa dentro deste período. Quando da fotoativação através de 4mm de cerâmica a curva de temperatura mostrou pequena reação de polimerização adicional em função da polimerização química, já que a intensidade de luz foi insuficiente para completar a reação.

Tanoue *et al.*, em 2001, avaliaram a profundidade de polimerização de 8 diferentes cores (A1, B1, C1, D2, A4, B4, C4 e D4) do compósito Artglass, utilizando o método descrito pela norma ISO 4049. As amostras foram obtidas pela inserção do material em matrizes de aço com 4mm de diâmetro por 10mm de altura e fotoativação por 20, 30, 60 e 90s no aparelho UniXS. Após fotoativação, as amostras foram removidas das matrizes, a parte não polimerizada foi removida com cureta embebida em álcool e o remanescente medido com um micrômetro, obtendo assim, o valor de profundidade de polimerização. O aumento do tempo de exposição à fonte de luz aumentou significativamente a profundidade de polimerização do compósito avaliado. As cores mais claras apresentaram maiores profundidades de polimerização comparadas às cores mais escuras da mesma letra, dentro dos mesmos tempos de fotoativação. Os dados indicaram que a profundidade de polimerização do compósito é dependente do tempo de exposição, da cor do compósito e também de sua saturação.

Rasetto *et al.*, em 2001, verificaram a eficiência de polimerização do cimento resinoso Variolink II ativado por 3 diferentes aparelhos fotoativadores através de 3 tipos de cerâmicas para confecção de facetas. Foram utilizados os aparelhos de arco de plasma de xenônio Apollo 95E e Kreativ 2000, com tempos de ativação que variaram entre 5, 10, 15 e 20s, e também o aparelho de luz de lâmpada halógena Optilux com tempos de 20, 40, 60 e 80s, para fotoativação através de 1mm das cerâmicas IPS Empress, Ceramco II e Vitadur Alpha. O teste de dureza Knoop mostrou que houve influência do tipo de aparelho fotoativador, da cerâmica e também do tempo de fotoativação. O aumento da dureza foi diretamente proporcional ao tempo de fotoativação, quando utilizado o mesmo aparelho sobre a mesma cerâmica. Tempos de pelo menos 15s para o aparelho Kreativ 2000 e 10s para o aparelho Apollo 95E deveriam ser utilizados para fotoativar o cimento testado, independentemente do substrato cerâmico utilizado.

Small, em 2001 apresentou uma breve revisão sobre os aparelhos utilizados para a fotoativação dos compósitos odontológicos e citou dois objetivos

principais da fotoativação. O primeiro envolve aspectos clínicos como a velocidade de polimerização, facilidade de manuseio do aparelho e custo, entre outros. Já o segundo, envolve aspectos quanto às propriedades dos compósitos após a sua polimerização como dureza, grau de conversão, resistência mecânica e resistência de união. Estudos têm comparado resultados de metodologias diferentes que por vezes geram confusão e resultados contraditórios.

Watanabe *et al.*, em 2002, avaliaram a resistência de união de discos cerâmicos Cerec II Vitablock Mark II nas cores A1 e A3,5, nas espessuras de 1 e 2mm e cerâmica Clearpearl na cor A2 com 1mm de espessura, ao substrato bovino através de teste de cisalhamento. Comparou-se ainda, o efeito de dois tipos de aparelhos fotoativadores, um aparelho de lâmpada halógena e outro por arco de plasma de xenônio (Apollo 95E) com diferentes tempos de fotoativação. Foi observado que com o tempo de fotoativação de 6s com aparelho Apollo 95E, não se obtém a mesma resistência de união daquela obtida com a aplicação de luz de lâmpada halógena por 40s, através de 2mm de cerâmica; porém, com a duplicação do tempo para 12s, os valores mostraram-se similares. Com espessura de cerâmica de 1mm, não foi verificada diferença dos valores de resistência de união entre os grupos fotoativados com luz de lâmpada halógena ou por arco de plasma de xenônio. Além disso, nesta espessura de cerâmica também não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre os grupos com diferentes cores de cerâmica.

Pradhan *et al.*, em 2002, analisaram o efeito da distribuição do espectro de emissão de luz e também da área de irradiação na profundidade de polimerização e na variação de temperatura do compósito TPH Spectrum fotoativado com aparelho de laser argônio e aparelho de luz halógena convencional. Quanto menor a área de irradiação, maior a profundidade de polimerização. Para o aparelho de luz halógena, obtiveram-se maiores valores de profundidade de polimerização com amplo espectro de emissão comparado (400 – 500nm) comparado a 467 e 488nm, sendo que entre estes dois espectros

estreitos de emissão, o de 467nm apresentou melhores resultados. Contudo, para o aparelho de laser argônio obtiveram-se maiores valores de profundidade de polimerização com o espectro estreito de 488nm comparado ao de 514nm. Com a aplicação de amplo espectro (450 – 500nm) obtiveram-se valores intermediários. Verificou-se desta forma, que a profundidade de polimerização de um compósito está fortemente relacionada com o espectro de irradiação, dando-se preferência a aparelhos que emitam luz com comprimento de onda próximo a 470nm.

Em 2002, Braga *et al.* avaliaram a resistência à flexão, módulo de elasticidade e dureza dos cimentos resinosos Enforce e Variolink II, ambos nos modos dual, fotoativado e quimicamente ativado, o cimento RelyX nos modos quimicamente ativado e dual além do cimento C&B no modo quimicamente ativado. Para as amostras que necessitavam ser fotoativadas foi colocado um anteparo de resina Z250 na cor A3 com 2mm de espessura durante a fotoativação. Esta foi realizada com aparelho de lâmpada halógena por 60s e os testes realizados após 24 horas de armazenagem a 37°C. O cimento Enforce no modo fotoativado apresentou menor dureza quando comparado aos outros modos de ativação. Para os cimentos Rely X e Variolink II, os grupos ativados no modo dual apresentaram maiores valores de dureza em relação aos grupos quimicamente ativados. Contudo, diferentemente do material Enforce, o cimento Variolink II apresentou comportamento melhor quanto à dureza no grupo fotoativado comparado ao quimicamente ativado. Além disso, verificou-se que não é possível estabelecer correlação entre a dureza e a resistência à flexão do material.

Leonard *et al.*, em 2002, avaliaram o tempo de exposição necessário para que a dureza da base das amostras fosse equivalente a 80% da dureza do topo. Os compósitos Silux Plus e Z100 foram fotoativados com aparelhos LumaCure e VersaLux, ambos aparelhos de luz emitida por diodo (LED), aparelho Optilux 401 – luz halógena e aparelho ZAP Dual Curing (LED e luz halógena). Todos os grupos fotoativados com LED necessitaram de tempos muito mais altos

de exposição (entre 39 e 61s para Z100 e entre 83 e 131s para Silux Plus) para obter valores de dureza comparáveis às amostras fotoativadas com luz halógena (21s para Z100 e 42s para Silux Plus).

Knezevic *et al.*, em 2002, avaliaram a variação de temperatura e o grau de conversão dos compósitos Tetric Ceram, Pertac II e Z100 fotoativados com aparelho de arco de plasma de xenônio (PAC) e aparelho de lâmpada halógena (HL). Os tempos de irradiação foram de 5s para PAC no modo *step* e 40s para HL no modo *soft-start*. O grau de conversão do compósito Pertac II foi maior que dos outros dois materiais, na superfície e na base da amostra, quando fotoativado com luz de lâmpada halógena. Já para ativação com PAC, os maiores valores foram obtidos na superfície do Pertac II e para base com o compósito Tetric Ceram. Valores menores de grau de conversão foram observados com a utilização do PAC em comparação a HL e pode ser verificado que o grau de conversão diminui com o aumento da profundidade de polimerização.

Caughman & Rueggeberg, em 2002, apresentam alguns aparelhos fotoativadores e métodos de fotoativação. Dentre eles, os aparelhos de lâmpada halógena com modificações nos protocolos de ativação, os aparelhos de arco de plasma de xenônio e as fontes de luz emitida por diodo (LED). Para este último, os autores citaram dois problemas: o primeiro, referente à emissão de luz em uma faixa de comprimento de onda muito estreita que polimerizaria somente os materiais que tivessem canforoquinona na sua composição e, o segundo, referente à dificuldade de polimerização de cores mais escuras de compósitos.

Halvorson *et al.*, em 2002, avaliaram o grau de conversão dos compósitos Heliomolar, Silux Plus, Herculite XRV e Z100 através de análise em espectroscopia de infra-vermelho, nos tempos de 5min e 24h, após a fotoativação. As amostras foram obtidas pela fotoativação variando-se a densidade energética pela manutenção do tempo exposição e diminuição da intensidade de energia. A diminuição da densidade de energia mostrou diminuir o grau de conversão das resinas compostas; porém, quando se manteve a densidade de energia com as

diversas combinações tempo de exposição e intensidade de luz, as amostras dentro de um mesmo material, apresentaram grau de conversão similares. Os resultados mostraram também menores valores de grau de conversão para as amostras avaliadas aos 5min em comparação às amostras de 24h.

Yoon *et al.*, em 2002, avaliaram o grau de conversão dos compósitos Revolution, Surefil e Z250 fotoativados com diferentes aparelhos. Foram utilizados os seguintes protocolos de ativação: arco de plasma de xenônio por 5 e 10s, luz de lâmpada halógena e luz emitida por diodo (LED) por 20 e 40s. As amostras para grau de conversão foram obtidas da superfície da amostra, a 1, 2 e 3mm de profundidade. O compósito de baixa viscosidade Revolution apresentou os maiores valores de grau de conversão. Houve aumento do grau de conversão com o aumento do tempo de ativação quando o LED foi utilizado. Para o aparelho de arco de plasma de xenônio o aumento do tempo de ativação aumentou o grau de conversão em profundidades maiores. Foi possível verificar que o grau de polimerização de um compósito foi proporcional à quantidade de luz a que ele foi exposto, assim em profundidades maiores em que houve menor penetração de luz houve menor conversão. Além disso, observou-se diferença no grau de conversão das resinas em função dos aparelhos, mesmo com densidades de energia similares. Essas diferenças podem ser creditadas ao comprimento de onda da luz emitida por cada aparelho.

Em 2002, Stahl *et al.* analisaram a resistência à flexão de diferentes compósitos odontológicos fotoativados com aparelhos de luz halógena (Spectrum 201R) e luz emitida por diodo (LED). Os compósitos TPH Spectrum, Z 100 e Solitaire, nas cores A2 e A4 foram fotoativados por 20 e 40s com os diferentes aparelhos. Foi verificado que a resistência à flexão das amostras fotoativadas com os diferentes aparelhos, de modo geral, foi similar. Os autores sugerem que estes resultados podem estar ligados à correlação entre o espectro de absorção da canforoquinona e espectro de emissão do aparelho de luz emitida por diodo.

Foxton *et al.*, em 2003, verificaram os efeitos do tempo de fotoativação e da direção de ativação na resistência à tração do cimento dual Bistite II a diferentes espessuras (1, 2 e 3mm) da cerâmica Vita Celay Blanks. No grupo controle não foi realizada fotoativação. Nos demais grupos a fotoativação foi realizada por 20s, 120s ou 20s para cada uma das direções totalizando 120s. Os valores de dureza do grupo controle foram significativamente menores que dos demais grupos. Os grupos com 1 ou 2mm de cerâmica fotoativados por 120s, independente da direção, apresentaram valores de dureza e de resistência de união similares. Porém, com a espessura de 3mm houve redução significativa da resistência de união quando a fotoativação foi realizada por 120s em direção única, o que não foi observado quando realizada em diversas direções.

Em 2003, Witzel *et al.* analisaram a influência do modo de polimerização e da ciclagem mecânica precoce na resistência de união da cerâmica Noritake Super Porcelain EX-3 ao substrato dentinário radicular bovino, através de teste de *push out*. Para cimentação, utilizaram dois sistemas (Choice/One-Step e RelyX ARC/ SingleBond), os quais foram ativados no modo químico ou no modo dual. Metade das amostras foi submetida à ciclagem mecânica logo após cimentação e o restante não foi ciclado. O modo de ativação dual apresentou valores maiores de resistência de união quando comparado ao modo químico, para ambos os sistemas.

Blatz *et al.*, em 2003, apresentam uma revisão de literatura sobre a união entre cerâmica e cimento resinoso. Quando discorrem sobre os cimentos resinosos afirmam que a cor, espessura e coeficiente de transmissão da cerâmica e do próprio cimento resinoso influenciam no grau de conversão dos materiais fotoativados e limitam sua indicação com finas restaurações de cerâmicas à base de sílica. Além disso, a maioria dos cimentos duais necessita da fotoativação visto que valores de dureza inferiores são observados quando da sua não realização.

Caldas *et al.*, em 2003, avaliaram a influência da distância da ponta do aparelho fotoativador na dureza Knoop do compósito Filtek Z250. Foram utilizados

um aparelho de lâmpada convencional, um aparelho de lâmpada halógena com modo *soft-start* e um aparelho de arco de plasma de xenônio para fotoativação de amostras de 2,5mm do compósito com distâncias de 0, 6 e 12mm entre a ponta ativa do aparelho fotoativador e a superfície irradiada. Foram realizadas leituras de valores de dureza em 6 profundidades e verificou-se que tanto com a utilização do aparelho de lâmpada halógena como com a de arco de plasma de xenônio ocorreu diminuição dos valores de dureza do compósito com o aumento da profundidade de leitura. Houve também efeito atenuador do aumento da distância, principalmente para os aparelhos de arco de plasma de xenônio e de lâmpada halógena com modo *soft-start*.

Barghi & McAlister, em 2003, analisaram a dureza do cimento resinoso Choice fotoativado sob diferentes condições. Foi utilizada a cerâmica Ceramco II nas cores A1 e C4, com espessuras de 1 e 2mm. A fotoativação foi realizada com os aparelhos de lâmpada halógena Optilux 501 e de luz emitida por diodo Ultra-Lume LED2, ambos com tempos de irradiação de 30 e 60s, diretamente e através dos substratos cerâmicos. As leituras de dureza foram realizadas na base da amostra de 0,5mm de cimento. As amostras fotoativadas diretamente e aquelas fotoativadas com o LED2 apresentaram valores de dureza similares. As amostras fotoativadas com luz de lâmpada halógena por 30s apresentaram dureza similares exceto o grupo composto por 2mm de cerâmica na cor C4. Verificou-se que a cor e espessura da cerâmica influenciaram na dureza do cimento resinoso subjacente quando fotoativado com aparelho de lâmpada halógena.

Dietschi *et al.*, em 2003 verificaram a dureza Vickers de amostras de 0,5, 1 e 2mm dos compósitos Z100 e Tetric Ceram fotoativados diretamente com diferentes protocolos de ativação com aparelho de lâmpada halógena (Heliolux DLX) e aparelho de arco de plasma de xenônio (Apollo 95E). Além disso, procedeu-se a fotoativação indireta através de 2 e 4mm de compósito e também através de 1 e 2mm de esmalte/dentina. Tempos de exposição de 1, 3, 6 e 18s foram utilizados com o aparelho Apollo 95E e 5, 10, 20 e 40s para o aparelho

Heliolux DLX. Na fotoativação direta, os tempos de exposição de 3 e 6s com o aparelho Apollo 95E mostraram resultados similares de dureza comparados a 40s de ativação com o aparelho de lâmpada halógena. Já quando da fotoativação indireta através 2 e 4mm de compósito ou 1mm de esmalte, com a utilização do aparelho de lâmpada halógena foram obtidos amostras com valores mais altos de dureza comparados aos grupos fotoativados com o aparelho de arco de plasma de xenônio por 3s. Para todas as amostras fotoativadas com aparelho de arco de plasma de xenônio através de 2mm de esmalte/dentina, os valores de dureza da base e meio da amostra foram estatisticamente inferiores aos do topo.

Deb & Sehmi, em 2003, realizaram um estudo comparativo das propriedades de alguns materiais restauradores odontológicos fotoativados com aparelho de arco de plasma de xenônio e aparelho de lâmpada halógena. Foram utilizados os compósitos Filtek e Quadrant, e duas resinas modificadas por poliácidos Dyract Ap e Compoglass F. Dentre suas propriedades foram avaliadas a exotermia de polimerização, dureza Vickers, absorção e solubilidade em solução salina. Foram utilizados os seguintes protocolos de ativação: luz de lâmpada halógena por 20s para compósitos, luz de lâmpada halógena por 40s para compômeros, luz de arco de plasma de xenônio por 3s e ciclo *step-cure* para ambos os materiais. Para os materiais Quadrant e Dyract, a fotoativação com luz de lâmpada halógena gerou maior aumento de temperatura em comparação à luz de arco de plasma de xenônio, já para os demais materiais o comportamento foi inverso. De modo geral a fotoativação com aparelho de arco de plasma de xenônio originou amostras com menores valores de dureza independentemente do tipo de ciclo, exceto para o material Filtek em que os diferentes protocolos de ativação geraram amostras com valores de dureza similares. Quanto à solubilidade, os materiais fotoativados com arco de plasma perderam massa ao passo que os fotoativados com luz de lâmpada halógena absorveram fluidos do meio, exceção feita ao material Filtek. A fotoativação com aparelho de arco de plasma de xenônio por período de 3s, por ser muito rápida, pode não proporcionar

polimerização adequada dos materiais os quais apresentaram propriedades deficientes.

Em 2003, Musanje & Darvell analisaram o efeito da variação do tempo de exposição e intensidade de luz para verificar a reciprocidade entre estes fatores na polimerização de compósitos odontológicos. Os compósitos Heliomolar radiopaco, Tetric ceram, Filtek 250 e Prodigy condensável foram fotoativados com os aparelhos QH (luz de lâmpada halógena) e Arc Light (arco de plasma de xenônio) com diferentes combinações de tempo de irradiação e intensidade de luz. Foram confeccionadas barras de compósitos para realização de teste de resistência à flexão. Os autores verificaram que a reciprocidade entre estes fatores não foi característica geral na polimerização dos compósitos, já que altos valores de resistência à flexão foram obtidos com baixa intensidade de luz e tempo de exposição prolongado ao contrário de altas intensidades com tempo de exposição reduzido, porém com densidades de energia similares.

Uhl *et al.*, ainda em 2004a, avaliaram a influência do armazenamento e da carga do endentador na dureza Knoop dos compósitos Z100, Definite, TPH Spectrum e Solitaire 2 fotoativados com aparelho LED de 1ª geração ou luz de lâmpada halógena. As leituras de dureza foram realizadas logo após fotoativação e 5 dias de armazenamento a 37°C. Variou-se também a carga do endentador entre 200 e 400gf na avaliação da dureza no topo e na base das amostras de 2mm de espessura. Todos os compósitos avaliados mostraram maiores valores de dureza após armazenamento por 5 dias, porém o tempo pós-polimerização não foi capaz de melhorar os baixos valores de dureza para os compósitos que contém co-iniciadores (Solitaire 2 e Definite) fotoativados com LED ao contrário da luz de lâmpada halógena. Além disso, foi verificado que a carga do endentador influenciou nos valores de dureza podendo levar a falsos resultados.

Uhl *et al.*, também em 2004b, compararam a eficiência de fotoativação de um aparelho LED de 2ª geração e um de lâmpada halógena através de testes de Knoop e de profundidade de polimerização de diversos materiais restauradores

(Z100, Admira e Revolcin Flow). Com a utilização do LED obtiveram-se maiores profundidades de polimerização para todos os compósitos testados. Já quanto à dureza, o material Revolcin Flow apresentou menores valores quando fotoativado com o LED. Para os outros materiais, tanto a utilização do LED quanto a utilização de luz de lâmpada halógena resultaram em valores de dureza similares no topo a na base da restauração.

Em 2004, Rahiotis *et al.* avaliaram o grau de conversão, abertura de fenda marginal e contração de polimerização do compósito TPH Spectrum fotoativado sob diferentes condições. Foram utilizados o aparelho de lâmpada halógena Elipar Trilight, por 40s em modo exponencial e contínuo, o aparelho de arco de plasma de xenônio Virtuoso por 7s e o aparelho de luz emitida por diodo Elipar Freelight por 40s, também no modo exponencial e contínuo. O grau de conversão das amostras fotoativadas com luz de lâmpada halógena foi maior que dos demais grupos e as maiores fendas observadas no grupo fotoativado com o Virtuoso. Os baixos valores para os grupos ativados com Elipar FreeLight podem ser justificados pela baixa intensidade de luz emitida pelo aparelho. Já os baixos valores de grau de conversão com a fotoativação com alta intensidade podem ter ocorrido devido à formação rápida de cadeia polimérica na camada superficial que reduziu a transmissão de luz no restante do corpo do material em função da modificação das propriedades ópticas desta zona. Além disso, o tempo de exposição reduzido durante a utilização dos aparelhos de arco de plasma de xenônio pode ter dificultado a penetração de luz nas porções mais profundas.

Em 2004, Zhang *et al.* avaliaram a influência da proporção pó/líquido na porosidade e translucidez de diferentes cerâmicas odontológicas. Foram utilizadas as cerâmicas Duceram LFC dentina, Duceram LFC incisal, IPS Eris dentina e IPS Eris incisal, as quais foram manipuladas para obtenção de massas com 3 consistências distintas. A porosidade das amostras foi obtida utilizando o princípio de Arquimedes e a translucidez calculada pelo grau de contraste das amostras com anteparo branco ou negro. A quantidade de porosidade mostrou ser

influenciada pelo proporcionamento pó/líquido e o tipo de cerâmica determinou uma diferença na translucidez entre esses materiais.

Em 2004, Moon *et al.* avaliaram os efeitos de diferentes protocolos de fotoativação na lixiviação de componentes não polimerizados e na dureza do compósito Z250. Foram utilizados os aparelhos de arco de plasma de xenônio (PAC), de lâmpada halógena (HL) e de luz emitida por diodo (LED), sendo que para o primeiro variou-se apenas o tempo de ativação e para os demais houve diferentes combinações de intensidade e tempo e ativação. Quando a mesma densidade de energia foi mantida, as amostras fotoativadas com PAC apresentaram lixiviação menor ou similar às amostras obtidas com HL e LED. A fotoativação por apenas 3s com PAC originou amostras com os valores mais elevados de lixiviação, menores valores de dureza; com o aumento do tempo para 6s pareceu haver polimerização adequada. Houve diminuição da quantidade de produtos lixiviados com o aumento da densidade de energia fornecida para fotoativação das amostras. Essa diferença de comportamento frente a diferentes protocolos de ativação deixou de existir quando a densidade de energia foi superior a $17\text{J}/\text{cm}^2$.

Santos Jr. *et al.*, em 2004, verificaram os efeitos da intensidade de luz e do tipo de aparelho fotoativador utilizado na dureza dos cimentos resinosos Variolink II, Calibra, Nexus 2 e RelyX ARC, além de um compósito de uso direto. Os cimentos foram testados nos modos fotoativado, dual fotoativado e dual somente ativado quimicamente. A fotoativação foi realizada com um dos aparelhos (Visilux 2, Optilux 501 e Elipar FreeLight) com tempos de 10, 30 ou 40s. Para os grupos fotoativados as leituras de Dureza Knoop foram realizadas após 24h da fotoativação, já para as amostras polimerizadas somente pelo modo químico as leituras foram realizadas após 15, 30 e 60min e também após 24h da mistura. Amostras de compósito Herculite XRV com 2,5mm de espessura foram fotoativadas com um dos métodos descritos acima, e testadas após 24h comparando-se também a dureza do topo e da base das amostras. A dureza dos

cimentos foi maior quanto se utilizou o aparelho de alta intensidade em todos os tempos de fotoativação. De maneira geral, o aparelho LED resultou em valores de dureza similares ao do aparelho Visilux 2. Além disso, maiores tempos de fotoativação resultaram em valores de dureza mais elevados e os cimentos quando fotoativados apresentaram valores de dureza superiores aos cimentos quanto polimerizados somente pelo modo químico.

Em 2004, Rasetto *et al.* verificaram a influência do tipo de cerâmica na passagem de luz através da amostra, medindo a intensidade de luz com radiômetro. Foram utilizados os aparelhos Apollo 95E, Kreativ e 3M Unitek para simulação de fotoativação através da cerâmica Procera de 0,25mm, 0,40mm e 0,60mm sem aplicação de cerâmica de cobertura e das cerâmicas IPS Empress, Vita Alpha, Ceramco II e Procera nas espessuras supracitadas, porém com aplicação de cerâmica de cobertura Procera All-Ceram, totalizando a espessura de 1mm, utilizada também para as demais cerâmicas. Foi verificado que ocorreu redução significativa da intensidade de luz pela interposição de estruturas confeccionadas em Procera. Além disso, a intensidade de luz que atravessa a cerâmica dependeu do tipo de cerâmica empregada, bem como de sua espessura e também do aparelho fotoativador utilizado.

Em 2004, Price *et al.* avaliaram os efeitos da distância da ponta ativa do aparelho fotoativador em relação à superfície irradiada, do tipo de aparelho fotoativador e de diferentes tempos de exposição na dureza Knoop de 5 diferentes compósitos (Herculite, Esthet-X, Heliomolar, Virtuoso Flowable e Virtuoso Sculptable). A intensidade de energia caiu drasticamente de 1129mW/cm² para 243mW/cm² com o aumento da distância de 2mm para 9mm entre a ponta ativa do aparelho de lâmpada halógena de alta intensidade e a superfície irradiada. Com a utilização do tempo de 3s para fotoativação com aparelho de arco de plasma de xenônio mesmo com a distância de 2mm, foram obtidas as amostras com menores valores de dureza. Foi verificado ainda que para os compósitos testados, os tempos de irradiação de 3s e 5s foram insuficientes para fornecer

energia capaz de polimerizar amostras de 1,6mm de profundidade. Portanto, para atingir valores de dureza similares com aparelhos que apresentem espectros de emissão de luz similares, porém com intensidades diferentes, o tempo de exposição deveria ser ajustado para obtenção de densidades de energia similares.

Danesh *et al.*, em 2004, analisaram a resistência à flexão, módulo de elasticidade, resistência de união à dentina, profundidade de polimerização e grau de conversão de diferentes compósitos fotoativados com aparelho de arco de plasma de xenônio Apollo 95E por 3, 6 e 9s e com aparelho de lâmpada halógena convencional Elipar Visio por 40s. De modo geral, foram necessários 6 ou 9s de exposição com aparelho Apollo 95E para obterem-se propriedades mecânicas similares às amostras fotoativadas com aparelho de lâmpada halógena.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivo avaliar o efeito de diferentes métodos de fotoativação e materiais para facetas indiretas na dureza Knoop de cimentos resinosos.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais para faceta

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

Tabela 1
Materiais utilizados para confecção dos discos

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 sódio.-5p% Óxido de Cério –20p% Óxido de lítio e outros –5p%	1100 / DD2	Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha

4.2 Confeção 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 (Figura 2A e 2B). O pó da cerâmica foi misturado ao líquido modelador do sistema Modelling Liquid (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha) para formar-se uma pasta, a qual foi aplicada no interior da matriz, 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 Carbetto de Silício Carborundum (Saint-Gobain Abrasivos Ltda., Pernambuco, Brasil) de granulação 400 e 600, respectivamente,

sob refrigeração à água. Os discos assim obtidos foram armazenados da mesma forma que os discos do material Artglass (Figura 3).

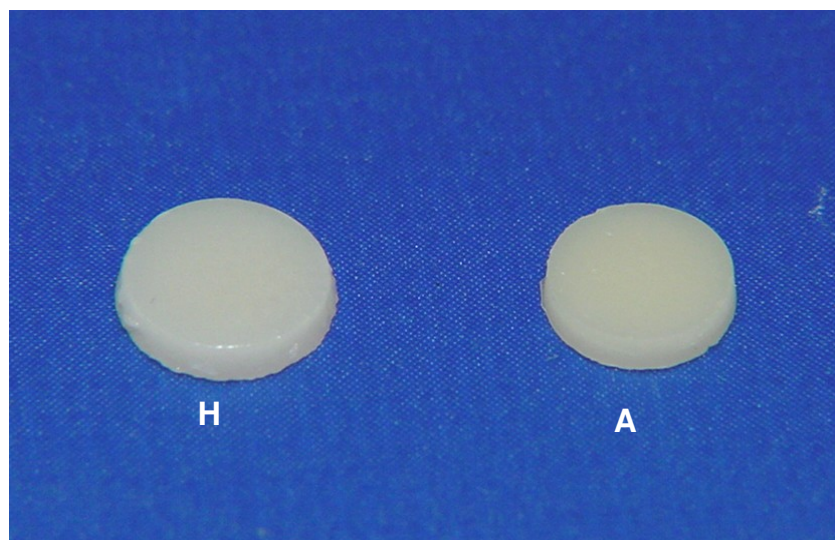


Figura 3 - Disco de Heraceram (H) e Artglass (A).

4.3 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 Carbetto 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 Carbetto de Silício (Carborundum) de granulação 200, 400 e 600, respectivamente, sob refrigeração à água.

4.4 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

Material	Composição	Número do lote	Fabricante
Condicionador de porcelanas Dentsply	Ácido hidrófluorídrico a 10%	4817	Dentsply, Petrópolis, Brasil
Condicionador Dental Gel	Ácido fosfórico a 37%	103681	Dentsply, Petrópolis, Brasil
Agente de união Prime&Bond 2.1	Resinas dimetacrilatos elastoméricos PENTA Fotoiniciadores Estabilizantes Hidrofluoreto de cetilamina Acetona	108017	Dentsply, Petrópolis, Brasil
Agente de silanização Silano	Silano Etanol Ácido acético	82817	Dentsply, Petrópolis, Brasil
Pasta PV Enforce	Dióxido de titânio Sílica pirolítica silanizada Pigmento mineral Resina Bis-GMA BHT, EDAB, TEGDMA	73385	Dentsply, Petrópolis, Brasil
Pasta catalisadora Enforce	Dióxido de titânio Sílica pirolítica silanizada Pigmento mineral Resina Bis-GMA BHT, EDAB, TEGDMA Peróxido de benzoíla	64384	Dentsply, Petrópolis, Brasil
Pasta matizada Enforce cor A2	TEGDMA, BDMA, EDAB, BHT, DHEPT Sílica pirolítica silanizada Pigmentos minerais Vidro de boro silicato de Alumínio e Bário silanizado Canforoquinona	64877	Dentsply, Petrópolis, Brasil

4.5 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
XL 2500	Halógena	700mW/cm ²	3M/ESPE Dental Products, Saint Paul, EUA
Ultrablue Is	Luz emitida por diodo	440mW/cm ²	D.M.C.Equipamentos Ltda, São Carlos, Brasil
Apollo 95E	Arco plasma de Xenônio	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.

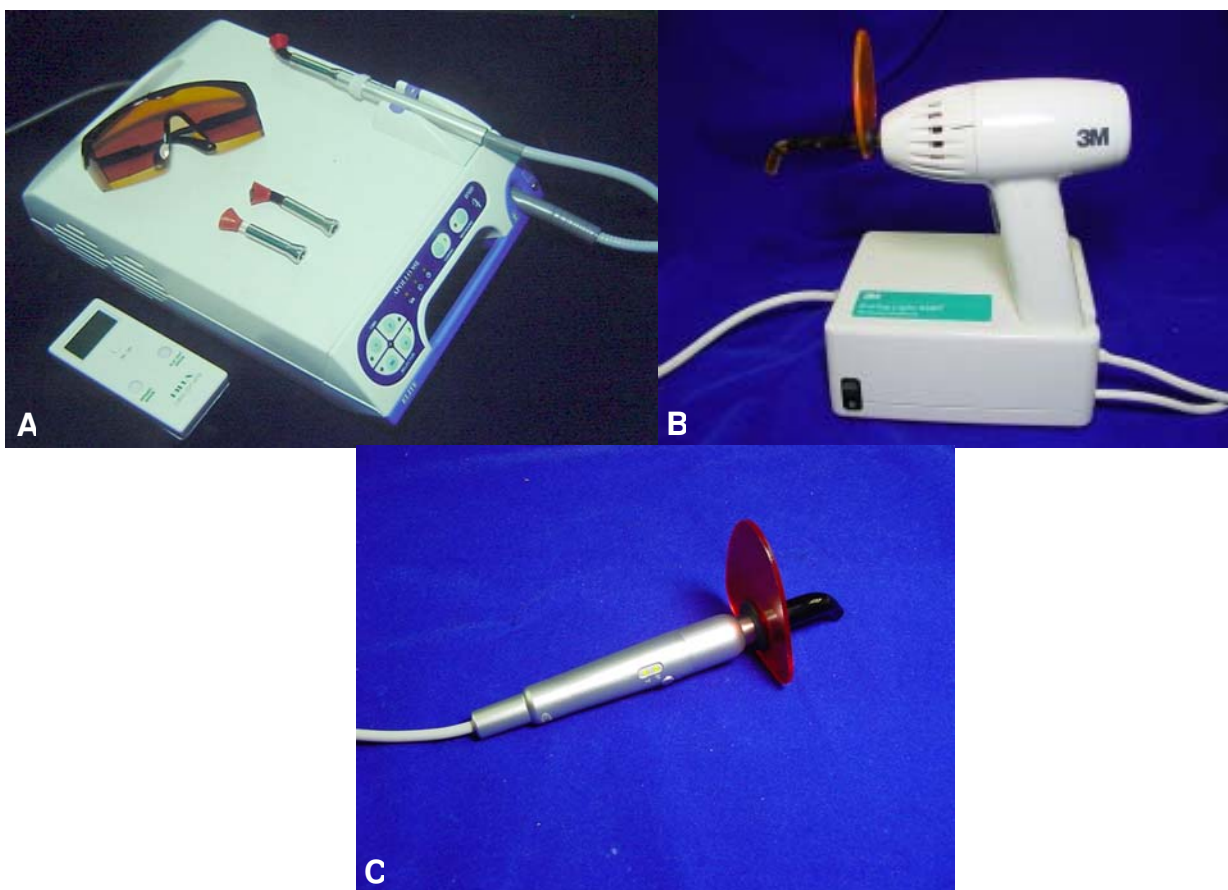


Figura 4 - A – Aparelho Apollo 95E. B – Aparelho XL 2500. C – Aparelho Ultrablue Is.

4.6 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.

Tabela 4
Distribuição dos grupos testados

GRUPO	MATERIAL PARA FACETA	MODO DE ATIVAÇÃO DO CIMENTO	APARELHO FOTOATIVADOR
A	Sem material	Dual	XL 2500
B	Sem material	Dual	Ultrablue Is
C	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
H	Artglass	Dual	Ultrablue Is
I	Artglass	Dual	Apollo 95E
J	Artglass	Físico	XL 2500
K	Artglass	Físico	Ultrablue Is
L	Artglass	Físico	Apollo 95E
M	HeraCeram	Dual	XL 2500
N	HeraCeram	Dual	Ultrablue Is
O	HeraCeram	Dual	Apollo 95E
P	HeraCeram	Físico	XL 2500
Q	HeraCeram	Físico	Ultrablue Is
O	HeraCeram	Físico	Apollo 95E

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.

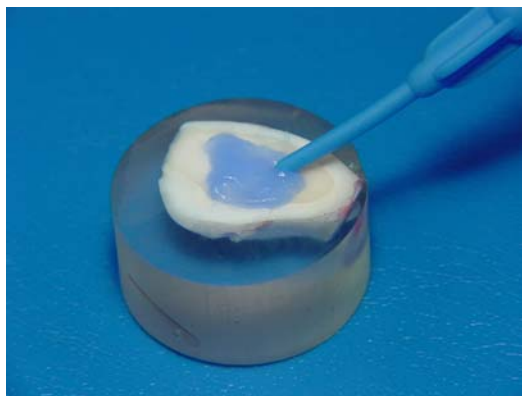


Figura 5 – Aplicação do Condicionador Dental Gel sobre a dentina.

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 recomendações 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 realizar-se-ia 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.

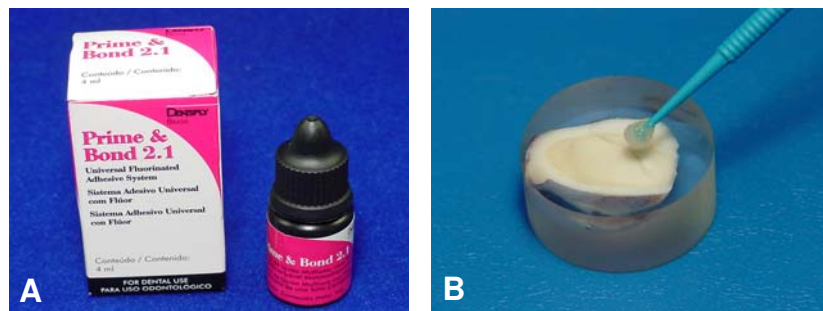


Figura 6 – A - Agente de união Prime & Bond 2.1. B - Aplicação do agente de união ao substrato dental condicionado.

O material de cada uma das pastas utilizadas 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 nº 01, com a qual realizou-se a espatulação do material durante 10s.

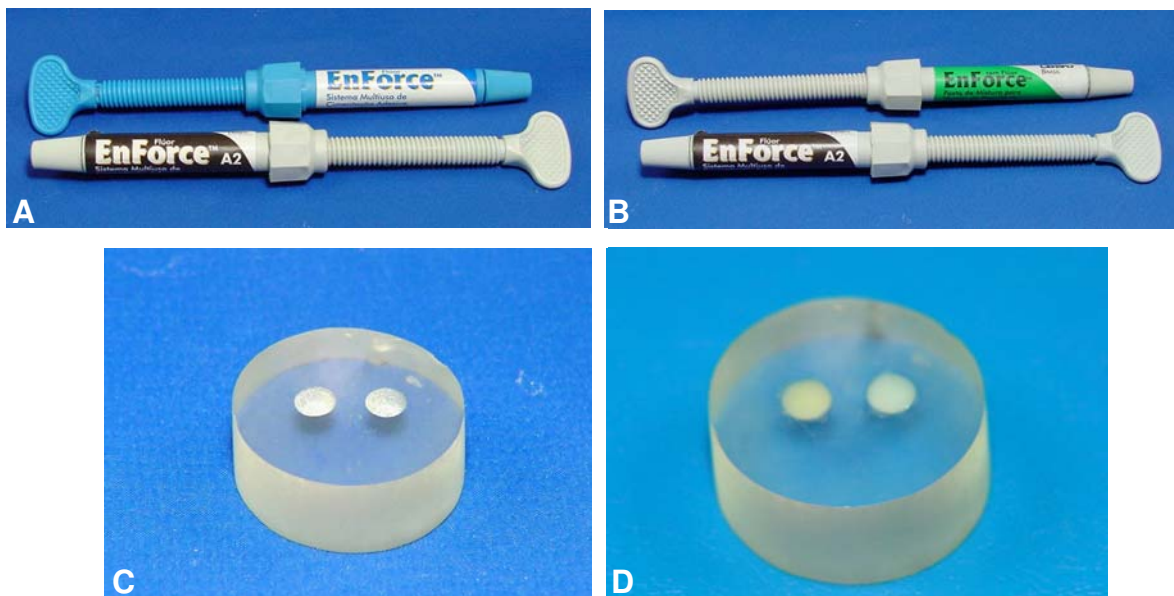


Figura 7 - A - Pastas para ativação dual. B - Pastas para ativação física. C - Matriz para proporcionamento das pastas. D – Pastas depositadas na matriz.

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).

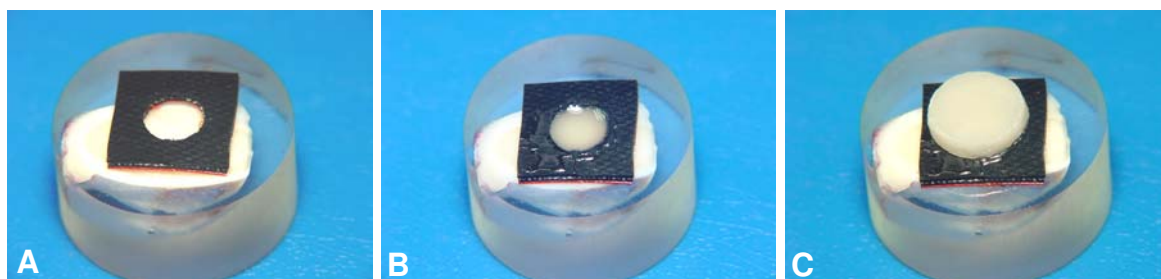


Figura 8 – A - Colocação da matriz de borracha sobre a dentina hibridizada. B - Preenchimento da matriz com cimento. C - Disco de material para faceta assentado sobre conjunto.

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 direta 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.

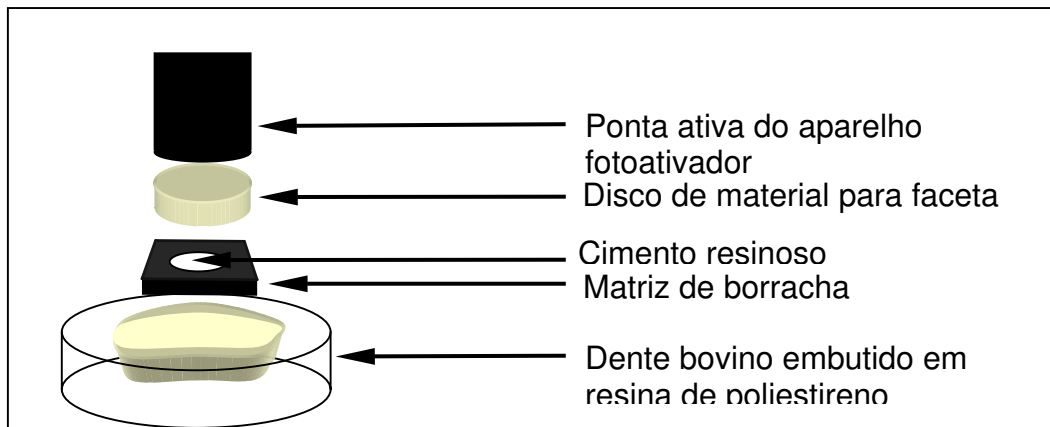


Figura 9 - Esquema representativo da disposição dos materiais para a fotoativação.

Após fotoativação, as amostras foram armazenadas em estufa a seco a 37°C, durante 24h. Transcorrido este período, as mesmas foram 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 Carbetto de Silício (Carborundum) com granulação 400, 600 e 1200, pelos tempos de 15s, 30s e 60s respectivamente.

4.7 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 pré-definido para a realização de 5 endentações em cada uma das 3 profundidades determinadas em

100 μm , 500 μm e 900 μm 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.

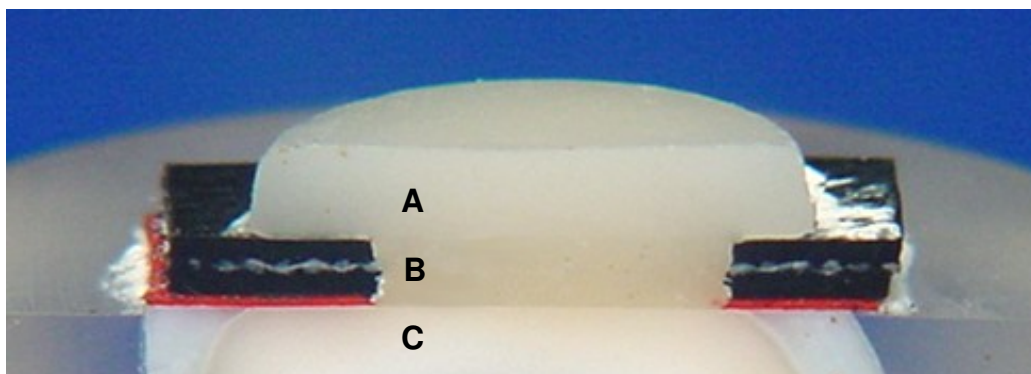


Figura 10 - Amostra seccionada e polida para realização das leituras de dureza. (A) – Material restaurador; (B) cimento resinoso; (C) dentina.

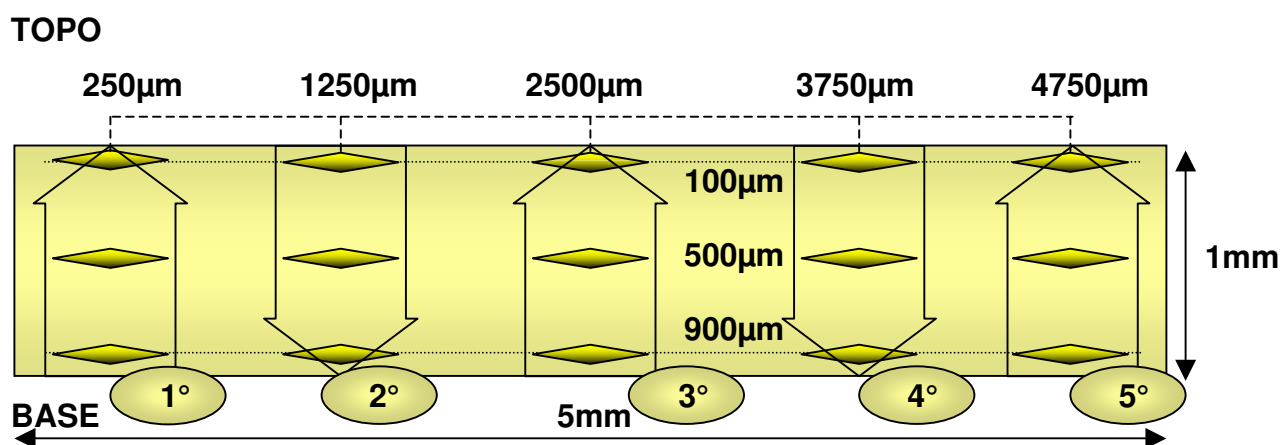


Figura 11 - Representação esquemática da sequência de realização das endentações.

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.

4.8 Análise Estatística

Os dados foram submetidos à análise de variância de 3 fatores (material para faceta, modo de ativação do cimento 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. O nível de significância utilizado em ambos os testes foi de 5% ($\alpha=0,05$).

5 RESULTADOS

Os valores originais (Tabelas 8 a 25 – Anexos) foram transformados segundo raiz quadrada de $(x+0)$ e submetidos à análise de variância de 3 fatores: material para faceta, modo de ativação do cimento e aparelho fotoativador. Foi detectada significância estatística ($p<0,05$) para os fatores quando avaliados isoladamente e também nas interações entre eles (Tabela 26 - Anexos). Para a detecção das diferenças entre as médias dos diferentes grupos foi realizado teste de Tukey ($p<0,05$).

A Tabela 5 e Figura 9 apresentam a interação para os 3 fatores avaliados. Para a condição sem material de faceta, foram observadas médias estatisticamente maiores ($p<0,05$) para o modo de ativação dual nos métodos LED e PAC, em relação ao cimento ativado fisicamente. Já, para o aparelho de lâmpada halógena foram obtidos valores similares de dureza ($p>0,05$). Quando da fotoativação sob Artglass com os aparelhos PAC e LED, o cimento ativado pelo modo dual apresentou valores de dureza superiores ($p<0,05$) ao cimento ativado fisicamente; no entanto, com o aparelho de lâmpada halógena, valores de dureza mais altos foram obtidos com o cimento ativado pelo modo físico ($p<0,05$). Sob HeraCeram, os valores de dureza do cimento no modo dual foram superiores estatisticamente ($p<0,05$) ao do cimento ativado fisicamente quando os aparelhos de lâmpada halógena e PAC foram utilizados. Já quando se utilizou o LED, valores de dureza similares foram obtidos ($p>0,05$).

Tabela 5
Médias dos valores de dureza (KHN) para interação entre material para faceta x modo de ativação do cimento x aparelho fotoativador

		DUAL		FÍSICO	
S/MATERIAL	HL	45,05 (4,73)	A	44,35 (1,29)	A
	LED	53,64 (4,64)	A	50,87 (2,71)	B
	PAC	38,14 (2,91)	A	25,71 (5,14)	B
ARTGLASS	HL	44,03 (7,09)	B	46,23 (3,56)	A
	LED	43,73 (4,70)	A	38,14 (4,03)	B
	PAC	44,76 (3,97)	A	0,00 (0,00)	B
HERACERAM	HL	41,74 (5,94)	A	34,84 (2,77)	B
	LED	50,19 (5,20)	A	51,27 (4,99)	A
	PAC	39,19 (4,55)	A	0,00 (0,00)	B

Letras maiúsculas distintas na linha representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$). Desvio padrão apresentado entre ().

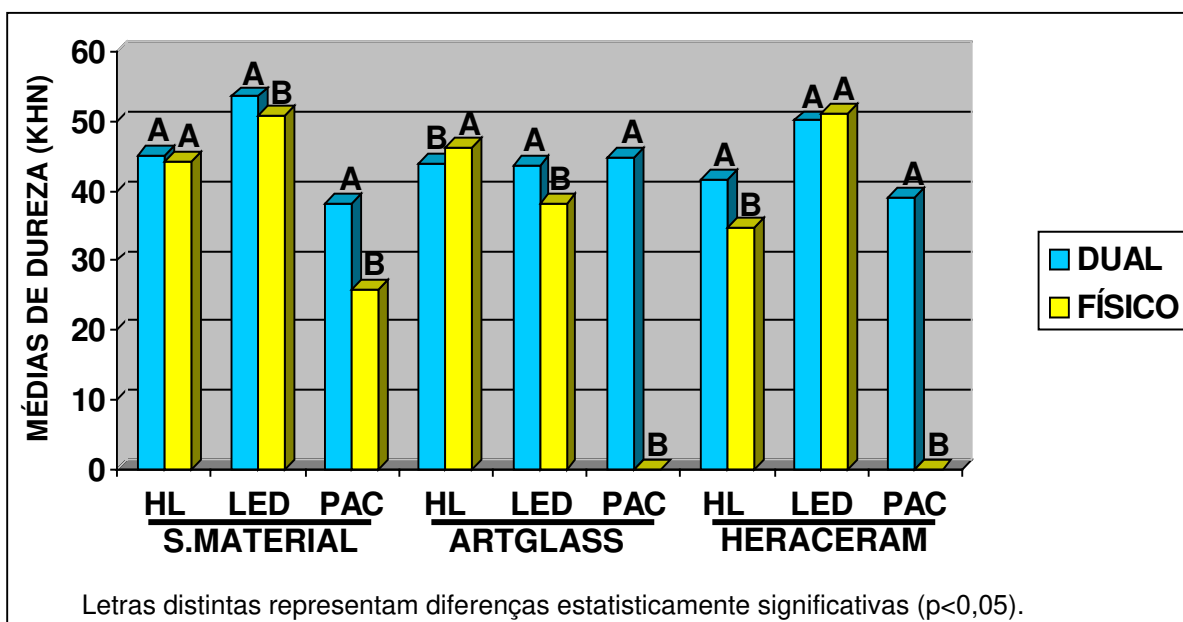


Figura 9 - Gráfico representativo dos valores de dureza para comparação entre modos de ativação do cimento.

Em relação à Tabela 6, onde se fixou o nível dual para o fator modo de ativação do cimento, foi possível verificar que nas condições de fotoativação direta (sem material) e através de HeraCeram, os maiores valores de dureza foram obtidos com a utilização do LED ($p < 0,05$). No entanto, sob HeraCeram, o cimento fotoativado com luz halógena apresentou dureza similar ao grupo fotoativado com PAC ($p > 0,05$) e na fotoativação direta (sem material), os menores valores de dureza foram obtidos com o PAC e valores intermediários com aparelho de lâmpada halógena ($p < 0,05$). Sob o Artglass, não houve diferença entre os três métodos de fotoativação ($p > 0,05$). Estes dados podem ser melhor visualizados na Figura 10.

Quando a fotoativação foi realizada com o aparelho de lâmpada halógena, os menores valores de dureza foram observados sob HeraCeram ($p < 0,05$), sendo que os cimentos fotoativados diretamente e através do Artglass, não diferiram estatisticamente entre si ($p > 0,05$). Com a utilização do LED, o maior valor de dureza foi verificado com a fotoativação direta (sem material), seguido pelo HeraCeram e pelo Artglass, todos diferindo estatisticamente entre si ($p < 0,05$). Quando a fotoativação foi realizada com PAC, a maior média de dureza foi observada sob Artglass ($p < 0,05$), seguido pela fotoativação direta e através de HeraCeram, as quais não diferiram entre si ($p > 0,05$).

Tabela 6
Médias dos valores de dureza (KHN) para interação entre aparelho fotoativador x material para faceta fixando nível dual para modo de ativação

		S/MATERIAL		ARTGLASS		HERACERAM	
DUAL	HL	45,05 (4,73)	A, b	44,03 (7,09)	A, a	41,74 (5,94)	B, b
	LED	53,64 (4,64)	A, a	43,73 (4,70)	C, a	50,19 (5,20)	B, a
	PAC	38,14 (2,91)	B, c	44,76 (3,97)	A, a	39,19 (4,55)	B, b

Letras maiúsculas distintas na linha e minúsculas na coluna representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$). Desvio padrão apresentado entre ().

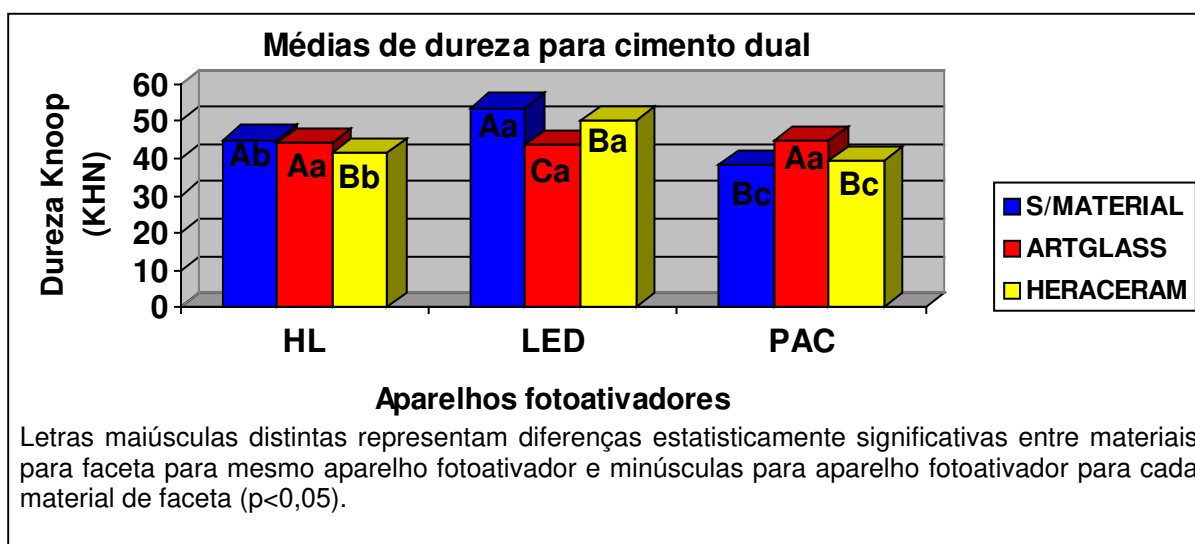


Figura 10 – Gráfico representativo para comparação entre médias de dureza para fatores material para faceta e aparelho fotoativador, fixando-se nível dual para modo de ativação do cimento.

A Tabela 7 e Figura 11 mostram os valores de dureza Knoop para a interação entre os fatores material para faceta e aparelho fotoativador, fixando-se o nível físico para o fator modo de ativação do cimento. Foi possível verificar que com a utilização do aparelho PAC, foram obtidos os menores valores ($p < 0,05$) de dureza do cimento em comparação à utilização dos demais aparelhos em todas as

condições testadas. A fotoativação com LED resultou em valores estatisticamente superiores ($p<0,05$) em relação aos demais aparelhos, nas condições sem material para faceta e sob HeraCeram. Por outro lado, sob o Artglass, com a fotoativação com aparelho de lâmpada halógena foi obtido o maior valor de dureza, sendo que com o LED obteve-se média intermediária entre PAC e lâmpada halógena. A fotoativação direta do cimento (sem material) ou através do Artglass com aparelho de lâmpada halógena, resultou em valores de dureza superiores ($p<0,05$) à fotoativação através do HeraCeram. Com a utilização do LED, os cimentos fotoativados diretamente (sem material de faceta) e através de HeraCeram apresentaram dureza superior ($p<0,05$) quando comparados ao grupo fotoativado através do Artglass. Nos grupos em que o cimento foi fotoativado através dos materiais para faceta com aparelho PAC, os valores de dureza não puderam ser obtidos, pois o cimento não polimerizou, mostrando-se desta forma, estatisticamente inferiores ($p<0,05$) ao grupo fotoativado diretamente.

Tabela 7
Médias dos valores de dureza (KHN) para interação entre aparelho fotoativador x material para faceta fixando nível físico para modo de ativação

		S/MATERIAL		ARTGLASS		HERACERAM	
FÍSICO	HL	44,35 (1,29)	A, b	46,23 (3,56)	A, a	34,84 (2,77)	B, b
	LED	50,87 (2,71)	A, a	38,14 (4,03)	B, b	51,27 (4,99)	A, a
	PAC	25,71 (5,14)	A, c	0,00 (0,00)	B, c	0,00 (0,00)	B, c

Letras maiúsculas distintas na linha e minúsculas na coluna representam diferenças estatisticamente significativas ($p<0,05$). Desvio padrão apresentado entre ().

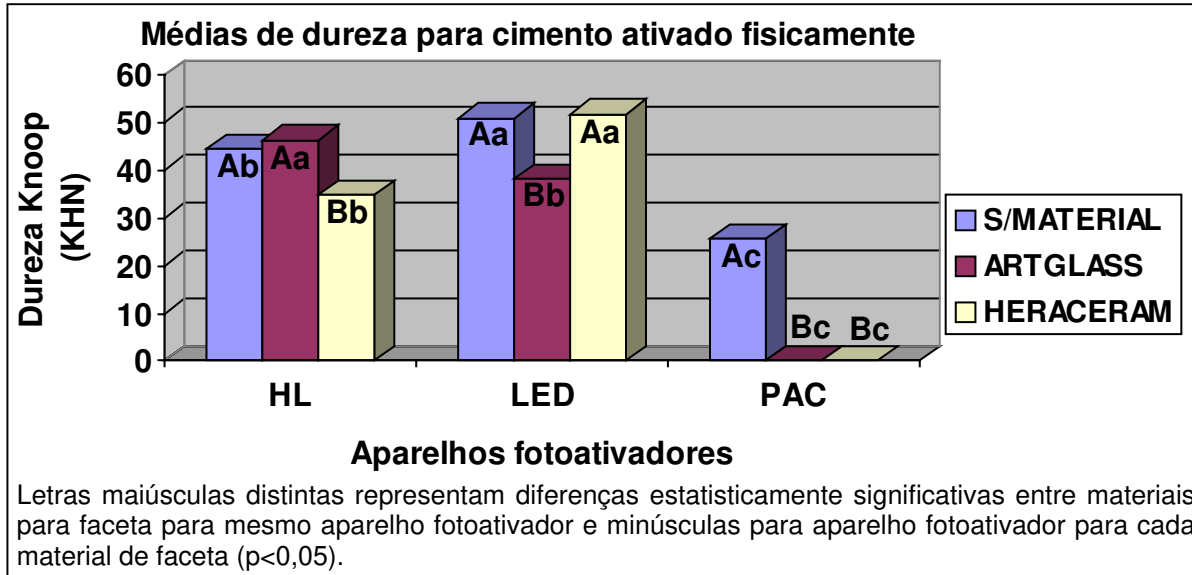


Figura 11 – Gráfico representativo para comparação entre médias de dureza para fatores material para faceta e aparelho fotoativador, fixando-se nível físico para modo de ativação do cimento.

6 DISCUSSÃO

A fotoativação dos compósitos segue duas metas gerais: a primeira ligada aos aspectos clínicos e a segunda direcionada às propriedades dos materiais, como dureza, tensão de contração e grau de conversão (Small, 2001). Em relação ao grau de conversão, Ferracane, em 1985, sugeriu que a utilização de métodos indiretos, como a avaliação da dureza, é válida para predizer, de certo modo, o grau de conversão de compósitos.

Para a realização das mensurações de dureza, a carga de 50gf pelo tempo de 15s foi utilizada em todas as condições testadas, reduzindo assim a possibilidade de inclusão de valores imprecisos. Uhl *et al.* (2004a) verificaram que, com diferentes cargas para a realização a endentação, o mesmo material pode apresentar valores de dureza distintos. Nos grupos em que o cimento ativado pelo modo físico foi fotoativado através de um anteparo com aparelho Apollo 95E não foi possível mensurar os valores de dureza devido à baixa polimerização, o que fez com que o tamanho das endentações excedesse o limite de distanciamento entre as barras verticais do visor do aparelho microdurômetro. Talvez com a diminuição da carga e do tempo de endentação, esses valores pudessem ser obtidos, já que endentações menores seriam formadas. Porém, em superfícies com dureza maior, essas pequenas endentações poderiam levar à maior variabilidade dos dados.

Neste estudo, nas condições sem material para faceta e com a espessura de 1,5mm de material para faceta indireta entre a ponta ativa do aparelho fotoativador e o cimento, foi possível observar maiores valores de dureza com cimento dual comparado ao ativado fisicamente, exceto para as condições sem material para faceta e Artglass fotoativados com luz de lâmpada halógena e HeraCeram fotoativado com LED. De modo geral, o cimento ativado pelo modo físico apresentou valores de dureza inferiores ao cimento dual (Tabela 5). Estes achados comprovam os trabalhos de Cardash *et al.*, em 1993 e de Caughman *et*

al., em 2001. Kramer *et al.*, em 2000, sugeriram que a utilização de cimentos duais pode ser favorável, já que os iniciadores químicos complementaríamos uma possível fotoativação deficiente do cimento resinoso. Contudo, observa-se que a fotoativação dos cimentos duais acaba sendo muitas vezes negligenciada pelos clínicos em função da falta de conhecimento sobre os tipos de fontes de luz que possuem. Assim, a fotoativação do cimento ativado pelo modo dual deveria sempre ser realizada, já que Rueggeberg & Caughman (1993), Peutzfeldt (1995) e El-Mowafy *et al.* (1999), também verificaram que quando o cimento dual foi fotoativado, houve aumento dos valores do grau de conversão em comparação ao cimento no modo dual polimerizado somente pela ativação química.

Neste estudo foi verificado que com a interposição de um anteparo com 1,5mm de espessura durante irradiação houve diminuição da intensidade de luz. A transmissão de luz através dos materiais para faceta foi em torno de 5 a 9% (Tabela 3), confirmando fator limitador da interposição de anteparo na polimerização do cimento resinoso, já relatado por Hasegawa *et al.*, em 1991. Brodbeldt *et al.*, em 1980, verificaram que aproximadamente 0,13% da luz emitida pelo aparelho fotoativador atravessava uma faceta de cerâmica com 1mm de espessura. Estudo realizado por Peumans *et al.*, em 2000, mostrou que esses valores podem ser mais altos, entre 40 e 50%, valores próximos aos obtidos por Strang *et al.* em 1987. De acordo com os dados deste trabalho (Tabela 3), a transmissão de luz depende também do tipo de aparelho fotoativador, comprovando trabalhos de Rasetto *et al.*, em 2004 e Zhang *et al.*, também em 2004. Estes autores ainda observaram influência da composição da cerâmica na transmissão de luz.

Para a realização deste estudo, foi utilizada a mesma cor e espessura (cor DD2 e 1,5mm de espessura), tanto para HeraCeram como para Artglass, para padronização desses fatores. Esses fatores, como verificado na literatura, podem influenciar nos valores de dureza do cimento resinoso (Chan & Boyer em 1990, O'Keefe *et al.*, 1991; Uctasli *et al.*, 1994; Barghi & McAlister, 2003). Blackman *et*

al., em 1990, verificaram maiores valores de dureza do cimento do modo dual sob cerâmicas, porém com espessuras maiores a 3mm. Trabalhos de Warren, em 1990, e de el-Mowafy *et al.*, em 1999, mostraram que quanto maior a espessura do anteparo entre a fonte de luz e o cimento, menor a dureza do cimento. Somado à diminuição da dureza, pode ocorrer também a diminuição dos valores de resistência de união das interfaces dente/cimento e cimento/cerâmica (Foxton *et al.*, 2003). Lee & Um, em 2001, verificaram que com espessuras de cerâmica superiores a 4mm, a fotoativação do cimento dual acrescenta pouco quanto à polimerização, devido à insuficiente energia durante fotoativação. Watanabe *et al.*, em 2002, verificaram que com espessura de 1mm de cerâmica os valores de resistência de união do cimento não foram influenciados pelo tipo de aparelho fotoativador e nem pela cor da cerâmica. Contudo, quando a espessura da faceta é menor que 1,5mm é importante considerar tanto a espessura de cimento como o aspecto do substrato na estética final do tratamento (Vichi *et al.*, 2000).

A cor e coeficiente de transmissão da cerâmica e do próprio cimento resinoso influenciam no grau de conversão dos materiais fotoativados e limitam sua indicação com finas restaurações de cerâmicas à base de sílica (Blatz *et al.*, 2003). Um cimento opaco com 0,9mm de espessura pode absorver até 99% da luz transmitida (Paul *et al.*, 1996), podendo dessa forma prejudicar na estética final.

Tanto no modo dual como no modo físico, foi possível verificar que houve influência do material para faceta. Nos dois modos de ativação, o cimento quando fotoativado através de HeraCeram com luz de lâmpada halógena apresentou valores de dureza menores em comparação à fotoativação direta (sem material). O mesmo comportamento pode ser verificado com a fotoativação com LED através de Artglass. Para a fotoativação com luz de lâmpada halógena, tanto no modo dual como no físico, não houve diferença estatística significativa entre as médias de dureza do cimento sob Artglass e fotoativado diretamente (sem material). Quando o aparelho LED foi utilizado, o cimento no modo físico fotoativado sob HeraCeram apresentou valor de dureza similar à fotoativação

direta. Estes dados podem ter sido resultado dos diferentes índices de refração e opacidade dos materiais para faceta indireta, visto que eram de composição diferente, um compósito e uma cerâmica. Ainda, as médias de dureza do cimento físico fotoativado com aparelho de arco de plasma de Xenônio (PAC), sob Artglass e HeraCeram foram significativamente inferiores à média do cimento fotoativado diretamente (Tabela 7). Segundo Danesh *et al.*, em 2004, a eficiência de polimerização utilizando o aparelho de arco plasma de Xenônio Apollo 95E depende do tipo e marca do material a ser fotoativado. Para o cimento resinoso Enforce, o tempo preconizado pelo fabricante do aparelho é de 3s. Com esse período de tempo, a densidade energética fornecida ao material é bem menor do que a densidade energética fornecida pelos aparelhos de lâmpada halógena ou LED. A fotoativação com aparelho de arco plasma de Xenônio por período de 3s, por ser muito rápida, pode não proporcionar polimerização adequada dos compósitos, os quais irão apresentar propriedades deficientes (Deb & Sehmi, 2003).

Em 1994, Rueggeberg *et al.* indicaram a utilização de aparelhos com intensidade mínima de 400mW/cm^2 para fotoativar os compósitos odontológicos. Já, Yap & Seneviratne, em 2001, indicaram a utilização de aparelhos com intensidade mínima de 300mW/cm^2 para ativação de compósitos. A norma ISO 4049 para materiais poliméricos não indica intensidade mínima para fotoativação e recomenda que sejam seguidas as instruções do fabricante do material a ser avaliado para a realização dos testes. Neste trabalho, as intensidades de luz emitidas pelos aparelhos utilizados foram todas superiores aos valores mínimos indicados previamente. Contudo, vale lembrar que o fabricante dos materiais testados não indica um protocolo de fotoativação específico para cada tipo de aparelho fotoativador.

No modo dual, o valor de dureza do cimento sob Artglass não foi influenciado pelo tipo de aparelho fotoativador. Sob HeraCeram, pode-se supor que houve indução da polimerização pela fotoativação já que tanto com luz

halógena como com PAC, menores valores de dureza foram obtidos em comparação ao Artglass. Ainda pode-se supor que a polimerização química nestes casos complementou a reação do cimento. De acordo com as Tabelas 6 e 7, os cimentos apresentaram comportamentos distintos quanto à dureza quando fotoativados com diferentes aparelhos através do mesmo material para faceta ou diretamente. Tanto na fotoativação direta como através de HeraCeram, os cimentos ativados pelo modo dual e pelo modo físico apresentaram valores mais altos de dureza com LED em comparação à luz de lâmpada halógena e PAC. A boa correlação entre o espectro de transmissão de luz dos LEDs com o espectro de absorção de luz da canforoquinona pode justificar estes resultados (Jandt *et al.*, 2000; Stahl *et al.*, 2000). Ainda, segundo Uhl *et al.* (2004b), podem-se obter profundidades de polimerização maiores com a utilização dos LEDs em comparação aos aparelhos de lâmpada halógena. A diferente composição dos materiais para faceta também podem ter influenciado nestes resultados.

O comprimento de onda da luz emitida pelo aparelho fotoativador é outro fator que influencia no grau e profundidade de polimerização dos compósitos (Yoon *et al.*, 2002; Pradhan *et al.*, 2002). Entretanto, essa especificidade pode ser vista como uma desvantagem ao passo que com a utilização de aparelho com espectro de emissão de luz estreito só serão polimerizados os compósitos que tenham a canforoquinona como fotoiniciador. Um outro problema refere-se à dificuldade em polimerizar cores escuras de compósitos (Tanoue *et al.*, 2001; Caughman & Rueggeberg, 2002). Os primeiros LEDs necessitavam da aplicação de tempos de exposição mais longos para atingir valores de dureza comparáveis aos obtidos com a utilização de aparelhos de lâmpada halógena (Leonard *et al.*, 2002; Santos Jr *et al.*, 2004). Tanto no modo dual como no físico, os menores valores de dureza na fotoativação direta foram obtidos com PAC. Segundo Rahiotis *et al.*, em 2004, a fotoativação com alta intensidade de luz nos 15 primeiros segundos pode levar a formação rápida de cadeia polimérica na camada superficial que reduz a transmissão de luz no restante do corpo do material em função da modificação das propriedades ópticas desta zona. Além disso, estes

autores verificaram que o tempo de exposição reduzido durante a utilização dos aparelhos de arco plasma de Xenônio pode ser ineficiente na penetração nas porções mais profundas. Como pode ser verificado na Tabela 7, a redução da intensidade de luz transmitida se torna mais crítica com a interposição dos materiais para faceta.

Price *et al.*, 2004, sugeriram que quando se utilizam aparelhos fotoativadores com o mesmo espectro de emissão de luz, porém com intensidades diferentes, deve-se ajustar os tempos de fotoativação, para que se obtenham densidades de energia similares, resultando em valores de dureza similares. A reciprocidade entre tempo de exposição e intensidade de luz poderia ser aplicada também quanto à profundidade de polimerização, já que está relacionada à energia de ativação (Halvorson *et al.*, 2003). Porém, a reciprocidade entre intensidade de energia e tempo de exposição não é característica geral aplicável à fotoativação de todos os compósitos odontológicos (Musanje & Darvell, 2003).

Segundo Moon *et al.*, em 2004, tempo de exposição adequado e energia suficiente devem ser empregados para obter ótimas propriedades dos compósitos. De forma geral, o grau de polimerização de um compósito é proporcional à quantidade de luz a que ele é exposto; assim em profundidades maiores, em que há menor penetração de luz, há menor conversão (Knezevic *et al.*, 2002; Caldas *et al.*, 2003). De acordo com Rasetto *et al.* (2001), o mesmo pode ser aplicado para os cimentos resinosos. Portanto, para a fotoativação indireta de compósitos utilizando aparelhos de alta intensidade, deveria ser aumentado o tempo de exposição recomendado pelo fabricante do aparelho para atingir valores de dureza similares àqueles obtidos com a fotoativação direta (Warren, 1990; Dietschi *et al.*, 2003). O tipo material restaurador indireto deve da mesma forma ser levado em consideração, devido ao fator atenuador da intensidade de luz, para que se obtenha as melhores propriedades dos agentes de cimentação, prolongando dessa forma a vida clínica da restauração.

7 CONCLUSÃO

Frente à metodologia empregada neste trabalho e de acordo com os resultados obtidos, é lícito concluir que:

- O cimento resinoso Enforce no modo dual apresentou maiores valores de dureza Knoop em comparação ao ativado fisicamente, exceto para as condições sem material e Artglass fotoativados com luz de lâmpada halógena e HeraCeram fotoativado com LED;
- No modo de ativação dual, o aparelho LED mostrou maior eficiência de polimerização do cimento, exceto para Artglass em que foram obtidos valores de dureza similares com os três aparelhos fotoativadores;
- No modo de ativação apenas físico, houve influência negativa dos materiais para faceta na dureza Knoop do cimento, exceto para Artglass fotoativado com luz de lâmpada halógena e HeraCeram fotoativado com LED, nos quais foram obtidos valores similares à condição sem material;
- Também no modo de ativação apenas físico, foram obtidos valores mais altos de dureza com o LED em comparação à luz de lâmpada halógena, exceto sob Artglass em que o aparelho de lâmpada halógena levou a maiores valores;
- A eficiência do aparelho Apollo 95E (PAC) foi menor que a do LED e da luz de lâmpada halógena no modo físico;
- O aparelho Apollo 95E (PAC) não foi capaz de fotoativar adequadamente o cimento no modo apenas físico sob os materiais para faceta com o tempo de exposição de 3 segundos;
- Os cimentos testados mostraram sofrer influência dos aparelhos fotoativadores, material para faceta indireta e também do modo de ativação quanto aos valores de dureza Knoop.

REFERÊNCIAS*

1. Barghi N, McAlister EH. LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. **Compend Contin Educ Dent.** 2003; 24(7): 497-506.
2. 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.
3. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. **J Prosthet Dent.** 2003; 89(3): 268-74.
4. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J Oral Rehabil.** 2002 Mar; 29(3):257-62.
5. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. **J Prosthet Dent.** 1991; 65(4): 512-8.
6. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. **J Dent Res.** 1980; 59(1): 70-5.
7. 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. Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. **J Prosthet Dent.** 1993; 69(6): 620-3.

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

9. 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.
10. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. **Oper Dent.** 2002; 27(6): 636-8.
11. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. **J Dent Res** 1989; 68(3): 476-80.
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. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent.** 1999; 81(2): 135-41.
16. 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.
17. 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.
18. 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.

19. Foxton RM, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of light source direction and restoration thickness on tensile strength of a dual-curable resin cement to copy-milled ceramic. **Am J Dent.** 2003; 16(2): 129-34.
20. Groten M, Probster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. **Int J Prosthodont.** 1997; 10(2): 169-77.
21. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. **Dent Mater.** 2002; 18(6): 463-9.
22. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. **J Prosthet Dent.** 1991; 66(2): 187-92.
23. 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.
24. ISO 4049-3: 2000, *Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials.*
25. 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.
26. 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.
27. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. **Am J Dent.** 2000; 13(Spec No): 60D-76D.

28. 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.
29. Lee IB, Um CM. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. **J Oral Rehabil.** 2001; 28(2): 186-97.
30. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. **J Esthet Restor Dent.** 2002; 14(5): 286-95.
31. 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.
32. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. **Quintessence Int.** 1994; 25(9): 587-9.
33. 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.
34. Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. **Dent Mater.** 2003; 19(6): 531-41.
35. 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.
36. Paul SJ, Pliska P, Pietrobon N, Scharer P. Light transmission of composite luting resins. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 1996; 16(2): 164-73.
37. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. **J Dent.** 2000; 28(3): 163-77.

38. 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.
39. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. **Dent Mater.** 2000; 16(5): 330-6.
40. Pradhan RD, Melikechi N, Eichmiller F. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source. **Dent Mater.** 2002; 18(3): 221-6.
41. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. **Biomaterials.** 2004; 25(18): 4465-77.
42. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. **Eur J Oral Sci.** 2004; 112(1): 89-94.
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. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(5): 441-6.
45. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. **J Prosthet Dent.** 1998; 80(3): 280-301.
46. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Oper Dent.** 1993; 18(2): 48-55.
47. 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.

48. Santos GC Jr, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J Can Dent Assoc.** 2004; 70(5): 323-8.
49. Small BW. A review of devices used for photocuring resin-based composites. **Gen Dent.** 2001; 49(5): 457-60.
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-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. **Br Dent J.** 1987; 163(5): 149-51.
52. Tanoue N, Koishi Y, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. **J Oral Rehabil.** 2001; 28(7): 618-23.
53. 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.
54. 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.** 2004a; 20(1): 21-8.
55. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent Mater.** 2004b; 20(1): 80-7.
56. 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.

57. 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.
58. Watanabe K, Ohnishi E, Kaneshima T, Mine A, Yatani H. Porcelain veneer bonding to enamel with plasma-arc light resin curing. **Dent Mater J.** 2002; 21(1): 61-8.
59. Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission by 400-500nm visible light into aesthetic dental biomaterials. **J Dent.** 1994; 22(2): 112-7.
60. 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.
61. Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. **Oper Dent.** 2001; 26(5): 460-6.
62. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. **J Oral Rehabil.** 2002; 29(12): 1165-73.
63. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(2): 128-35.

Anexos

Tabela 8

Valores de dureza (KHN) para grupo sem material para faceta, cimento no modo dual e fotoativado com aparelho XL2500

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	48,92	42,48	40,72
2	55,20	51,84	42,72
3	51,32	45,74	43,70
4	49,20	49,26	43,94
5	45,37	42,70	39,50
6	50,20	35,30	41,16
7	48,14	43,34	39,82
8	50,24	44,82	39,76
9	49,66	45,38	40,84
10	49,04	43,48	37,90

Tabela 9

Valores de dureza (KHN) para grupo sem material para faceta, cimento no modo dual e fotoativado com aparelho Ultrablue Is

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	58,18	52,20	51,08
2	55,95	47,10	45,75
3	59,33	54,23	47,25
4	55,70	51,72	46,72
5	58,84	53,64	50,96
6	61,08	57,02	50,12
7	59,22	54,28	47,14
8	58,80	53,62	48,14
9	61,96	55,38	49,84
10	57,42	55,68	51,04

Tabela 10
Valores de dureza (KHN) para grupo sem material para faceta, cimento no modo dual e fotoativado com aparelho Apollo 95E

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	40,50	39,86	36,10
2	40,64	38,02	34,48
3	43,07	37,40	34,77
4	41,90	38,17	32,83
5	42,37	38,00	36,40
6	41,40	37,80	34,60
7	41,17	38,03	36,43
8	41,80	37,43	34,90
9	41,77	38,10	33,40
10	41,00	37,33	34,83

Tabela 11
Valores de dureza (KHN) para grupo sem material, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho XL2500

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	44,34	43,06	42,42
2	45,48	44,46	44,50
3	44,48	43,68	42,56
4	45,22	43,86	43,48
5	45,96	42,40	41,92
6	45,64	44,98	43,54
7	45,98	43,82	42,64
8	47,38	45,30	45,12
9	45,22	45,00	43,46
10	45,98	44,58	44,20

Tabela 12
Valores de dureza (KHN) para grupo sem material para faceta, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho Ultrablue Is

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	54,84	52,82	49,20
2	53,46	49,60	44,30
3	54,80	50,02	47,48
4	51,50	48,82	48,08
5	52,40	50,64	48,02
6	54,22	51,60	50,36
7	53,04	51,54	47,56
8	53,80	51,40	48,48
9	53,92	51,84	50,08
10	55,70	49,06	47,80

Tabela 13
Valores de dureza (KHN) para grupo sem material para faceta, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho Apollo 95E.

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	21,36	33,26	31,68
2	22,96	32,42	33,38
3	21,44	29,62	29,82
4	19,03	24,35	27,35
5	21,70	26,38	27,48
6	17,56	26,88	26,76
7	18,16	25,22	27,96
8	20,20	25,56	26,50
9	15,88	29,00	32,36
10	17,12	28,64	31,26

Tabela 14
Valores de dureza (KHN) para grupo com HeraCeram, cimento no modo dual e fotoativado com aparelho XL2500

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	50,40	45,02	40,34
2	52,66	43,18	40,92
3	51,12	42,60	40,46
4	45,32	35,68	31,74
5	43,96	36,68	36,46
6	47,32	43,14	36,16
7	51,64	37,42	33,48
8	46,08	44,88	41,56
9	43,18	38,46	30,58
10	43,12	38,52	32,16

Tabela 15
Valores de dureza (KHN) para grupo com HeraCeram, cimento no modo dual e fotoativado com aparelho Ultrablue Is

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	54,26	53,18	51,96
2	54,02	47,40	44,16
3	49,70	47,88	44,62
4	49,50	46,58	43,36
5	57,64	49,06	42,88
6	47,60	45,66	40,70
7	55,18	49,04	46,00
8	62,80	58,26	52,12
9	54,78	50,30	47,24
10	58,14	53,02	48,80

Tabela 16
Valores de dureza (KHN) para grupo com HeraCeram, cimento no modo dual e fotoativado com aparelho Apollo 95E

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	44,78	40,94	31,70
2	46,08	39,02	34,28
3	44,32	37,06	34,02
4	45,42	39,02	33,24
5	42,30	37,74	33,50
6	44,40	40,78	32,54
7	44,58	40,68	32,72
8	43,52	41,26	37,30
9	41,96	37,20	32,62
10	44,76	40,58	37,40

Tabela 17
Valores de dureza (KHN) para grupo com HeraCeram, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho XL2500

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	37,40	33,67	31,23
2	37,63	34,10	31,37
3	36,90	33,50	30,50
4	38,10	34,30	32,43
5	38,13	34,73	31,50
6	38,43	36,03	32,80
7	38,50	35,27	32,33
8	39,07	35,43	31,30
9	38,27	34,07	31,77
10	39,17	35,27	32,03

Tabela 18
Valores de dureza (KHN) para grupo com HeraCeram, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho Ultrablue Is.

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	60,94	55,26	47,66
2	57,78	53,00	49,94
3	58,64	50,22	48,36
4	61,94	55,66	50,32
5	54,54	49,30	48,56
6	57,14	52,30	49,18
7	54,80	49,70	45,58
8	52,12	46,40	43,58
9	49,92	47,16	42,90
10	54,10	47,14	44,22

Tabela 19
Valores de dureza (KHN) para grupo com HeraCeram, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho Apollo 95E

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	0,00	0,00	0,00
2	0,00	0,00	0,00
3	0,00	0,00	0,00
4	0,00	0,00	0,00
5	0,00	0,00	0,00
6	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	0,00
8	0,00	0,00	0,00
9	0,00	0,00	0,00
10	0,00	0,00	0,00

Tabela 20
Valores de dureza (KHN) para grupo com Artglass, cimento no modo dual e
fotoativado com aparelho XL2500

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	55,34	49,52	42,36
2	56,24	47,60	43,28
3	51,40	47,40	43,28
4	51,82	47,84	46,00
5	55,64	49,70	41,90
6	42,20	37,48	33,72
7	49,64	45,04	40,36
8	44,40	42,68	38,18
9	46,48	42,20	36,16
10	33,36	30,48	29,36

Tabela 21
Valores de dureza (KHN) para grupo com Artglass, cimento no modo dual e
fotoativado com aparelho Ultrablue Is

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	52,72	51,60	42,98
2	51,10	44,90	39,15
3	47,68	41,20	39,08
4	48,36	41,94	40,34
5	48,00	42,80	36,98
6	46,56	42,24	36,90
7	47,00	41,54	36,84
8	45,80	42,18	37,44
9	46,06	42,04	38,14
10	50,84	47,82	41,88

Tabela 22
Valores de dureza (KHN) para grupo com Artglass, cimento no modo dual e
fotoativado com aparelho Apollo 95E

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	49,44	45,38	40,46
2	49,46	43,90	40,04
3	50,24	47,04	44,42
4	47,90	45,06	41,74
5	49,66	45,86	43,32
6	43,70	40,44	34,28
7	46,22	42,46	39,52
8	45,98	44,60	39,00
9	50,92	48,62	45,50
10	50,66	44,26	43,00

Tabela 23
Valores de dureza (KHN) para grupo com Artglass, cimento no modo fotoativado e
fotoativado com aparelho XL2500

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	48,68	47,10	41,74
2	47,92	43,84	40,56
3	52,34	46,92	43,66
4	49,96	45,20	41,34
5	50,48	46,18	42,90
6	49,72	46,54	44,30
7	51,44	48,60	43,74
8	51,82	46,92	43,02
9	49,38	44,34	40,28
10	50,82	45,66	41,70

Tabela 24
Valores de dureza (KHN) para grupo com Artglass, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho Ultrablue Is

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	35,18	31,54	27,00
2	39,06	36,24	35,34
3	43,34	39,32	34,98
4	44,16	39,80	36,42
5	40,66	38,36	35,64
6	42,30	38,22	34,60
7	45,18	40,76	37,08
8	43,40	38,16	34,34
9	41,24	38,66	34,76
10	43,76	39,42	35,50

Tabela 25
Valores de dureza (KHN) para grupo com Artglass, cimento no modo fotoativado e fotoativado com aparelho Apollo 95E

Repetição	100µm	500µm	900µm
1	0,00	0,00	0,00
2	0,00	0,00	0,00
3	0,00	0,00	0,00
4	0,00	0,00	0,00
5	0,00	0,00	0,00
6	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	0,00
8	0,00	0,00	0,00
9	0,00	0,00	0,00
10	0,00	0,00	0,00

Tabela 26
Análise de variância de 3 fatores: material para faceta (A) x modo de ativação do cimento
(B) x aparelho fotoativador (C)

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
A	2	127.9343319	63.9671659	590.4391	0.00001
B	1	374.8811358	374.881358	3460.2826	0.00001
C	2	880.0462523	440.0231262	4061.5657	0.00001
A x B	2	99.5430672	49.7715336	459.4085	0.00001
A x C	4	135.3208920	33.8302230	312.2647	0.00001
B x C	2	616.0292364	308.0146182	2843.0815	0.00001
A x B x C	4	192.8852638	48.2213159	445.0994	0.00001
Resíduo	522	56.5525933	0.1083383		
Total	539	2483.1927728			