



RAFAEL ROCHA PACHECO

**“ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DA LUZ EM DIFERENTES
COMPRIMENTOS DE ONDA NO INTERIOR DE MATERIAIS
RESTAURADORES ODONTOLÓGICOS INDIRETOS”**

PIRACICABA

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

RAFAEL ROCHA PACHECO

“ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DA LUZ EM DIFERENTES COMPRIMENTOS DE
ONDA NO INTERIOR DE MATERIAIS RESTAURADORES ODONTOLÓGICOS
INDIRETOS”

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Giannini

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
APRESENTADA A FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNICAMP PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
MESTRE EM MATERIAIS DENTÁRIOS.

Este exemplar corresponde à versão final
da Dissertação defendida pelo aluno
Rafael Rocha Pacheco, e orientada pelo
Prof. Dr. Marcelo Giannini.

Assinatura do Orientador

PIRACICABA, 2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

P115a Pacheco, Rafael Rocha, 1987-
Análise do comportamento da luz em diferentes comprimentos
de onda no interior de materiais restauradores odontológicos
indiretos / Rafael Rocha Pacheco. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Marcelo Giannini.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. I. Giannini, Marcelo, 1969- II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia
de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Light behavior analysis at different wavelengths in indirect
dental restorative materials

Palavras-chave em Inglês:

Dental materials

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca examinadora:

Marcelo Giannini [Orientador]

Roberto Ruggiero Braga

Alan Roger dos Santos Silva

Data da defesa: 01-03-2013

Programa de Pós-Graduação: Materiais Dentários



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 01 de Março de 2013, considerou o candidato RAFAEL ROCHA PACHECO aprovado.

Marcelo Giannini

Prof. Dr. MARCELO GIANNINI

Roberto R. Braga

Prof. Dr. ROBERTO RUGGIERO BRAGA

Alan Roger dos Santos Silva

Prof. Dr. ALAN ROGER DOS SANTOS SILVA

DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho à **minha família** que, com tanto esforço, me deu todas as condições necessárias para a conclusão de mais uma etapa em minha vida.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço, primeiramente, a **Deus**. Por tudo. Impossível expressar em palavras tanto amor. Se, hoje, tenho essa oportunidade, não é por capacidade minha, mas por misericórdia Dele.

Aos meus **pais, Osmar e Zuleide**, por todos esses anos de dedicação. Agradeço por todo o amor, carinho, paciência, amizade, esforço, suporte, em tantos aspectos, e por sempre acreditarem em mim.

À minha **irmã, Renata**, por toda a preocupação, amizade e carinho demonstrado em todos os anos de minha vida.

Ao meu **orientador**, Prof. Dr. **Marcelo Giannini**, por ter acreditado em mim e ter demonstrado isso por todos esses anos. Agradeço pelo conhecimento, pela ajuda em momentos difíceis, pelas oportunidades a mim concedidas, por todos os conselhos profissionais que tive nesses anos de trabalho juntos, além de toda a dedicação ao programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários.

À minha **namorada, Melissa**, por todo carinho, respeito, educação, incentivo, compreensão e, especialmente, por toda a bondade.

Aos meus **amigos, Caio, Camila, Eduardo, Eveline, Raquel, Renata, Tiago e Thatiana**, que me acompanharam desde os tempos de graduação, até mais esta etapa. Muito obrigado pela amizade de vocês! Espero que dure para sempre...

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba**, da Universidade Estadual de Campinas, em nome do Diretor Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior e Diretor Associado Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia.

Ao programa de **Pós-Graduação em Materiais Dentários** e, todos que, de alguma forma, colaboram para seu crescimento.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (**CNPq**), pela bolsa concedida durante o desenvolvimento deste trabalho.

À **Georgia Regents University** e ao Prof. **Frederick Rueggeberg**, por terem me dado a oportunidade de desenvolver meu trabalho em uma instituição de tanto prestígio, além de todo o conhecimento, cuidado, acolhimento, carinho, e demonstração de humildade que tive o prazer de desfrutar.

Ao Prof. Dr. **Roberto Ruggiero Braga**, professor do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela participação em minha banca de defesa, enriquecimento do trabalho e educação.

Ao Prof. Dr. **Alan Roger dos Santos Silva**, professor do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela participação em minha banca de defesa, e respeito demonstrado ao longo dos anos.

Ao Prof. Dr. **Lourenço Correr-Sobrinho**, professor titular da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela participação em minha banca de qualificação, além da amizade, bom-humor e conhecimento demonstrado ao longo dos anos.

À Profa. Dra. **Regina Maria Puppini-Rontani**, professora do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela participação em minha banca de qualificação, e todo carisma, carinho, educação e amizade desde a graduação.

À Dra. **Patrícia Makishi**, pós-doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, pela participação na banca de qualificação e toda a colaboração e dedicação na correção do trabalho.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, Prof. Dr. **Américo Bortolazzo Correr**, Profa. Dra. **Fernanda Miori Pascon**, Prof. Dr. **Luís Roberto Marcondes Martins**, Prof. Dr. **Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, Prof. Dr. Mário Fernando de Goes, Prof. Dr. **Rafael Leonardo Xediek Consani** e Prof. Dr. **Simonides Consani**, pelo conhecimento, educação, carinho, dedicação, preocupação, amizade e toda a ajuda durante esses dois anos.

À **Selma Aparecida Barbosa de Sousa Segalla**, secretária da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela atenção, cuidado e amizade.

Ao **técnico especializado do laboratório** da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, engenheiro, e mestre, **Marcos Blanco Cangiani**, por sempre estar à disposição, pelos ensinamentos, amizade e risadas.

Aos meus **colegas de mestrado e doutorado**, que dividiram comigo não somente experiências profissionais, mas marcaram sua passagem em minha vida.

Agradeço, também, a todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram com meu desenvolvimento pessoal e profissional. Àqueles que sempre demonstraram educação, respeito, compaixão e torceram pelo meu bem.

Muito obrigado.

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento da luz, em diferentes comprimentos de onda, através de materiais restauradores indiretos com diferentes espessuras. A análise da passagem de luz foi realizada, através de quatro materiais restauradores odontológicos confeccionados pela técnica do CAD/CAM: uma resina composta indireta (RC) (Lava Ultimate, 3M ESPE), uma cerâmica feldspática (CF) (VitaBlocs, VITA) e duas cerâmicas à base de zircônia (ZK) (Katana, Noritake) e (ZL) (Lava, 3M ESPE). A perda total de irradiância, assim como a perda de energia em comprimentos de onda específicos (azul e violeta) foram analisados. As amostras sinterizadas tinham as dimensões de 20x20 mm, com variação na espessura: 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm (n=5). Uma fonte de luz de arco de plasma de alta potência com amplo espectro de luz foi utilizada (Arc Light II, Air Technologies). A caracterização dessa fonte de luz foi realizada através da avaliação da irradiância (mW/cm^2), determinação dos espectros emitidos pela fonte de luz e padrão de saída pela ponta do aparelho. Para avaliar a quantidade de luz que passa através do material foi utilizado um espectralradiômetro (DAS 2100, Labsphere Inc.). Os corpos de prova foram posicionados sobre a superfície de uma lamínula de vidro que estava localizada na esfera integradora. O aparelho fotoativador foi posicionado de forma que a ponta do aparelho tocasse levemente e paralelo à superfície da amostra. Os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística (análise de variância de dois fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$)). A interposição do material restaurador com 0,5 mm de espessura provocou uma perda de energia por volta de 60% e o aumento da espessura do material provocou redução da irradiância através dos mesmos. O material que apresentou menor perda de energia nas espessuras de 1,0 a 2,0 mm foi CF. A RC com espessura de 0,5 mm apresentou perda de energia de 56,2% e, com o aumento dessa espessura para 1,0 mm, essa perda de energia aumentou para 75,4%, semelhante à perda observada nas cerâmicas à base de zircônia. Os materiais RC, ZK e ZL apresentaram os maiores valores de

perda de energia irradiante em até 1,0 mm de espessura. Com 1,5 mm e 2,0 mm, os materiais que apresentaram maior perda de energia foram: RC e ZK. Para todos os materiais, observou-se aumento significativo na perda de energia com o aumento da espessura do material e essa perda de energia foi dependente do tipo de material protético. A luz violeta (350 a 425 nm) apresentou menor capacidade de penetração quando comparada a luz azul para todas as espessuras e tipos de material restaurador indireto.

Palavras-chave: Materiais dentários, irradiância, fotoativação, resina composta, cerâmica, espectro de luz.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the light behavior, in different wavelengths, through different restorative materials with different thicknesses. The analysis was conducted using four dental restorative material obtained by the technique of CAD/CAM technology: an indirect composite resin (CR) (Ultimate Lava, 3M ESPE), a feldspathic ceramic (FC) (VITABLOCS, VITA) and two zirconia based ceramics (ZK) (Katana, Noritake) and (ZL) (Lava, 3M ESPE). The total loss of irradiance as well as the loss of energy at specific wavelengths (blue and violet) was analyzed. The sintered samples had dimensions of 20x20 mm, with a variation in thickness of 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm and 2.0 mm (n = 5). A plasma arc light source with high power and broad spectrum of light was used (Arc Light II, Air Technologies). The characterization of this light source was performed by evaluating the irradiance (mW/cm²), determining the spectra emitted by the light source and the output pattern on the tip of the device. To assess the amount of light passing through the material a spectroradiometer was used (DAS 2100, Labsphere Inc.). The specimens were placed on the surface of a thin glass (0.1 mm) located on the opening of the integrated sphere. The tip of the curing unit was positioned in parallel and lightly touching the sample surface. Data were tabulated and subjected to statistical analysis (two way ANOVA and Tukey test ($\alpha = 0.05$)). The interposition of a restorative material of 0.5 mm thickness caused a loss of energy of approximately 60% and with the increase of the material thickness there was a reduction of the irradiance. The material that showed less energy loss in thickness from 1.0 to 2.0 mm was FC. CR with a thickness of 0.5 mm showed energy loss of 56.2%, and with 1.0 mm, this energy loss increased to 75.4%, similar to the loss observed in zirconia based ceramics. CR, ZK and ZL showed the highest values of radiant energy loss by up to 1.0 mm thick. With 1.5 mm and 2.0 mm, the materials with higher energy loss were: CR and ZK. For all materials, there was a significant increase in energy loss by increasing the thickness of the material and that energy loss is dependent on the type of indirect material. The

violet light (350-425 nm) showed lower penetration capability compared to blue light for all thicknesses and types of indirect restorative material.

Keywords: Dental materials, irradiance, photopolymerization, composite, ceramic, light spectrum.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1. CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS	5
2.1.1. Cerâmicas Feldspáticas.....	5
2.1.2. Cerâmicas Reforçadas Infiltradas por Vidro	6
2.1.3. Cerâmicas Reforçadas Prensadas	7
2.1.4. Cerâmicas Reforçadas Usinadas	7
2.2. RESINAS COMPOSTAS INDIRETAS	9
2.3. CIMENTOS ODONTOLÓGICOS.....	10
2.3.1. Cimentos Resinosos.....	12
2.3.1.1. Cimentos Resinosos Ativados Quimicamente.....	13
2.3.1.2. Cimentos Resinosos Ativados Fisicamente.....	14
2.3.1.3. Cimentos Resinosos Duplamente Ativados.....	17
2.4. APARELHOS FOTOATIVADORES.....	18
2.4.1. Conceitos gerais	18
2.4.2. Aparelhos de Lâmpada Halógena	20
2.4.3. Aparelhos de Laser de Argônio	21
2.4.4. Aparelhos de Arco de Plasma	22
2.4.5. Aparelhos de LED (diodo emissor de luz)	22
3. PROPOSIÇÃO	25
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	26
4.1. OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	27
4.2. AVALIAÇÃO DO ESPECTRO DE LUZ EMITIDO PELO APARELHO FOTOATIVADOR.....	28
4.3. AVALIAÇÃO DO PADRÃO DE SAÍDA DE LUZ ATRAVÉS DA PONTA DO APARELHO FOTOATIVADOR...	31
4.4. ANÁLISE DA PASSAGEM DE LUZ ATRAVÉS DOS DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES	33
5. RESULTADOS	36
5.1. ESPECTRO DE LUZ EMITIDO PELO APARELHO FOTOATIVADOR.....	36
5.2. PADRÃO DE SAÍDA DE LUZ ATRAVÉS DA PONTA DO APARELHO FOTOATIVADOR.....	38
5.3. PASSAGEM DE LUZ ATRAVÉS DOS DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES.....	41
5.3.1. Perda total de irradiância para os diferentes materiais em diferentes espessuras..41	

5.3.2. <i>Passagem de luz, em diferentes comprimentos de onda, através do material restaurador indireto com diferentes espessuras</i>	45
5.3.3. <i>Absorbância dos diferentes materiais restauradores indiretos com diferentes espessuras</i>	51
6. DISCUSSÃO	55
7. CONCLUSÃO	62
REFERÊNCIAS*	63

1. INTRODUÇÃO

Muitos dos procedimentos realizados em Odontologia envolvem, em algum momento, a fotoativação. O processo é aparentemente simples, no entanto, existem muitos fatores envolvidos que podem influenciar no resultado final do procedimento (Price & Felix, 2009; Rueggeberg, 2011). O uso dos compósitos na Odontologia mudou a forma com que os procedimentos odontológicos são vistos e realizados. As primeiras resinas compostas eram as quimicamente ativadas, formadas por uma pasta base e uma pasta catalizadora (Craig, 1981). Essas resinas demonstravam aceitável estética e durabilidade, quando comparadas às resinas acrílicas, porém, sempre houve expectativa por um material que permitisse um maior tempo de trabalho, reduzido tempo de presa, estabilidade de cor e resistência ao desgaste (Paffenberger G, 1974; Rueggeberg et al., 2010; Ferracane, 2011).

A tecnologia envolvendo a fotopolimerização melhorou a qualidade dos procedimentos restauradores utilizando as resinas compostas, entretanto, outros problemas inerentes ao procedimento começaram a ter maior destaque, como: contração e tensão de polimerização, aumento da temperatura intrapulpar, subpolimerização dos compósitos e problemas de compatibilidade entre material restaurador e aparelho fotoativador (Caughman et al., 1995; Rueggeberg, 1999). Com o avanço da tecnologia da fotoativação, os mesmos passaram a utilizar LEDs que emitem luz em mais de um comprimento de onda (3ª geração). Nesse caso, a saída de luz do aparelho se dá de uma forma não homogênea (Price et al., 2010b) e isso pode ter influência no grau de conversão do material restaurador, pois, algumas regiões da resina podem não receber a quantidade de energia suficiente, no comprimento de onda necessário para correta polimerização (Price et al., 2010a).

Em diferentes situações clínicas, tais como: cavidades profundas, grande volume de material restaurador, interposição de um material restaurador indireto, dificuldade de posicionamento do aparelho fotoativador, entre outros, a luz não atinge o material em intensidade adequada para a cura uniforme do mesmo (Price & Felix, 2009; Rueggeberg, 2011). Isso compromete as propriedades físicas do material e, conseqüentemente a durabilidade da restauração. Para contornar esse problema, os fabricantes têm desenvolvido aparelhos fotoativadores de diferentes formatos, potências, espectros de saída de luz, assim como, diferentes compostos fotoiniciadores.

Durante o desenvolvimento da tecnologia das resinas odontológicas, uma combinação de canforoquinona e uma amina terciária tem sido usada como principal mecanismo desencadeador da reação de polimerização (Stansbury, 2000; Ferracane, 2011). A canforoquinona é sensível ao comprimento de luz azul (aproximadamente 460 nm) e, quando uma luz próxima a esse comprimento incide sobre o este composto fotoiniciador, o mesmo atinge um estado de excitação e interage com a amina e produzindo um radical livre que é consumido na reação de polimerização (Price & Felix, 2009). Outros fotoiniciadores foram criados no intuito de se conseguir maior eficiência nesse processo como, por exemplo, a Leucerina TPO [bis(2,3,6-trimetilbenzoila)-fenilfosfinóxido] (Ogunyinka et al., 2007; Neumann et al., 2005). Essa molécula é sensível ao comprimento de luz violeta (aproximadamente 400 nm) e é mais eficiente no processo de polimerização, pois, ao ser sensibilizada, libera radicais livres sem a necessidade de um co-iniciador, como a amina terciária (Stansbury, 2000).

Entretanto, a luz violeta apresenta baixa capacidade de penetração nos materiais odontológicos restauradores, não sendo suficiente para desencadear a reação de polimerização na base do material que apresente este fotoiniciador (Price & Felix, 2009). A quantidade de energia radiante que é perdida no material está diretamente relacionada ao comprimento de onda da luz incidente (Santos et al., 2007; Brodbelt et al., 1980), composição do material, tamanho das partículas,

índices de refração das diferentes fases do material, além das porosidades presente no interior dos materiais restauradores. Dessa maneira, quanto maior a dispersão de luz no interior do material, menor a transmissão da luz no mesmo (Heffernan et al., 2002a; Heffernan et al., 2002b). Essa perda de energia irradiante se dá devido ao efeito de dispersão da luz no interior do material. A razão (R) entre comprimento de onda (λ) e a dispersão se dá pela fórmula $R=1/\lambda^4$, ou seja, para um mesmo material, quanto menor o comprimento de onda, maior a dispersão da luz (Miles et al., 2001). Utilizando-se dessa fórmula, pode-se determinar que a luz violeta apresenta uma dispersão dentro do material, aproximadamente, 2 (duas) vezes maior quando comparada a luz azul.

A composição do material restaurador indireto posicionado entre a fonte de luz e o cimento resinoso também possui influência direta neste efeito de dispersão. As cerâmicas odontológicas, utilizadas atualmente, possuem diferentes composições, morfologias dos cristais e também podem variar de acordo com sua indicação clínica (Conrad et al., 2007; Perdigão, 2007). Esses materiais cerâmicos são, normalmente, compostos por uma fase vítrea e uma fase cristalina. Uma maior quantidade de fase vítrea na composição do material permite maior transmissão de luz no interior do mesmo, melhor estética, porém, menor resistência à fratura e desgaste. Da mesma forma, o aumento no conteúdo cristalino permite aos materiais cerâmicos melhores propriedades físicas (Heffernan et al., 2002b; Heffernan et al., 2002a). Resinas compostas também têm sido utilizadas como materiais restauradores indiretos devido às propriedades físicas e estética aceitável, porém, assim como nas cerâmicas, ocorre uma atenuação da luz no interior do material (Denehy, 2009).

Clinicamente, esse efeito é de extrema importância para a qualidade dos procedimentos restauradores odontológicos. A perda de energia radiante através de um material restaurador indireto posicionado sobre um cimento resinoso pode levar à redução no grau de conversão do mesmo e, conseqüentemente, redução nas suas propriedades físicas, quando comparado a

um material com maior grau de conversão. Alterações em propriedades como a dureza (Caldas et al., 2003; Correr et al., 2005), módulo de elasticidade (Harris et al., 1999), resistência flexural (Lohbauer et al., 2005), resistência de união (Xu et al., 2006) (Staudt et al., 2006), biocompatibilidade (Moin Jan et al., 2001; de Souza Costa et al., 2003), desgaste e falhas na margem (Ferracane et al., 1997; Vandewalle et al., 2004) podem ser observadas.

Materiais resinosos que utilizam fotoiniciadores sensíveis ao comprimento de luz violeta seriam os mais afetados, pois a quantidade de energia no comprimento de onda necessário para sua ativação seria insuficiente na base do material restaurador indireto (Price & Felix, 2009). Desta forma, é importante avaliar a transmissão da luz azul e violeta através de diferentes tipos de peças protéticas, uma vez que os procedimentos restauradores estéticos têm sido realizados em larga escala. Entretanto pouco se sabe sobre o comportamento dessas luzes através dos materiais restauradores indiretos e seus efeitos nos materiais cimentantes.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. *Cerâmicas Odontológicas*

O uso de materiais cerâmicos na Odontologia representou um grande passo na confecção de restaurações indiretas, permitindo ao procedimento restaurador excelente qualidade estética e compatibilidade biológica. Após a introdução das primeiras cerâmicas feldspáticas para utilização em restaurações indiretas, o interesse por materiais restauradores estéticos, livres de metal e biocompatíveis aumentou entre pacientes e clínicos. Porém, essa nova classe de materiais apresentava uma alta friabilidade quando comparada aos materiais metálicos. Sendo assim, a busca pelo desenvolvimento de materiais com melhores propriedades mecânicas, assim como estéticas, tem sido um grande desafio. O aumento no conteúdo cristalino dos materiais cerâmicos permitiu um aumento na resistência das cerâmicas odontológicas (Denry et al., 1996; Qualtrough & Piddock, 1997). Em busca por melhores propriedades físicas e mecânicas, na década de 60, surgiram as primeiras cerâmicas com adição de alumina (Al_2O_3). Ainda assim, alguns problemas permaneceram como o lascamento, propagação de trincas, baixa resistência à tração, limitando seu uso na Odontologia. Por volta da década de 70, o uso da zircônia na Medicina se estendeu à Odontologia (McLean & Hughes, 1965; Sjogren et al., 1999; Conrad et al., 2007).

2.1.1. *Cerâmicas Feldspáticas*

As primeiras cerâmicas utilizadas para a confecção de restaurações indiretas em Odontologia foram as feldspáticas, utilizadas, normalmente, em associação a metais (Higashi et al., 2006). Essas cerâmicas apresentam excelente

qualidade estética, mimetizando com fidelidade as estruturas dentárias (Craig, 1989). A cerâmica feldspática pode ser definida como um vidro, composto por feldspato de potássio ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) e pequenas adições de quartzo (SiO_2), sendo que em altas temperaturas, o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída de leucita ($KAlSi_2O_6$ ou $K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$) (Conrad et al., 2007; Della Bona, 2009). A fase vítrea é responsável pela viscosidade e expansão térmica do material, enquanto a fase cristalina está relacionada com as propriedades mecânicas e ópticas (Heffernan et al., 2002b; Heffernan et al., 2002a). Seu uso se estende desde restaurações metalocerâmicas até cerâmicas com baixo conteúdo de leucita (coroas, inlays, onlays e facetas laminadas) (Conrad et al., 2007; Della Bona, 2009). Essas cerâmicas são, normalmente, confeccionadas a partir da técnica de condensação sobre troquel refratário. No entanto, a evolução das cerâmicas ocorreu não somente nas propriedades destes materiais, mas, também, nos métodos de obtenção destes, podendo ser, inclusive do tipo usinável (Higashi et al., 2006). A partir do reforço das cerâmicas, um novo estágio no desenvolvimento das restaurações em cerâmica teve início, permitindo um equilíbrio entre estética e resistência.

2.1.2. Cerâmicas Reforçadas Infiltradas por Vidro

Um dos primeiros sistemas cerâmicos reforçados surgiu na década de 80 (in-Ceram, Vita, Alemanha) e utilizava a técnica de slip-casting para construir uma infra-estrutura em alumina. Em seguida, um vidro de óxido de lantânio era infiltrado (La_2O_3). A cobertura era realizada com uma cerâmica feldspática convencional até atingir a estética desejável (Anusavice, 2003; Higashi et al., 2006). A adição de aproximadamente 30% de zircônia (ZrO_2) (in-Ceram Zirconia, Vita, Alemanha), promoveu um aumento significativo nos valores de resistência à

flexão aumentando, assim, as indicações do uso das cerâmicas, como por exemplo, estruturas de próteses fixas (Della Bona, 2009).

2.1.3. Cerâmicas Reforçadas Prensadas

Outro método de obtenção de restaurações indiretas cerâmicas é através da prensagem/injeção (Dong et al., 1992). Este método é semelhante ao da cera perdida usada nas restaurações metálicas fundidas, porém, a cerâmica é injetada com pressão e temperatura controladas em um forno especial. Este sistema demonstrou como vantagem um aumento do conteúdo de leucita (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) permitindo uma diminuição da contração, além de melhores propriedades ópticas e estéticas (Dong et al., 1992). O surgimento de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), por volta dos anos 90, com cerca de 60% de matriz cristalina, em volume, foi possível equilibrar as propriedades mecânicas e estéticas, pois o índice de refração dos cristais de dissilicato de lítio é semelhante ao da matriz vítrea. Estes materiais são utilizados para confecção de coroas totais anteriores e posteriores, assim como para próteses fixas de três elementos (Conrad et al., 2007; Perdigão, 2007).

2.1.4. Cerâmicas Reforçadas Usinadas

Nos anos 90 surgiram, também, os primeiros sistemas cerâmicos usináveis em Odontologia. Os sistemas conhecidos por CAD-CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) utilizava um scanner mecânico, o qual realizava uma leitura do modelo, permitindo a construção de um modelo digital (Procera, Nobel Biocare, Suécia). Através de modelagem digital, as infraestruturas eram desenhadas e enviadas a um centro de usinagem que

confeccionava um coping com 99,5% de alumina. A restauração era finalizada com uma cerâmica de cobertura específica (Francischone & Vasconcelos, 2000; Higashi et al., 2006). Estas restaurações estão indicadas tanto para coroas unitárias quanto para reabilitações extensas. Com o avanço da tecnologia envolvendo o CAD-CAM, surgiu o interesse pelas cerâmicas à base de zircônia. Conhecida por seus altos valores de tenacidade à fratura e dureza, a zircônia apresenta alta resistência ao desgaste, baixa condutividade elétrica e térmica e alto módulo de elasticidade (Della Bona, 2009). A zircônia é um material polimórfico que pode se apresentar em 3 formas estruturais: 1- Cúbica, quando a uma temperatura de cerca de 2680 °C (ponto de fusão); 2- Tetragonal, quando entre 1170 °C e 2670 °C; 3- Monoclínica, quando abaixo de uma temperatura de 1170 °C (3-5% maior em volume quando comparada à fase tetragonal) (Conrad et al., 2007). O óxido de ítrio (Y_2O_3) é adicionado à zircônia pura para estabilizar a zircônia em sua fase tetragonal a uma temperatura ambiente.

Quando uma tensão de tração se desenvolve na ponta de uma trinca, promove uma transformação da fase tetragonal em monoclínica e, conseqüentemente, uma expansão localizada de 3-5% (Anusavice, 2003; Conrad et al., 2007; Cavalcanti et al., 2009b; Della Bona, 2009). A resistência ativa à propagação de trincas é responsável pela alta resistência flexural desses materiais (Yilmaz et al., 2007). Os sistemas cerâmicos à base de zircônia disponíveis atualmente no mercado incluem cerâmicas com um alto conteúdo de dióxido de zircônia (maior que 90%), estabilizadas por ítrio, chamadas Y-TZP e as cerâmicas infiltradas por vidro com 35% de zircônia parcialmente estabilizada, podendo ser indicadas para diversos usos em Odontologia, desde elementos unitários a infraestruturas de próteses fixas extensas (Anusavice, 2003; Yoshida et al., 2006; Wolfart et al., 2007; Cavalcanti et al., 2009a). Entre o material restaurador odontológico e a estrutura dental, existe a necessidade da interposição de um agente cimentante que promova a união entre os diferentes substratos envolvidos (Anusavice, 2003; Della Bona, 2009). Para fixação dos materiais cerâmicos são

indicados os cimentos resinosos, que para a maioria dos casos, necessitam ser fotoativados através da peça protética.

2.2. Resinas Compostas Indiretas

O uso de resinas compostas a partir de uma técnica indireta surgiu por volta dos anos 80. As resinas compostas utilizadas para confecções de restaurações indiretas, na época, eram microparticuladas apresentando uma resistência insuficiente às tensões oclusais, ou seja, baixa resistência coesiva, baixa resistência ao desgaste e alteração de cor (Touati & Aidan, 1997). O aumento do conteúdo inorgânico somente permitiu um aumento da resistência à flexão (Leinfelder, 1997), porém não ofereceu melhorias quanto à resistência ao desgaste e dureza (Mandikos et al., 2001).

A grande vantagem do uso da técnica indireta é que a polimerização do material ocorre em meio extra-oral, não havendo, portanto, o desenvolvimento de tensões de contração na interface dente/restauração durante a confecção da restauração (Leinfelder, 1997; Touati & Aidan, 1997; Van Meerbeek et al., 2001). A contração, neste caso, ocorre durante o processo de cimentação da peça, quando do uso de um cimento resinoso, no entanto, em menor escala devido à fina espessura de material resinoso. Quando comparada à técnica direta, essa técnica permite um menor risco de infiltração marginal na restauração (Robinson et al., 1987).

As resinas utilizadas para restaurações indiretas apresentam basicamente a mesma composição das resinas compostas para uso direto (Denehy, 2009). A diferença é o grau de conversão que cada material apresenta, ou seja, a resina indireta apresenta uma maior taxa de polimerização (6 a 44% maior) quando comparada à direta. Esse aumento no grau de conversão é atingido através da aplicação de calor e pressão, maior tempo de exposição e

confeção em ambientes livres de oxigênio. Por exemplo, para o sistema Isovital (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), a restauração era confeccionada sobre troquéis e polimerizada sob calor de 120°C e pressão de 6,0 atm. por seis minutos. O aumento do grau de conversão permite um aumento na resistência ao desgaste e módulo de elasticidade (Leinfelder, 1997).

As resinas compostas indiretas podem ser classificadas em: primeira geração, geração intermediária e segunda geração (Touati & Aidan, 1997). As resinas da primeira geração eram microparticuladas e apresentavam baixa resistência à flexão, baixo módulo de elasticidade e baixa resistência ao desgaste, devido à pequena porcentagem de conteúdo inorgânico (33%). As resinas de geração intermediária eram microhíbridas, porém, não apresentavam propriedades físicas e mecânicas como as de segunda geração, que eram resinas micro híbridas com alta resistência à flexão, alto conteúdo inorgânico (66%), pequena contração de polimerização e resistência ao desgaste semelhante ao esmalte.

Atualmente, algumas resinas compostas para uso indireto são apresentadas em blocos usináveis semelhante as cerâmicas usinadas em sistemas CAD/CAM (computer-aided design / computer-aided manufacturing). As restaurações de compósitos indiretos apresentaram como vantagens, quando comparadas às cerâmicas, a facilidade de acabamento e polimento, ajuste da superfície oclusal, baixo desgaste da dentição antagonista e maior resistência de união com os cimentos resinosos (Goracci et al., 2006; Hikita et al., 2007).

2.3. Cimentos Odontológicos

Idealmente, um cimento odontológico deveria apresentar adesão aos diferentes substratos envolvidos no processo de cimentação (tecidos dentais mineralizados e material restaurador), resistência adequada à dissolução no

ambiente bucal e propriedades mecânicas suficientes para resistir às forças transmitidas ao cimento através da restauração, como resistência à tração e compressão. Outras propriedades desejáveis incluem altos valores de dureza e módulo de elasticidade, biocompatibilidade, propriedades estéticas, cariostático, radiopaco, tempos de trabalho e presa aceitáveis e de fácil manipulação (Rosenstiel et al., 1998; Prakki & Carvalho, 2001; Burke, 2005a; Pegoraro et al., 2007). Não existe um material disponível, atualmente no mercado, com todas as características citadas acima, sendo necessário uma seleção adequada para cada uma das diferentes situações clínicas (Rosenstiel et al., 1998). Além disso, a adesão aos diferentes substratos envolvidos em uma restauração indireta permitiria uma melhor redistribuição da carga oclusal, reduzindo as tensões no material e, conseqüentemente, o potencial de fratura do material (Calamia, 1985; Jones et al., 1986; Aida et al., 1995; Blatz et al., 2003; Burke, 2005a).

Para a cimentação de restaurações indiretas em Odontologia, um dos primeiros materiais utilizados foi o cimento de fosfato de zinco, introduzido no mercado há mais de 200 anos e ainda utilizado atualmente (Hill, 2007). Este material apresenta excelentes propriedades físicas, facilidade de uso e bom desempenho clínico, porém, a alta solubilidade no ambiente oral e ausência de adesão aos substratos tem limitado sua indicação (Rosenstiel et al., 1998; Burke, 2005a; Burke, 2005b; Pegoraro et al., 2007). Além disso, a integridade marginal nas restaurações indiretas cimentadas com esse material revelou uma alta degradação e friabilidade (Gorodovsky & Zidan, 1992; Li & White, 1999). A busca por adesividade às estruturas dentárias levou ao desenvolvimento de cimentos como o cimento de poliacrilato de zinco e os cimentos de ionômero de vidro convencionais e modificados por resina. Estes materiais apresentam uma adesão química ao substrato dental através de ligações iônicas com o cálcio e o fosfato presentes no esmalte e dentina, além de apresentarem propriedades de liberação de flúor (Hill, 2007; Weiner, 2007). Porém, uma maior solubilidade em ambiente oral e baixa resistência coesiva tornaram o uso destes materiais reduzido (Anusavice, 2003; Hill, 2007; Pegoraro et al., 2007).

2.3.1. Cimentos Resinosos

A partir da técnica do condicionamento ácido do esmalte introduzida em 1955 (Buonocore, 1955) e da criação de um material a base de Bis-GMA (bisfenol A diglicidil metacrilato) (Bowen, 1962), os materiais restauradores estéticos e com propriedades de adesão às estruturas dentais vêm sofrendo constante desenvolvimento, assim como os cimentos odontológicos (Rosenstiel et al., 1998). Para a cimentação de restaurações indiretas, os cimentos resinosos têm sido nos últimos anos o material de escolha (el-Mowafy et al., 1999; Kramer et al., 2000). Os cimentos resinosos à base de metacrilato de metila estão disponíveis no mercado desde os anos 50, porém, uma grande evolução destes materiais tem ocorrido em função das propriedades mecânicas e estéticas. Basicamente, estes materiais são resinas compostas com um conteúdo de carga inorgânica reduzida (Weiner, 2007). O compósito odontológico é definido como uma combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes com interface distinta separando os componentes (Anusavice, 2003). São formados por uma base de monômeros resinosos, geralmente bisfenol A diglicidil metacrilato (Bis-GMA), uretano dimetacrilato (UDMA) e trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA), associada às partículas de carga inorgânicas, tratadas por um agente de união denominado silano (Hill, 2007). A baixa concentração de partículas inorgânicas, em volume, permite ao cimento resinoso possuir baixa viscosidade, bom escoamento e fluidez adequada (Prakki & Carvalho, 2001).

Os cimentos resinosos podem ser classificados, de acordo com a normatização da ISO 4049 (The International Organization for Standardization) da seguinte forma: Classe I – cimentos ativados quimicamente, a partir da mistura de um iniciador e um ativador; Classe II – cimentos ativados fisicamente (por uma fonte de luz); Classe III – cimentos ativados por dupla ativação (dual), química e física. A combinação das duas formas de ativação, química e física, busca unir as propriedades desejáveis de cada uma destas formas de ativação, permitindo uma

adequada polimerização em regiões em que a luz não consegue atingir com intensidade adequada, maior controle dos tempos de trabalho e presa e, conseqüentemente, melhores propriedades físicas e mecânicas do compósito quando comparados apenas à ativação química (Peutzfeldt, 1995; Qualtrough & Piddock, 1997; el-Mowafy et al., 1999; Foxton et al., 2003).

2.3.1.1. Cimentos Resinosos Ativados Quimicamente

Os cimentos resinosos ativados quimicamente são apresentados em duas pastas, uma contendo o iniciador (peróxido de benzoíla), e a outra o ativador (amina terciária) (Anusavice, 2003). A polimerização dos cimentos resinosos ativados quimicamente se inicia a partir de uma mistura de duas pastas. Uma proporção inadequada das duas pastas pode levar a um excesso de amina sem reação no interior do material que provoca, a partir de uma oxidação, a descoloração da resina. Além disso, uma mistura incorreta pode resultar em uma microestrutura não uniforme e a incorporação de bolhas de ar no interior do material, alterando as propriedades físicas do mesmo (St-Georges et al., 2002; Pegoraro et al., 2007). A falta de controle do tempo de trabalho dificulta as etapas clínicas de cimentação, uma vez que sua solidificação inicia-se logo que os componentes são misturados. Uma vantagem observada para os cimentos resinosos ativados quimicamente é um adequado grau de conversão, sendo indicado para situações onde não é possível realizar uma fotoativação adequada como no caso de metalocerâmicas e retenções intracanáis como os núcleos metálicos fundidos (Sensi & Webley, 2007).

2.3.1.2. Cimentos Resinosos Ativados Fisicamente

Na década de 70, surgiram os compósitos ativados por luz. Os primeiros compósitos odontológicos eram sensíveis ao comprimento de onda de luz ultravioleta, que apresentava propriedades danosas, tanto ao operador quanto ao paciente e, devido a sua baixa penetração, proporcionava propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias aos mesmos (Peutzfeldt & Asmussen, 2000; Sahafi et al., 2001). Em comparação com a ativação química, a ativação por luz ultravioleta permitiu ao dentista aumento no tempo de trabalho com redução da influência da variável humana nas propriedades do material. No entanto, a profundidade de polimerização limitada, insuficiente polimerização em locais inacessíveis à luz, necessidade de equipamentos específicos, e caros, que requeriam manutenção periódica se tornaram problemas a serem solucionados (Lee et al., 1976).

Mais tarde, os compósitos passaram a ser fotoativados pela luz visível, que sensibilizavam fotoativadores específicos, sensíveis a estes comprimentos de onda. Além do menor risco à saúde, o uso de aparelhos fotoativadores que emitiam luz visível, permitiu aos materiais restauradores, uma maior profundidade de polimerização e um menor tempo de exposição à luz (Ruyter & Oysaed, 1982). O desenvolvimento de novas moléculas com propriedades fotoiniciadoras, biocompatíveis, com melhor reatividade e menor migração para superfície, tem sido desenvolvidas a fim de diminuir as reações adversas. Outras propriedades também são de extrema importância para que o material resinoso, que contenha esses fotoiniciadores, atinja suas propriedades físicas adequadas como: alta absorção de luz na região do espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador, alta capacidade de gerar espécies ativas, solubilidade nos materiais, baixa degradação química antes e após a reação, inodoro, estético e de fácil manuseio. Nas reações de polimerização por adição, as espécies ativas geradas a partir das substâncias fotoiniciadoras, são chamadas de radicais livres. Na reação, o radical

livre age sobre os monômeros presentes no material induzindo a formação, o crescimento e até a terminação das cadeias poliméricas.

Os fotoiniciadores que geram radicais livres recebem uma classificação baseada no mecanismo pelo qual os radicais são formados. Os do Tipo I após a absorção de luz geram radicais por fragmentação da molécula, como exemplo a Fenilpropanodiona (PPD). No Tipo II, após a absorção de luz, a molécula em seu estado excitado, interage com uma segunda substância, doadora de hidrogênio, para que os radicais possam ser gerados. Nesse caso, a substância que absorve luz é chamada de fotoiniciador (por exemplo a canforoquinona), e a doadora de hidrogênio é chamada de co-iniciador (por exemplo, uma amina terciária) (Allen, 1996).

Quando a energia da luz visível é irradiada sobre o compósito, fótons chocam-se com as moléculas do fotoiniciador, que são então ativadas e entram no "estado tripleto" ou estado reativo (Price et al., 2003). Se o fotoiniciador, nesse estado reativo, colidir com a amina, haverá a formação de radicais livres, devido à transferência dos elétrons. Os radicais livres são moléculas com elétrons sem par que buscam ligações, por exemplo, com as unidades monoméricas, quebrando as ligações duplas das mesmas. A polimerização consiste na quebra das ligações duplas do monômero e consequente ligação com outros monômeros, resultando em uma molécula de unidades monoméricas repetidas, ou polímero. Quanto maior a quantidade de fótons que atingem os fotoiniciadores, maior o potencial de formação de radicais livres (Rueggeberg, 1999).

Os cimentos resinosos atuais são, normalmente, fotoativados por luz visível, dentro da faixa de luz azul (entre 400 – 500 nm), e utilizam geralmente uma di-cetona como fotoiniciador, a canforoquinona, que necessita de uma molécula co-iniciadora para a geração de radicais livres. A canforoquinona apresenta um pico máximo de absorção no comprimento de onda de 468 nm atingindo um estado de excitação, que pode interagir com um agente redutor (molécula doadora de elétrons), como uma amina terciária, gerando radicais livres.

Dos diferentes agentes redutores ou co-iniciadores, os mais reativos são as aminas terciárias, aminas secundárias e aminas primárias, respectivamente (Cook, 1992; Allen, 1996; Rueggeberg, 1999; Stansbury, 2000; Neumann et al., 2006).

Apesar da associação entre a canforoquinona e a amina terciária ser a mais utilizada, atualmente, nos compósitos odontológicos, a mesma apresenta algumas desvantagens. A coloração amarelada da canforoquinona influencia significativamente na coloração dos compósitos (Cook & Chong, 1985; Blackman et al., 1990; Park et al., 1999; Neumann et al., 2005; Ogunyinka et al., 2007). As aminas também apresentam influência na coloração das resinas compostas, além de apresentarem um efeito tóxico e mutagênico. O sistema canforoquinona/amina é sensível, também, a situações extremas como o baixo pH de sistemas adesivos auto-condicionantes, podendo levar a uma polimerização insuficiente ou degradação precoce (Ilie & Hickel, 2008).

A busca por novos fotoiniciadores que podem elevar o grau de conversão do material, ou diminuir o tempo de exposição à luz, tem sido explorada. O uso de moléculas fotoiniciadoras mais eficientes permite uma redução da sua concentração que pode, assim, levar a melhores propriedades estéticas (como estabilidade de cor em restaurações estéticas) e uma redução da inibição do processo de polimerização pelo oxigênio (Stansbury, 2000). Atualmente, alguns compósitos, especialmente os de cores mais claras, utilizados para a restauração de dentes clareados, utilizam sistemas fotoiniciadores ou co-iniciadores alternativos como o PPD (fenilpropanodiona), Leucerina TPO (óxido mono-álquil fosfínico) e o BAPO (óxido bis-álquil fosfínico) (Park et al., 1999; Asmussen & Peutzfeldt, 2002; Emami & Soderholm, 2005; Neumann et al., 2006; Ogunyinka et al., 2007).

No entanto, diferentemente da canforoquinona, estes fotoiniciadores são ativados por comprimentos de onda menores que 450 nm (Brandt et al., 2000; Mills et al., 2002). O espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador possui forte

influência na polimerização do material. As propriedades físicas e mecânicas demonstradas pelo compósito restaurador estão diretamente relacionadas ao espectro de luz e irradiância emitidos pelo aparelho e a quantidade máxima de energia absorvida por um fotoiniciador em um determinado comprimento de onda (Stahl et al., 2000; Neumann et al., 2005; Neumann et al., 2006; Schroeder & Vallo, 2007).

É importante observar que a fotoativação de um cimento resinoso, é realizada indiretamente, através de um material restaurador. O aumento da espessura deste material restaurador gera uma maior dispersão e absorção da luz no interior do mesmo, atenuando, assim, a energia que incide sobre o cimento resinoso (Watts & Cash, 1994; Brandt et al., 2000; Price & Felix, 2009). Estes cimentos ativados fisicamente apresentam excelente estabilidade de cor ao longo dos anos (Sensi & Webley, 2007), no entanto, sua indicação está limitada às restaurações que permitam a passagem de luz, como facetas de cerâmica e peças com menos de 2 mm de espessura e baixa opacidade (el-Mowafy et al., 1999). As propriedades físicas e mecânicas de um cimento resinoso estão diretamente relacionadas ao grau de conversão do cimento, que depende da quantidade de energia recebida durante o processo de fotoativação (Blackman et al., 1990; Rueggeberg et al., 1994; Leirskar et al., 1999; Halvorson et al., 2003).

2.3.1.3. Cimentos Resinosos Duplamente Ativados

Os cimentos resinosos de dupla ativação (dual) buscam uma combinação das propriedades desejáveis das formas de ativação química e física (Burke, 2005a; Burke, 2005b). A porção ativada fisicamente possibilita ao operador um maior controle do tempo de trabalho e presa, facilidade na remoção dos excessos e aceitável grau de conversão imediato. A porção ativada quimicamente, garante ao cimento uma polimerização adequada, independente da

quantidade de energia irradiante que chega na região (Prakki & Carvalho, 2001; Arrais et al., 2007; Pegoraro et al., 2007; Sensi & Webley, 2007; Weiner, 2007). Este material se apresenta na forma de duas pastas, com iniciador e ativador, assim como nos cimentos resinosos ativados quimicamente, e, além disso, moléculas fotossensíveis em uma, ou nas duas, pastas como nos cimentos ativados fisicamente por luz (Pegoraro et al., 2007). A ativação pela luz garante um maior grau de conversão a estes cimentos resinosos, tendo em vista que, apenas a ativação química não proporciona um adequado grau de conversão para estes materiais. Portanto, a irradiação com determinada intensidade de energia é de extrema importância para que os cimentos resinosos atinjam as propriedades físicas e mecânicas desejáveis (Piwowarczyk et al., 2004; Arrais et al., 2007; Sensi & Webley, 2007).

2.4. Aparelhos fotoativadores

2.4.1. Conceitos gerais

Para a polimerização adequada dos materiais à base de resina, o uso de uma fonte de luz irradiante no comprimento de onda necessário para a sensibilização do fotoiniciador se faz necessária. A potência do aparelho é medida em watts (W), que corresponde à quantidade de energia, em joules (J), distribuída em um segundo. A irradiância (mW/cm^2) é um fator de extrema importância para o processo de fotoativação, assim como o tempo de exposição do material à luz. A irradiância, ou densidade de potência, pode ser definida como a potência útil do aparelho em Watts (W) dividida pela área da ponta do aparelho, em centímetros quadrados (cm^2) (Hansen & Asmussen, 1993; Kirkpatrick, 2005). Uma densidade de potência insuficiente prejudica as propriedades do material, tais como o grau de conversão, podendo levar a desgaste e fratura nas margens, redução da dureza e

módulo de elasticidade e aumento da toxicidade (Caughman et al., 1995; Ferracane et al., 1997; Harris et al., 1999; Rueggeberg, 1999; Munksgaard et al., 2000). A intensidade da luz e o comprimento de onda emitido dependem diretamente do tipo de aparelho fotoativador utilizado (Leonard et al., 2002).

As resinas compostas polimerizadas pela luz visível representaram um avanço em relação à profundidade de polimerização quando comparadas às resinas ativadas pela luz ultravioleta. A quantidade de energia que é absorvida pelos agentes fotoiniciadores depende do aparelho fotoativador utilizado, composição do produto e possíveis falhas no interior do material (Brodbelt et al., 1980; Heffernan et al., 2002b; Heffernan et al., 2002a; Santos et al., 2007; Jimenez-Planas et al., 2008). A luz ultravioleta, devido ao seu baixo comprimento de onda, apresenta uma alta dispersão no interior dos materiais (Miles et al., 2001). As resinas com micropartículas apresentam baixa profundidade de cura comparada com todas as demais, devido ao espalhamento da luz causada pelas partículas de sílica aglomeradas com um diâmetro de aproximadamente 0,15 μm . O espalhamento de luz máximo ocorre quando as partículas do compósito apresentam, aproximadamente, um diâmetro próximo ao valor do comprimento de onda irradiado (Ruyter & Oysaed, 1982; Turssi et al., 2005). Além disso, entre os diferentes tipos de carga, as partículas de carga com maior densidade absorvem mais luz que as de menor densidade (Emami et al., 2005). Para aumentar a eficiência, as pontas dos aparelhos devem ser mantidas o mais próximo possível do compósito durante os procedimentos de fotoativação (Vandewalle et al., 2004).

A profundidade de polimerização observada para as resinas compostas é de, aproximadamente, 2 mm (Caughman et al., 1995). Com o aumento da espessura do material restaurador, ocorre uma redução na quantidade de energia irradiante que atinge a base do mesmo (Leonard et al., 2002; Uhl et al., 2002). Além disso, a distribuição espacial da irradiância das unidades fotoativadoras, através da ponta dos aparelhos, não é simétrica e nem distribuída uniformemente podendo apresentar influência significativa na polimerização do material

restaurador. O valor calculado para a irradiância não representa a distribuição da irradiância ao longo de toda a ponta dos aparelhos (Price et al., 2010b).

2.4.2. Aparelhos de Lâmpada Halógena

Os primeiros aparelhos, e mais tradicionais, que emitem luz visível são compostos de lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) (lâmpadas halógenas). Este aparelho é constituído por um bulbo refletor de luz à base de quartzo, preenchido com um gás halógeno, que envolve um filamento de tungstênio preso em dois eletrodos condutores de corrente elétrica que, ao aquecer o filamento, produz uma energia luminosa de amplo espectro de luz e calor (Burgess et al., 2002). Esta luz branca é bloqueada por filtros específicos que reduzem a radiação infravermelha, que produz calor, e selecionam o comprimento de onda de luz azul para a fotoativação dos compósitos odontológicos, que possuem canforoquinona como fotoiniciador (Rueggeberg, 1999; Burgess et al., 2002). Essa é a região de máxima absorção da canforoquinona, que ocorre no intervalo entre 400 e 550 nm. O comprimento de onda mais eficiente para a polimerização de um compósito utilizando a associação entre canforoquinona e amina terciária seria entre 468 a 470 nm (Nomoto, 1997).

Estes aparelhos possuem tecnologia de baixo custo e são muito acessíveis (Cefaly et al., 2005). No entanto, essas fontes de luz apresentam uma diminuição da intensidade de luz emitida com o tempo devido, a degradação do bulbo e seu refletor, rompimento do filtro e danos nas pontas de fibra óptica. O bulbo da lâmpada halógena apresenta um tempo de vida útil limitado de, aproximadamente, 100 horas. Além disso, estes aparelhos necessitam de um sistema de ventilação, pois o calor produzido possui grande influência na vida útil e potência da lâmpada (Burgess et al., 2002). Todos esses fatores podem resultar na redução da efetividade de polimerização das unidades fotoativadoras ao longo

do tempo e conseqüente redução nas propriedades físicas e mecânicas das restaurações de compósitos (Yoon et al., 2002).

2.4.3. Aparelhos de Laser de Argônio

O laser de argônio foi introduzido na Odontologia com o objetivo de aumentar os efeitos do clareamento dental. Na Europa ainda é utilizado para este fim. O termo "Laser" se origina do inglês, "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", que em português pode ser traduzido como "Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação". Os materiais restauradores fotoativados com este aparelho demonstraram boas propriedades físicas e, devido à alta potência do aparelho, necessitam de um menor tempo de exposição para polimerizar de forma adequada os materiais, quando comparado ao QTH (Kelsey et al., 1989). O espectro de luz emitido por esse aparelho apresenta um pico de energia em 488 nm, que coincide com o pico de absorção da canforoquinona e produz também outros picos menores em 457 e 468 nm que também colaboram para polimerização (Kelsey et al., 1992). O maior pico de energia deste aparelho se encontra em 514 nm, sendo utilizado para hemostasia de tecidos, porém, esta frequência é filtrada nos aparelhos comercialmente disponíveis.

A resina composta fotoativada com o laser pode apresentar propriedades físicas e mecânicas superiores ou semelhantes às aquelas ativadas por uma fonte de luz halógena (Kelsey et al., 1989; Cobb et al., 1996; Vargas et al., 1998). No entanto, o seu tamanho ocupa um grande espaço no consultório odontológico, possuem ventiladores barulhentos, vida útil limitada (finita) e um espectro de luz estreito, podendo não atingir outros fotoiniciadores além da canforoquinona (Rueggeberg, 1999; Burgess et al., 2002).

2.4.4. Aparelhos de Arco de Plasma

O arco de plasma foi desenvolvido no início dos anos 60 e inicialmente utilizado para realização de exames (como endoscopia e colonoscopia) e pequenas cirurgias. Os aparelhos de arco de plasma foram utilizados na Odontologia com o intuito de reduzir o tempo de fotoativação das restaurações feitas com resina composta, devido à sua alta irradiância (cerca de 2000 mW/cm²), capaz de ativar uma maior quantidade de fotoiniciadores (Cobb et al., 1996; Small, 2001). Essa irradiância é possível devido a um alto potencial elétrico induzido entre dois eletrodos de tungstênio, separados por uma pequena distância, envoltos por uma câmara pressurizada preenchida com gás inerte eletricamente condutível (xenônio, hélio ou neon). Quando uma faísca é gerada entre os eletrodos, a mesma ioniza o gás presente na câmara liberando uma energia irradiante (Rueggeberg, 2011).

Essas unidades fotoativadoras produzem um amplo espectro de luz, emitindo comprimentos de onda desde a região do ultravioleta até o infravermelho, sendo filtrado, na Odontologia, nos comprimentos de onda necessários para ativação dos materiais a base de resina (Rueggeberg, 1999; Burgess et al., 2002). O espectro de luz deste equipamento varia entre 380 a 500 nm, tendo seu pico de energia em 460 nm (coincidindo com o pico máximo de absorção da canforoquinona).

2.4.5. Aparelhos de LED (diodo emissor de luz)

Os aparelhos fotoativadores com diodos emissores de luz (LED) foram introduzidos como uma fonte de energia alternativa para a polimerização de materiais restauradores na Odontologia. Os LEDs utilizam semicondutores à base de nitrato de gálio para geração de luz azul (Rueggeberg, 1999; Burgess et al.,

2002; Yoon et al., 2002). Os aparelhos de LED produzem luzes em comprimentos de onda específicos comumente próximos do pico de absorção máxima da canforoquinona, entre 450 e 490 nm (Price et al., 2003). Estes aparelhos requerem menor quantidade de energia para operar, ou seja, podem ser utilizados com bateria. Além disso, como o comprimento de onda é específico, esses aparelhos não emitem comprimentos de onda próximo ao infravermelho, não necessitam de resfriamento, são mais silenciosos e portáteis. Estes aparelhos apresentam pouca degradação da intensidade emitida com o tempo e não necessitam de refletores e filtros (Burgess et al., 2002; Leonard et al., 2002).

Os primeiros aparelhos, de primeira geração, surgiram por volta do ano 2000 e utilizavam até 7 LEDs para conseguir uma potência suficiente para ativar a canforoquinona. Porém, mesmo com uma grande quantidade de LEDs, a potência gerada não era suficiente quando comparado aos de lâmpada halógena. Estes aparelhos apresentavam uma baixa intensidade de luz, incapazes de polimerizar as resinas compostas adequadamente em profundidade, resultando em restaurações com propriedades físicas e mecânicas insuficientes (Uhl et al., 2002; Ernst et al., 2004; Uhl et al., 2004). A tecnologia das baterias utilizadas na época também não permitia o desempenho desejado ao aparelho. Com o avanço dessa tecnologia foi possível concentrar a faixa de exposição do aparelho no intervalo de maior absorção da canforoquinona, não perdendo tanta energia como os demais aparelhos da época (Rueggeberg et al., 2005).

A segunda geração destes equipamentos surgiu a partir da evolução dos mesmos. Fabricantes concentraram diversos LEDs em apenas um chip e os mesmos emitiam luz no espectro específico para Odontologia. A principal característica dessa geração de aparelhos é o aumento na potência, que permitiu uma redução significativa no tempo de fotoativação (Park et al., 1999; Rueggeberg, 2011). Porém, o aumento dessa potência em uma pequena área, levou a um aumento da temperatura do aparelho. No entanto, o espectro de luz desses aparelhos é específico (450 a 470 nm), assim, estas fontes de luz se

limitam as resinas compostas que apresentam a canforoquinona como principal fotoiniciador. Algumas resinas utilizam outros componentes fotoiniciadores os quais absorvem luz com menor comprimento de onda (como a luz violeta) (Burgess et al., 2002; Uhl et al., 2002; Uhl et al., 2004). Esse foi outro problema a ser solucionado, pois, algumas resinas não eram adequadamente polimerizadas utilizando esse equipamento (Uhl et al., 2004).

A terceira geração de LEDs veio para solucionar esse problema, permitindo a polimerização de resinas que contenham fotoiniciadores diferentes da canforoquinona. Isso foi alcançado ao se incluir um LED que emite luz no comprimento de onda da luz violeta em arranjo com outras luzes no comprimento de onda da luz (Price et al., 2010a; Price et al., 2010b). Um fabricante incluiu, inclusive, dois tipos diferentes de LEDs de luz azul (em dois comprimentos de onda diferentes) e um LED de luz violeta em um único aparelho para que o espectro de luz atinja a maioria dos fotoiniciadores utilizados atualmente em Odontologia (Rueggeberg et al., 2010).

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo geral do presente estudo foi avaliar o comportamento da luz, em diferentes comprimentos de onda, através de materiais restauradores com diferentes espessuras.

Os objetivos específicos foram:

- Avaliar a perda total de irradiância emitida por um aparelho fotoativador, através de materiais restauradores indiretos (resina composta, cerâmica feldspática e cerâmicas a base de zircônia) em diferentes espessuras;
- Analisar a passagem de luz de comprimentos de onda específicos (violeta e azul) através dos diferentes materiais restauradores indiretos e analisar a proporção de luz violeta / azul que é absorvida pelo material;
- Determinar a absorbância dos materiais restauradores indiretos, em diferentes espessuras, para três diferentes comprimentos de onda (violeta, azul e verde).

4. MATERIAL E MÉTODOS

A análise da passagem de luz foi realizada, em diferentes comprimentos de onda, através de quatro materiais restauradores odontológicos utilizados para CAD-CAM. Para este estudo foram utilizados: uma resina composta indireta (Lava Ultimate, 3M ESPE, EUA), uma cerâmica feldspática (VitaBlocs, VITA, Alemanha), duas cerâmicas a base de zircônia (Katana, Noritake, Japão; Lava, 3M ESPE, EUA). Os materiais utilizados neste estudo estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Materiais restauradores indiretos utilizados neste estudo.

Material	Fabricante	Cor	Tipo	Composição
Lava Ultimate	3M ESPE	A2LT	Resina Composta Indireta	80% inorgânico, 20% orgânico (volume). Nanopartículas de sílica (20nm de diâmetro), nanopartículas de zircônia (4 a 11nm), Diuretano Dimetacrilato - UDMA (1-10%), Bisfenol A Diglicidiléter Dimetacrilato - BisGMA (1-10%), Bisfenol A Polietileno Glicol Diéter Dimetacrilato (1-10%), Polietileno Glicol Dimetacrilato (<5%) e Trietileno Glicol Dimetacrilato - TEGDMA (<5%).
VitaBlocs	Vita	2M2C	Cerâmica Feldspática	SiO ₂ (56-64%), Al ₂ O ₃ (20-23%), Na ₂ O (6-9%), K ₂ O (6-8%), CaO (0,3-0,6%) e TiO ₂ (0,1%)
Katana	Noritake	KT10	Cerâmica a Base de Zircônia	ZrO ₂ (94-96%), Y ₂ O ₃ (4-6%)
Lava	3M ESPE	FS1	Cerâmica a Base de Zircônia Pré-Sinterizada	ZrO ₂ (96-97%), Y ₂ O ₃ (3-4%)

Uma fonte de luz de arco de plasma (Figura 1) de alta potência foi utilizada para este estudo (Arc Light II, Air Technologies, EUA). A eleição deste aparelho, em específico, para o estudo, foi realizada devido ao fato de possuir um

amplo espectro de luz e alta potência (Price & Felix, 2009), durante um período de 3 segundos com irradiância contínua. Sendo assim, este aparelho permite uma maior faixa de comprimentos de onda a serem analisados. A fonte de luz utilizada neste estudo foi avaliada quanto ao espectro de luz emitido, a potência, o tamanho da ponta do aparelho e a uniformidade da saída de luz.

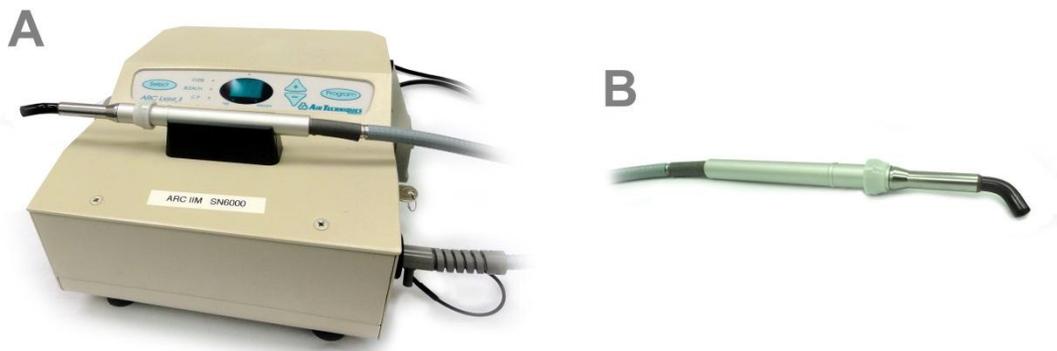


Figura 1. A- Aparelho fotoativador utilizado neste estudo (Arc Light II, Air Technologies, EUA); B- Detalhe da extremidade do aparelho.

4.1. *Obtenção dos corpos-de-prova*

Os blocos dos materiais para CAD-CAM foram fixados em placas acrílicas com cera pegajosa. O conjunto foi posicionado em cortadeira metalográfica de precisão (Isomet 2000; Buehler Ltd, EUA). Em seguida, foi realizado o seccionamento com disco diamantado de alta concentração (Series 15HC Diamond, No. 11-4244; Buehler Ltd, EUA), sob refrigeração. As amostras foram preparadas com 20x20 mm e quatro diferentes espessuras para cada tipo de material restaurador: 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm (n=5).

Para os corpos de prova preparados a partir de materiais a base de zircônia, as dimensões obtidas nos cortes foram maiores do que as utilizadas no estudo, em uma proporção determinada previamente, que levou em conta a contração de sinterização. Dessa forma, a contração da zircônia que ocorre

durante a sinterização, permitiu que o material assumisse a dimensão exata para o estudo.

Os corpos de prova foram regularizados manualmente com lixas de carvão de silício, de granulação 600, 1200 e 2000. As espessuras dos corpos de prova foram mensuradas utilizando um micrômetro digital (Mitutoyo, Japão), sendo as mesmas anotadas para uso posterior.

4.2. Avaliação do espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador

Para determinar o espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador utilizado neste estudo, foram realizadas medições e calibrações em diferentes equipamentos. A caracterização da fonte de luz foi realizada através da avaliação da irradiância (mW/cm^2) e determinação do espectro emitido pela fonte de luz. Primeiramente, foi determinada a potência emitida pela fonte de luz utilizando um radiômetro (Fieldmate, Coherent Inc., EUA) (Figura 2). Esse valor foi utilizado como referência para os diferentes equipamentos utilizados.



Figura 2. Radiômetro (Fieldmate, Coherent Inc., EUA), utilizado para determinar a potência da fonte de luz utilizada neste estudo.

Em seguida, foi utilizado um espectralradiômetro (DAS 2100, Labsphere Inc., EUA) (Figura 3) associado a um software específico (Spectra Suite v5.1, Ocean Optics Inc., EUA) para determinar o espectro de luz emitido pelo aparelho de arco de plasma e a distribuição da energia irradiada através dos diferentes comprimentos de onda. Essas análises foram realizadas sem a interposição de material restaurador indireto, para que os valores máximos obtidos servissem como controle e base de cálculos para os demais dados.



Figura 3. Aparelho espectralradiômetro (DAS 2100, Labsphere Inc., EUA), utilizado para determinar o espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador e quantificar a quantidade de energia que passa pelos diferentes materiais restauradores.

4.3. Avaliação do padrão de saída de luz através da ponta do aparelho fotoativador

Para determinar o padrão de saída de luz do aparelho fotoativador utilizado, utilizou-se uma câmera (1394 Digital Camera, Spiricon Inc., EUA) (Figura 4) para capturar a imagem da ponta do aparelho quando ligado e desligado. A partir de um software (LBA-FW v4.89, Spiricon Inc. EUA) é possível observar em tempo real o padrão de saída de luz do aparelho, tanto em intensidade, quanto distribuição. A fonte de luz foi fixada por um grampo em uma posição perpendicular à lente da câmera, posicionada sobre um dispositivo específico (Figura 5).

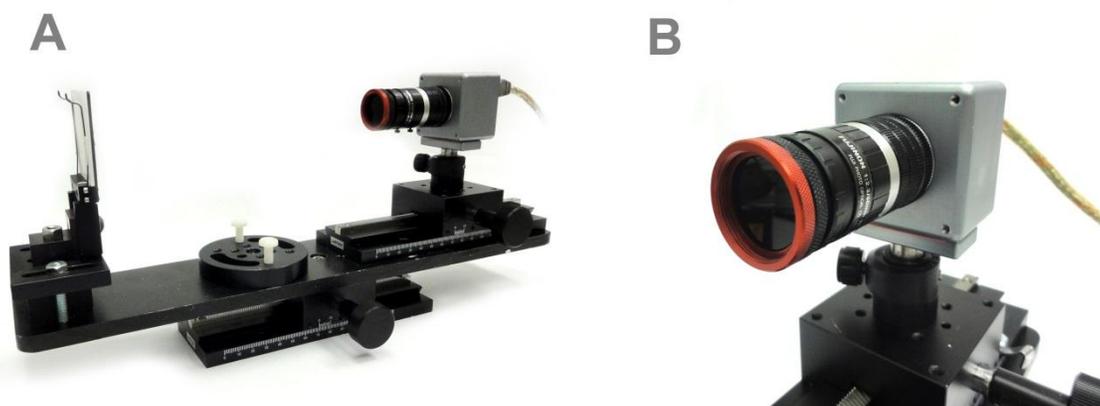


Figura 4. A- Equipamento utilizado para determinar o padrão de saída de luz do aparelho fotoativador utilizado no estudo. B- Detalhe da câmera utilizada para captura das imagens (1394 Digital Camera, Spiricon Inc., EUA).

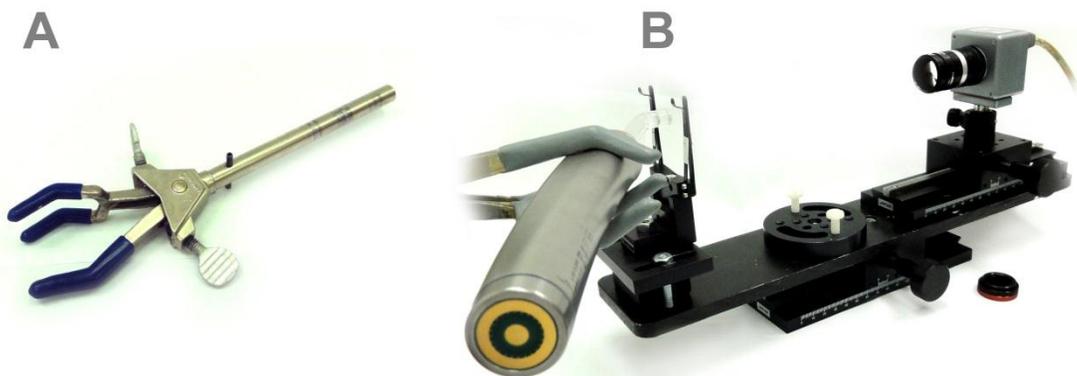


Figura 5. A- Grampo utilizado para fixar o aparelho fotoativador em uma posição perpendicular à lente da câmera. B- Dispositivo pronto para captura das imagens. A superfície da ponta do aparelho foi fixada perpendicularmente à câmera.

Utilizando o software, a imagem foi calibrada com o aparelho desligado e uma captura realizada, permitindo determinar com precisão o diâmetro da ponta do aparelho. Em seguida, uma lâmina de vidro fosca foi posicionada entre o aparelho e a câmera para a captura da imagem do aparelho ligado. Isso foi feito para evitar a dispersão da luz pelo ambiente e permitir uma imagem mais nítida. O aparelho foi, então, ligado e a imagem foi calibrada novamente (Figura 6). O diâmetro da ponta do aparelho que irradia uma quantidade mínima de energia foi determinado e uma segunda captura da imagem realizada.

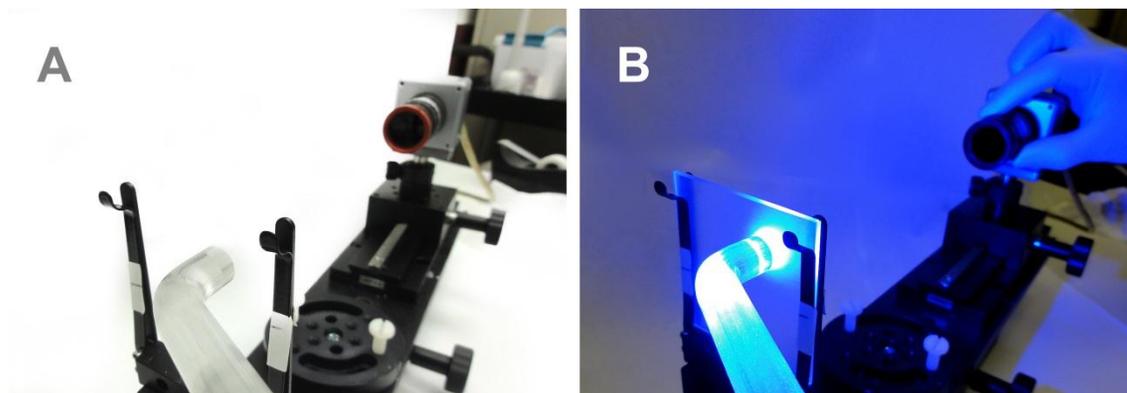


Figura 6. A- Aparelho fotoativador desligado, posicionado para captura da imagem da ponta do mesmo; B- Aparelho fotoativador ligado, posicionado para captura da imagem do padrão de saída de luz pela ponta do mesmo. Observe a presença de uma lâmina de vidro fosco posicionado entre o aparelho e a câmera.

4.4. Análise da passagem de luz através dos diferentes materiais restauradores

Para avaliar a quantidade de luz que passa através do material foi utilizado um espectroradiômetro (DAS 2100, Labsphere Inc., EUA) associado ao software específico (Spectra Suite v5.1, Ocean Optics Inc., EUA). As amostras dos materiais, preparadas anteriormente, foram posicionadas sobre a abertura da esfera integradora, utilizando uma lamínula de vidro de, aproximadamente, 0,1 mm (Fisherbrand, Fisher Scientific, EUA) (Figura 7) entre o material e o equipamento, centralizando as extremidades das mesmas na abertura da esfera integradora (Figura 8, A e B).

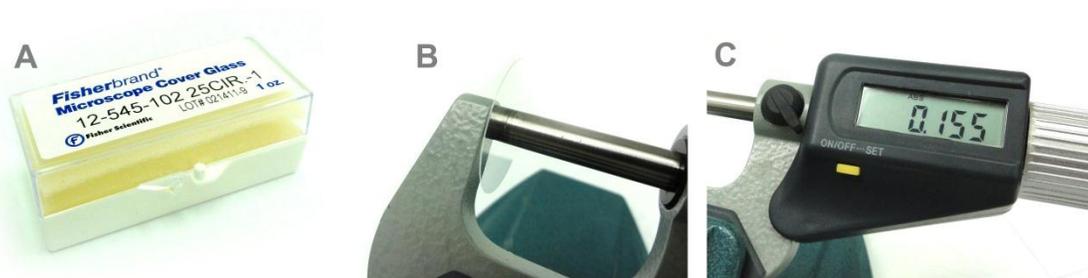


Figura 7. A- Lâminulas de vidro utilizadas entre o espectroradiômetro e as amostras dos materiais restauradores indiretos (Fisherbrand, Fisher Scientific, EUA); B- Lâminula sendo mensurado no micrômetro; C- Medida, em mm, da espessura da lamínula de vidro.

O aparelho fotoativador foi fixado através de grampos, nas diferentes alturas necessárias para cada amostra. A fonte de luz foi posicionada de forma que a ponta do mesmo permanecesse paralela à superfície da lamínula (Figura 8 C). Para o grupo controle, utilizou-se a passagem de luz através da lamínula de vidro, somente. Para cada diferente espessura das amostras, foi realizada uma nova calibração do aparelho.

Em seguida, os corpos de prova foram posicionados sobre a superfície da lamínula (Figura 8, B), e o aparelho fotoativador foi posicionado de forma que a ponta do aparelho tocasse levemente e estando paralelo a superfície da amostra (Figura 8, D). O aparelho foi, então, ligado e os dados, assim como o espectro de luz, obtidos através do software (Figura 8, E). A absorvância foi determinada através de um cálculo, sendo, o inverso do logaritmo da transmitância (t), ou seja: $a = -\ln(t)$. Os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística (análise variância de 2 fatores e teste de Tukey).

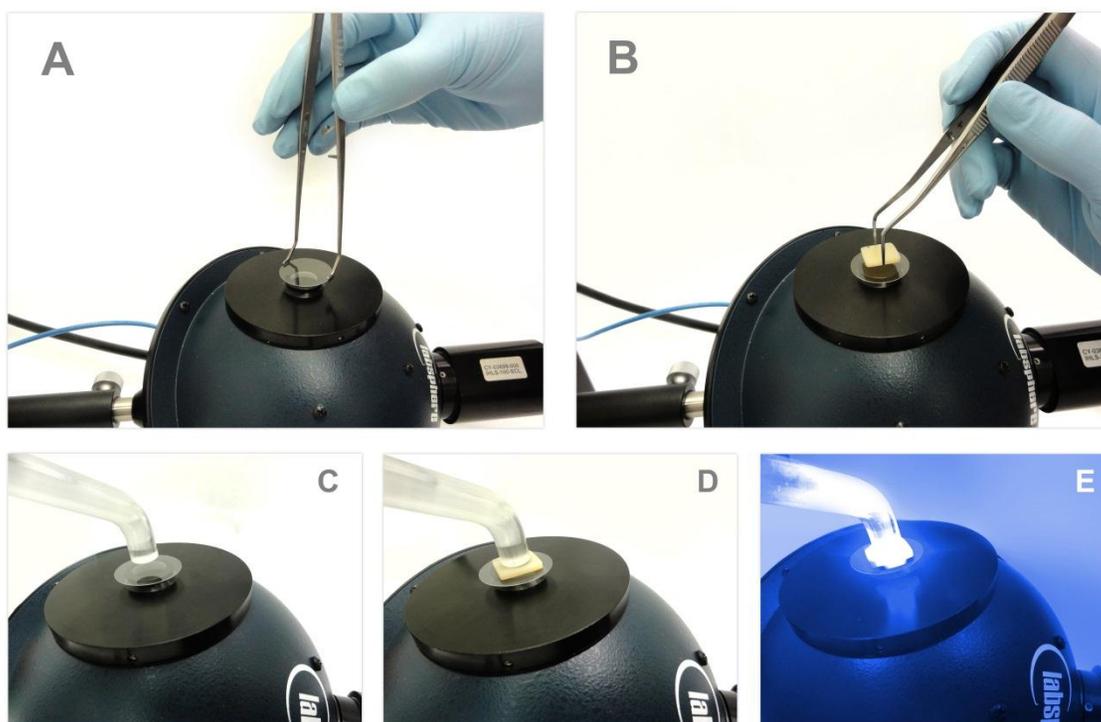


Figura 8. A- Lamínula de vidro sendo posicionada sobre a abertura da esfera integradora do espectroradiômetro (DAS 2100, Labsphere Inc., EUA); B- Amostra do material restaurador indireto sendo posicionada sobre a lamínula de vidro posicionada sobre a abertura da esfera integradora; C- Aparelho fotoativador posicionado paralelamente à superfície da lamínula e preso, em diferentes alturas, através de grampos; D- Aparelho fotoativador tocando levemente a superfície da amostra; E- Aparelho fotoativador ligado, irradiando energia sobre a amostra e para dentro da esfera integradora.

5. RESULTADOS

5.1. Espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador

A potência do aparelho fotoativador, determinada com o radiômetro, mostrou valor médio de 927,2 mW, sendo este valor utilizado para a calibração do espectroradiômetro. Os dados obtidos, através do software específico (Spectra Suite v5.1) geraram um gráfico demonstrando o espectro de luz emitido pelo aparelho (Figura 9). No eixo das ordenadas (y) está a irradiância, expressa em mW/cm^2 . O eixo das abscissas (x) representa os comprimentos de onda emitidos pelo aparelho, em nm, sendo que os comprimentos de onda de interesse na Odontologia restauradora, atualmente, estão entre 350 e 550 nm. Para o aparelho ARC Light II (Air Technologies, EUA), a potência máxima foi atingida no comprimento de onda de 468 nm ($16,82 \text{ mW}/\text{cm}^2$).

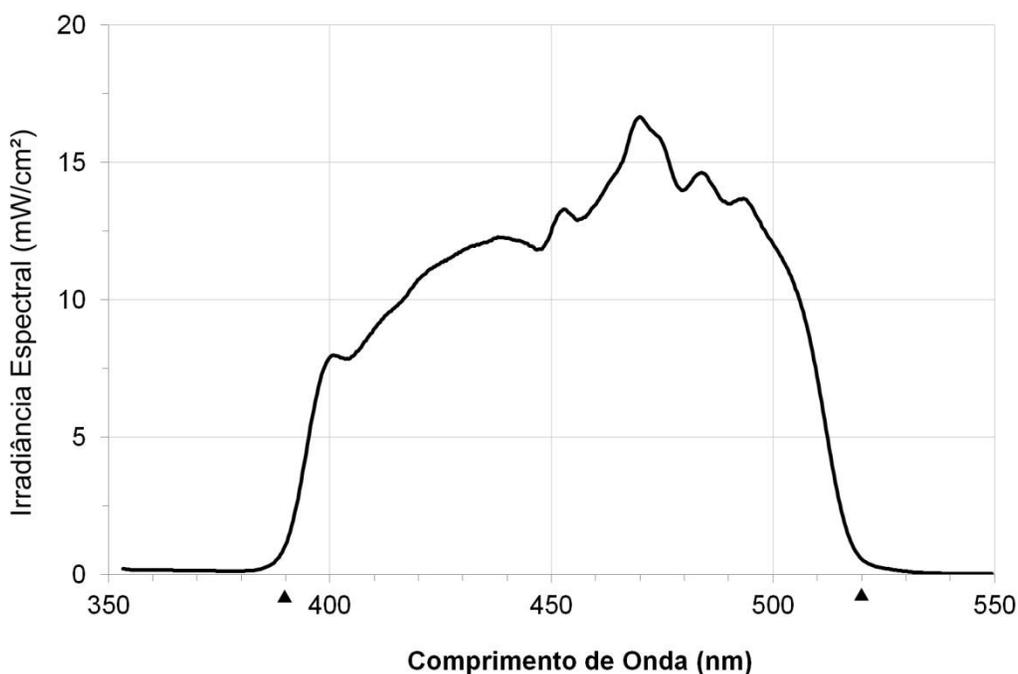


Figura 9. Gráfico do espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador utilizado neste estudo (Arc Light II, Air Technologies, EUA).

É possível observar que o espectro do aparelho é amplo, variando, aproximadamente, entre 390 a 525 nm. Além disso, a irradiância distribuída nestes comprimentos de onda é de certa forma regular, ou seja, uma adequada densidade de energia (em torno de 10 mW/cm^2) para os diferentes comprimentos de onda é dada pelo aparelho. Isso permite avaliar quais destes comprimentos apresenta maior penetração nos diferentes materiais restauradores. A Figura 10 demonstra, no mesmo gráfico, os diferentes comprimentos de onda e as diferentes luzes representadas por diferentes cores no mesmo. Note que a luz violeta varia entre os comprimentos de onda de 350 a 425 nm, enquanto a luz azul varia entre 425 a 490 nm.

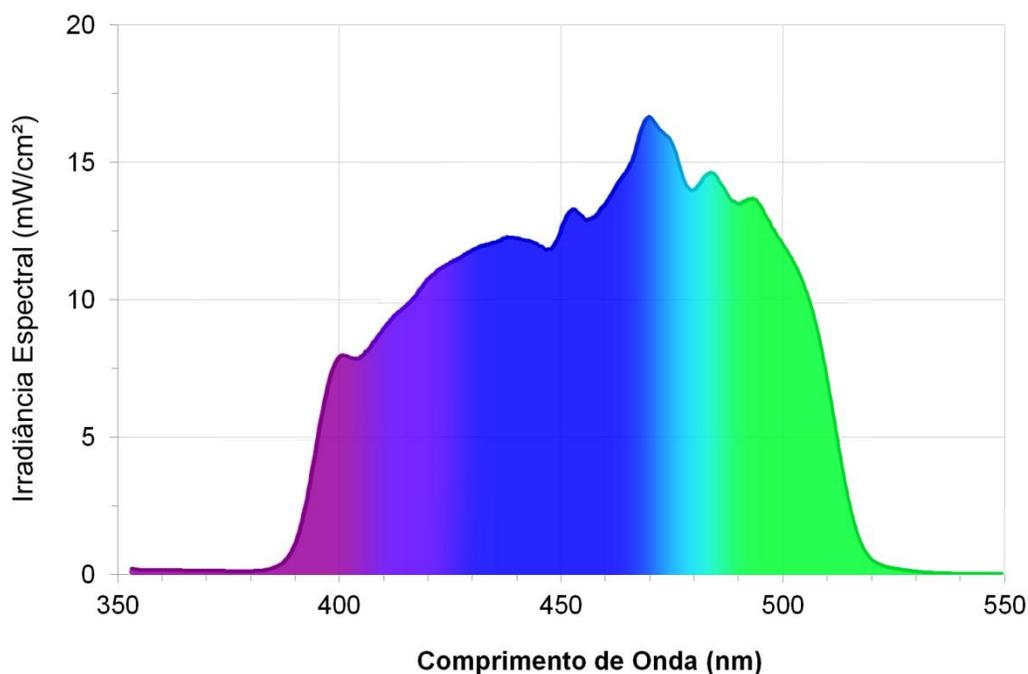


Figura 10. Gráfico do espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador utilizado no estudo (Arc Light II, Air Technologies, EUA) e as diferentes luzes que são emitidas nos diferentes comprimentos de onda.

5.2. Padrão de saída de luz através da ponta do aparelho fotoativador

Com o aparelho fotoativador desligado e ligado, imagens em tempo real foram realizadas. O diâmetro da ponta do aparelho foi mensurado (cm) pelo software (LBA-FW v4.89) e sua área calculada em cm^2 . Esses valores foram utilizados durante a captura dos espectros no espectroradiômetro sendo, a energia distribuída pelo aparelho, dividida por esta área. Os valores do diâmetro da ponta do aparelho e sua área, desligado e ligado, estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Diâmetro (cm) e área (cm^2) da ponta do aparelho fotoativador utilizado neste estudo (Arc Light II, Air Technologies, EUA) quando desligado e ligado.

	Diâmetro da saída de luz (cm)	Área da ponta (cm²)
Aparelho desligado	0,77	0,47
Aparelho ligado	0,52	0,21

Apesar do diâmetro físico da ponta do aparelho ser de 0,77 cm, o diâmetro por onde a luz realmente é transmitida foi de apenas 0,52 cm. Isso representa uma discrepância de 0,25 cm no diâmetro da ponta, sendo mais que o dobro da área da ponta do aparelho quando desligado. Ou seja, é importante observar que a dimensão física da ponta, não representa, necessariamente, a dimensão por onde a luz do aparelho será irradiada.

Uma captura da imagem com a fonte de luz desligada e, uma segunda captura com a mesma ligada, foram realizadas com uma câmera (1394 Digital Camera) (Figuras 11 e 12, respectivamente). As cores quentes (vermelho e laranja) representam maior quantidade de energia quando comparadas às cores frias (violeta e azul). A calibração da imagem foi realizada em tempo real. Para a imagem do aparelho ligado, o vermelho representa o pico máximo de energia irradiante, enquanto o violeta representa a menor energia capturada. Os pontos esbranquiçados demonstram regiões as quais a câmera não foi capaz de capturar devido à alta energia liberada. Esses pontos em pequena quantidade são importantes, pois garantem que a calibração da imagem foi feita adequadamente, aproveitando toda a energia dispensada pelo aparelho.

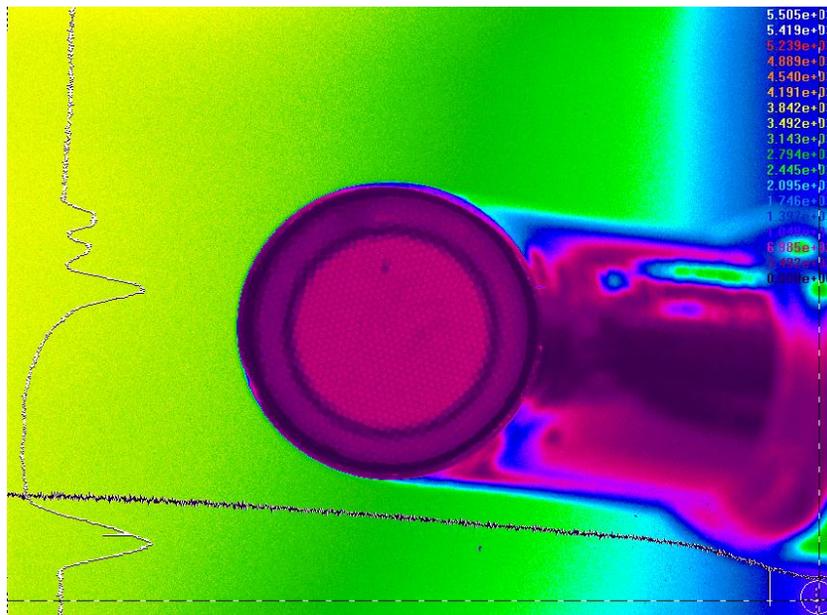


Figura 11. Imagem da ponta do aparelho fotoativador (Arc Light II, Air Technologies, EUA) desligado.

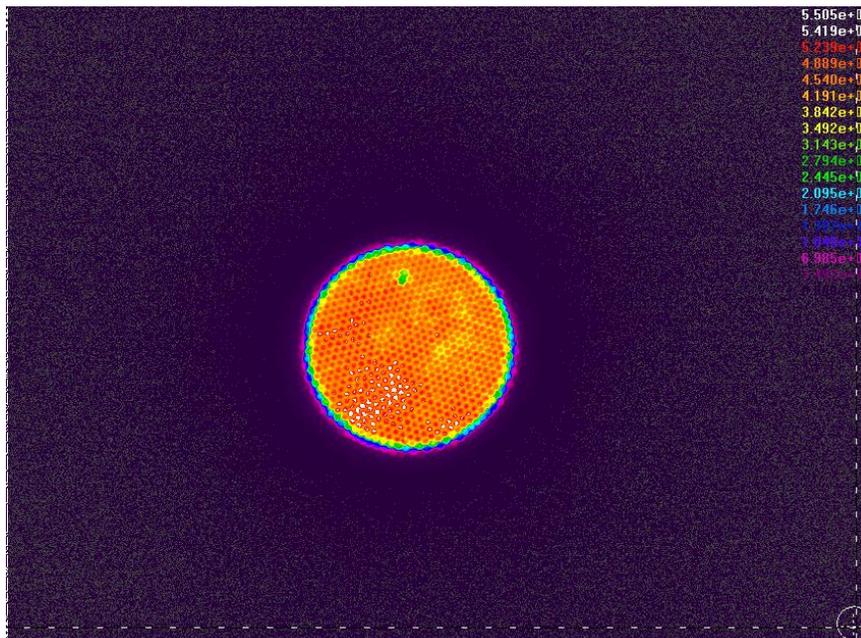


Figura 12. Imagem da ponta do aparelho fotoativador (Arc Light II, Air Technologies, EUA) ligado.

Observe que a distribuição da energia irradiante através da ponta do aparelho de arco de plasma (Arc Light II) é uniforme, ou seja, as cores quentes (avermelhadas) estão bem distribuídas por toda a extensão da ponta do mesmo (Figura 12). É possível notar o padrão de “favo de mel” na ponta do aparelho que representa cada uma das fibras ópticas, as quais percorrem a ponta do aparelho, conduzindo a energia desde o interior do aparelho até a extremidade do mesmo. Nessa mesma figura, a luz irradiada na região mais periférica do círculo mostra menor quantidade de energia. O aparelho apresenta uma distribuição uniforme de energia através da ponta, em uma área de $0,21 \text{ cm}^2$. É possível determinar, assim, a quantidade e a distribuição da energia emitida pelo aparelho, porém, não é possível determinar os comprimentos de onda emitidos em cada ponto da imagem.

5.3. Passagem de luz através dos diferentes materiais restauradores

5.3.1. Perda total de irradiância para os diferentes materiais em diferentes espessuras

Os valores obtidos para a energia irradiante restante foram calculados, em porcentagem, a partir dos valores utilizados como controle, sem interposição de material restaurador (100%). Sendo assim, a perda total de irradiância pode ser definida como o valor, em porcentagem, do quanto de luz foi perdida no interior do material restaurador indireto. Os valores para a perda total de irradiância estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Perda total de irradiância através do material restaurador indireto (%) em diferentes espessuras.

Material	Espessura (mm)			
	0,5	1,0	1,5	2,0
Lava Ultimate	56,2 (2,4) Aa	75,4 (1,0) Bb	83,2 (0,9) Cc	87,9 (1,7) Cd
Vita	50,7 (3,3) Aa	61,0 (0,8) Ab	69,4 (0,8) Ac	79,3 (1,6) Ad
Katana	66,4 (1,1) Ba	78,8 (0,8) Bb	88,1 (0,9) Cc	92,4 (0,5) Cd
Lava	67,7 (2,1) Ba	75,0 (3,4) Bb	78,0 (1,1) Bc	83,2 (1,9) Bd

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

É possível observar, a partir dos dados, que a interposição de um material restaurador de 0,5 mm de espessura, provoca uma perda de energia de aproximadamente 60%. O material que apresentou menor perda de energia em suas diferentes espessuras foi a cerâmica feldspática VITABLOCKS. A resina composta Lava Ultimate com uma espessura de 0,5 mm apresenta uma perda de energia de 56,2% e, com o aumento dessa espessura para 1,0 mm, essa perda de energia aumenta para 75,4%, semelhante à perda observada nas cerâmicas à base de zircônia. Esses materiais apresentaram os maiores valores de perda de energia irradiante (%) em até 1,0 mm de espessura. Com 1,5 mm e 2,0 mm, os materiais que apresentaram maior perda de energia foram: Lava Ultimate e Katana. Para todos os materiais, observou-se aumento significativo na perda de energia com o aumento da espessura do material. Os dados da Tabela 3 estão apresentados em forma de gráfico, na Figura 13.

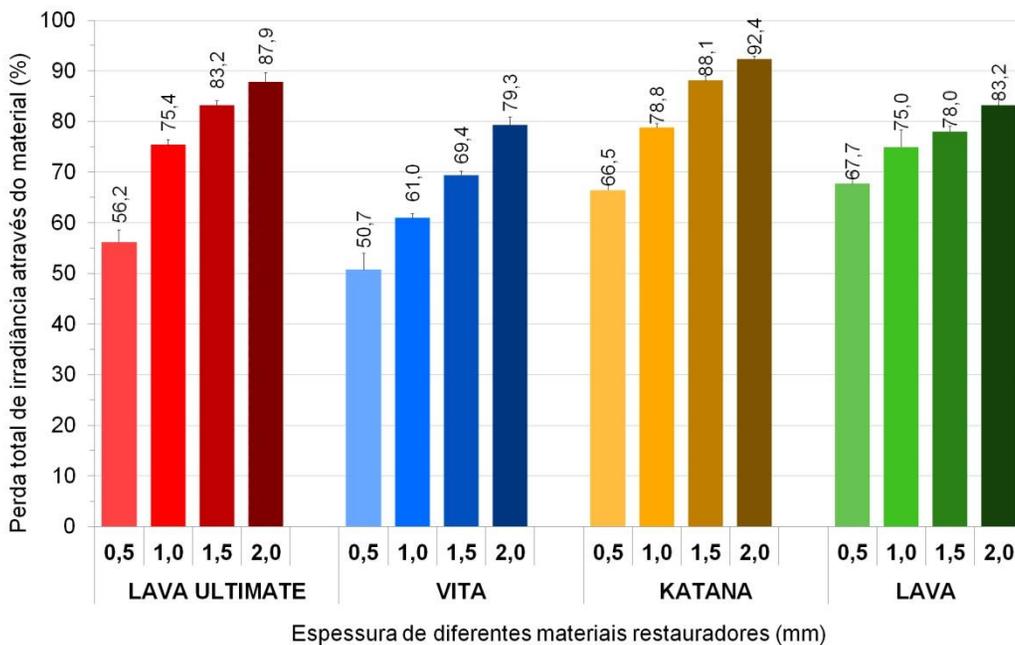


Figura 13. Perda total de irradiância através do material restaurador indireto (%) em diferentes espessuras.

Foi possível, também, observar a perda de irradiância para as diferentes espessuras do material restaurador indireto, para cada comprimento de onda do espectro. Sobrepondo o espectro da fonte de luz, sem interposição de material, e com a interposição de diferentes espessuras do material restaurador, é possível observar a perda de irradiância (mW/cm^2) de acordo com o aumento na espessura do material restaurador (Figura 14). No gráfico, a linha de cor preta representa o espectro do aparelho fotoativador posicionado diretamente sobre o espectralradiômetro através apenas da lamínula de vidro. As linhas de cor azul, amarela, verde e vermelha representam, respectivamente, os espectros obtidos para as espessuras de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 mm, respectivamente. É notável a perda da irradiância cedida pelo aparelho de arco de plasma com o aumento das espessuras de cada material.

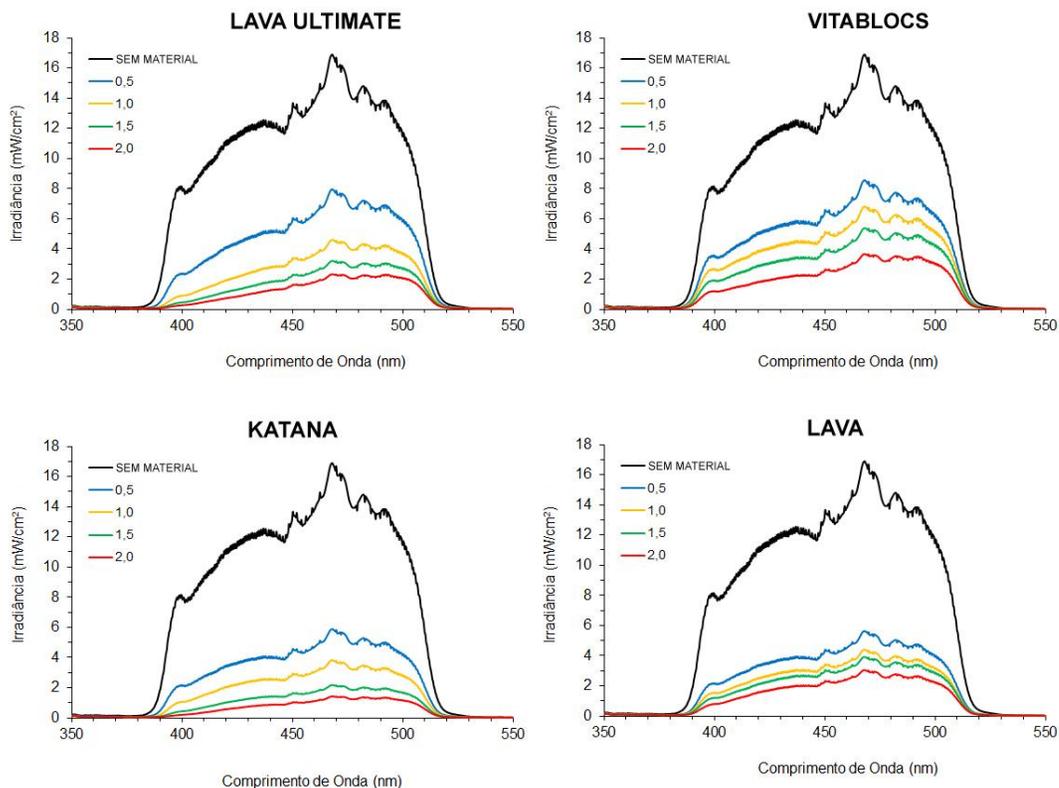


Figura 14. Irradiância através de cada um dos materiais restauradores indiretos (mW/cm^2) em diferentes espessuras. A linha de cor preta representa o espectro do aparelho fotoativador, enquanto as demais, o espectro obtido através de diferentes espessuras.

Para a resina composta indireta (Lava Ultimate), a maior perda de irradiância ocorre entre 0,5 e 1,0 mm, quando comparada aos demais materiais (Figuras 14). Isso pode ser observado, também, para as cerâmicas a base de zircônia. Para a cerâmica Katana, entre as espessuras de 1,5 e 2,0 mm, a atenuação foi menor, quando comparada as demais espessuras. O mesmo ocorreu para a cerâmica Lava, porém, entre as espessuras de 1,0 e 1,5 mm. A cerâmica feldspática (VITABLOCS) apresentou perda de irradiância de forma mais

uniforme, ou seja, a perda de irradiância é proporcional ao aumento da espessura, no intervalo avaliado (Figura 15).

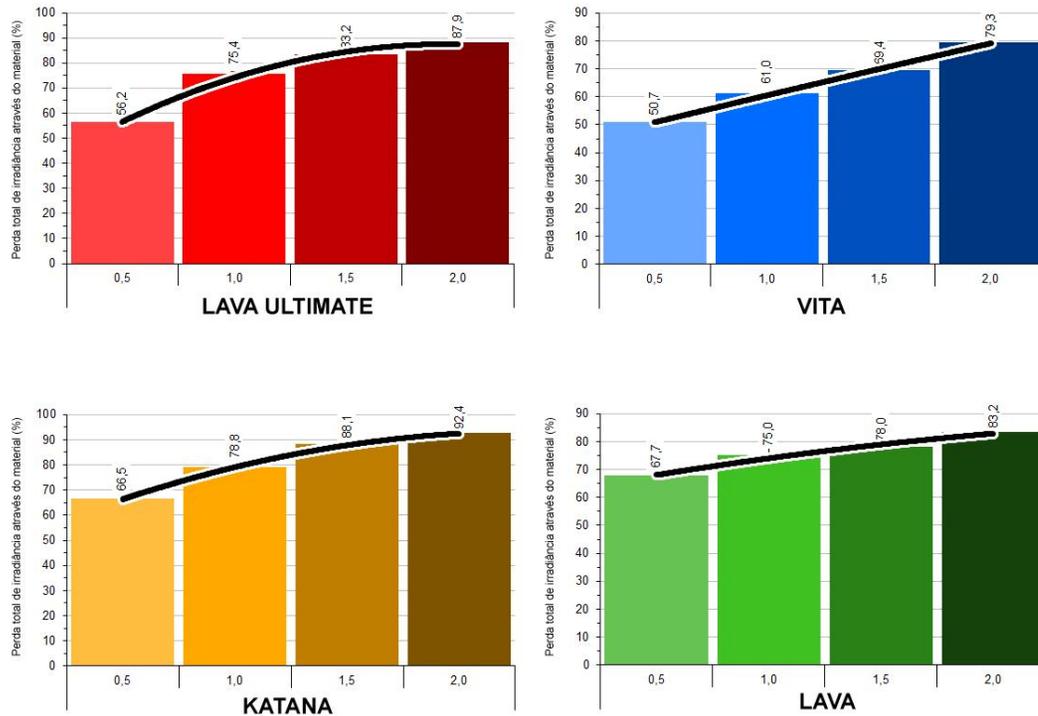


Figura 15. Linhas de tendência para a perda total de irradiância (%) de cada um dos materiais restauradores indiretos utilizados no estudo.

5.3.2. Passagem de luz, em diferentes comprimentos de onda, através do material restaurador indireto com diferentes espessuras

Os resultados da penetração da luz através do material restaurador em diferentes comprimentos de onda foram determinados em dois comprimentos de onda específicos de interesse, atualmente, na Odontologia: a luz azul (425 a 490 nm) e a luz violeta (350 a 425 nm). A passagem de luz é definida como, o inverso

da perda total de irradiância, ou seja, a porcentagem de luz que atravessou o material. Esse valor foi calculado a partir do valor total de irradiância emitido pelo aparelho e os resultados presentes nas Tabelas 4, 5, 6 e 7.

Tabela 4. Passagem de luz através do material restaurador indireto Lava Ultimate para os comprimentos de onda referentes às luzes violeta (350 – 425 nm) e azul (425 – 490 nm).

LAVA ULTIMATE		
Espessura (mm)	% Violeta (350 - 425 nm)	% Azul (425 - 490 nm)
0,0	100,0 (0,5) Aa	100,0 (0,6) Aa
0,5	34,1 (2,5) Ba	45,1 (2,4) Ba
1,0	15,3 (0,7) Cb	25,6 (1,0) Ca
1,5	9,1 (0,7) Cb	17,5 (0,9) Ca
2,0	5,9 (1,1) Cb	12,6 (1,8) Ca

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

Tabela 5. Passagem de luz através do material restaurador indireto VITABLOCS para os comprimentos de onda referentes às luzes violeta (350 – 425 nm) e azul (425 – 490 nm).

VITABLOCS		
Espessura (mm)	% Violeta (350 - 425 nm)	% Azul (425 - 490 nm)
0,0	100,0 (0,5) Aa	100,0 (0,6) Aa
0,5	45,3 (3,5) Ba	49,4 (3,3) Ba
1,0	34,6 (0,8) Ba	39,0 (0,8) Ba
1,5	25,7 (0,8) Ca	30,6 (0,8) Ca
2,0	16,4 (1,4) Ca	20,6 (1,7) Ca

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

Tabela 6. Passagem de luz através do material restaurador indireto Katana para os comprimentos de onda referentes às luzes violeta (350 – 425 nm) e azul (425 – 490 nm).

KATANA		
Espessura (mm)	% Violeta (350 - 425 nm)	% Azul (425 - 490 nm)
0,0	100,0 (0,5) Aa	100,0 (0,6) Aa
0,5	29,7 (1,3) Bb	34,0 (1,1) Ba
1,0	16,4 (0,7) Cb	22,0 (0,8) Ba
1,5	8,2 (0,8) Db	12,4 (0,9) Ca
2,0	4,6 (0,4) Db	8,0 (0,6) Da

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

Tabela 7. Passagem de luz através do material restaurador indireto Lava para os comprimentos de onda referentes às luzes violeta (350 – 425 nm) e azul (425 – 490 nm).

LAVA		
Espessura (mm)	% Violeta (350 - 425 nm)	% Azul (425 - 490 nm)
0,0	100,0 (0,5) Aa	100,0 (0,6) Aa
0,5	29,3 (4,8) Ba	32,7 (2,3) Ba
1,0	21,7 (2,7) Ba	25,5 (3,5) Ba
1,5	17,9 (0,9) Bb	22,6 (1,2) Ba
2,0	12,9 (1,7) Cb	17,4 (2,0) Ca

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

Os valores obtidos para cada comprimento de onda estão demonstrados em porcentagem do total de irradiância emitido pelo aparelho. Ou seja, os valores utilizados não foram absolutos, mas, sim, uma porcentagem do total irradiado através apenas da lamínula de vidro, e após a interposição dos diferentes materiais restauradores. Sendo assim para o valor 0 (zero) no gráfico (Figuras 16, 17 e 18), o percentual de luz azul que passa é de 100%, assim como o violeta. A luz violeta (350 a 425 nm) para todas as espessuras e tipos de material restaurador indireto, apresentou uma menor capacidade de penetração quando comparada a luz azul.

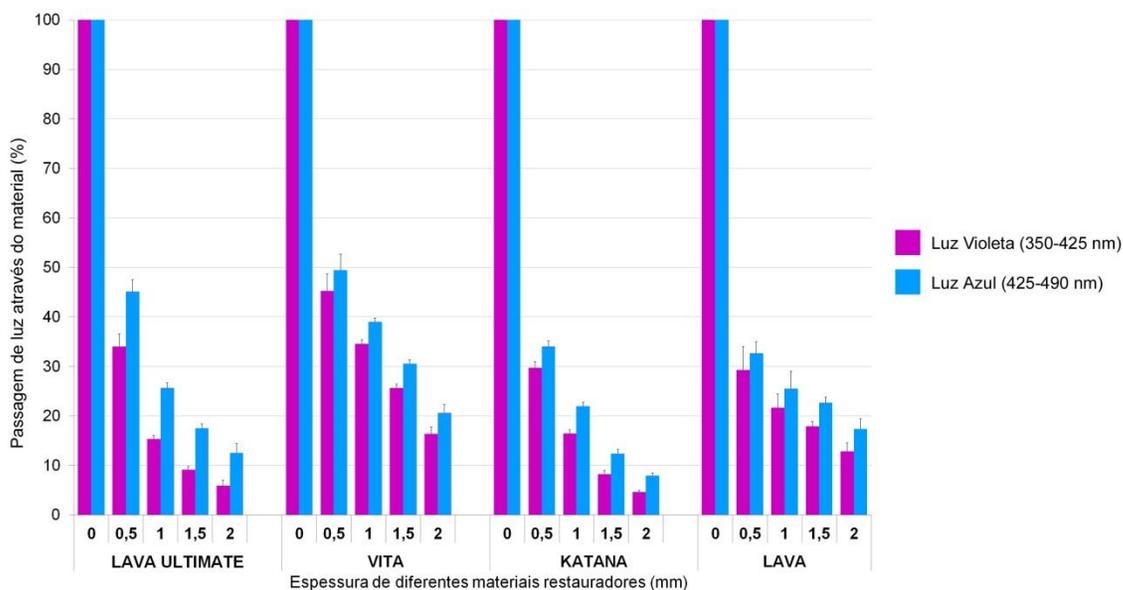


Figura 16. Passagem de luz azul e violeta através do material restaurador indireto (%) em diferentes espessuras.

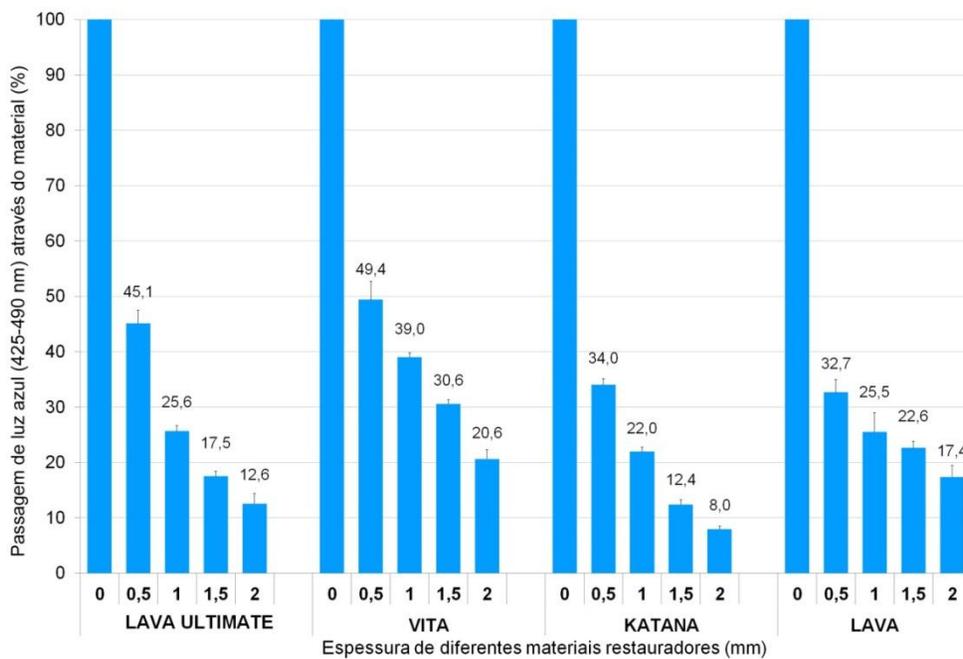


Figura 17. Passagem de luz azul (425 a 490 nm) através do material restaurador indireto (%) em diferentes espessuras.

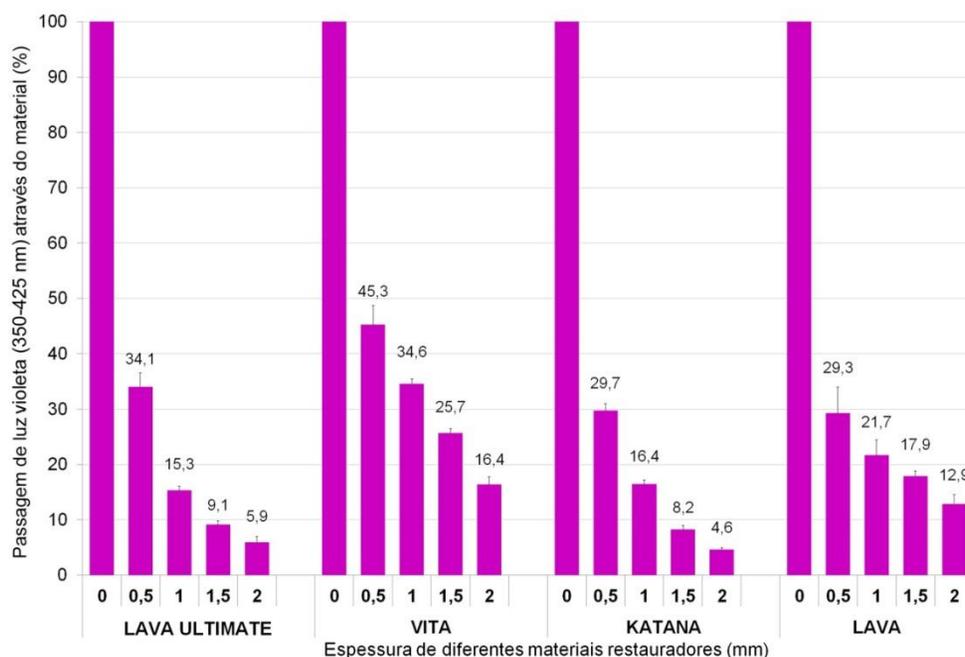


Figura 18. Passagem de luz violeta (350 a 425 nm) através do material restaurador indireto (%) em diferentes espessuras.

Para determinar a quantidade de luz violeta que passou pelo material restaurador quando comparada à luz azul, foi realizada uma proporção entre as luzes (V/A). Essa proporção determina a porcentagem de luz violeta que atravessa o material, em função da porcentagem de luz azul, sendo que, para o controle, sem interposição de material restaurador, esse valor foi de 34,85% (Tabela 8). Quanto menor esse valor, menor quantidade de luz violeta passa através do material, em proporção, quando comparada a luz azul.

Tabela 8. Proporção “Violeta / Azul” (V/A) para cada material restaurador indireto (%) em diferentes espessuras.

Material	Espessura (mm)				
	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0
Lava Ultimate	34,9 (0,0) Aa	26,3 (0,5) Cb	20,8 (0,3) Dc	18,1 (0,6) Dd	16,3 (0,8) Dd
Vita	34,9 (0,0) Aa	31,9 (0,3) Aa	30,9 (0,1) Aa	29,2 (0,2) Ab	27,6 (0,4) Ab
Katana	34,9 (0,0) Aa	30,4 (0,4) Ba	26,1 (0,4) Cb	23,1 (0,6) Cc	20,2 (1,1) Cd
Lava	34,9 (0,0) Aa	31,2 (0,7) Aa	29,6 (0,6) Ba	27,6 (0,4) Bb	25,7 (0,6) Bb

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

Utilizando o valor da proporção A/V quando não existe interposição de material restaurador indireto (34,9%) determinou-se o valor da proporção A/V para cada espessura. Para 0,5 mm de espessura, os materiais restauradores Lava e VITABLOCS apresentaram os maiores valores de proporção A/V, quando comparadas aos demais materiais restauradores. Com o aumento da espessura, a cerâmica VITABLOCS apresentou os valores mais próximos ao controle, quando comparada aos demais materiais restauradores. Em seguida, a cerâmica Lava apresentou os maiores valores de proporção A/V. Os materiais Katana e Lava Ultimate apresentaram uma queda significativamente maior na proporção A/V quando comparadas aos demais materiais restauradores, sendo que, a resina composta apresentou a maior queda na proporção A/V com o aumento da espessura quando comparada aos demais materiais (Figura 19).

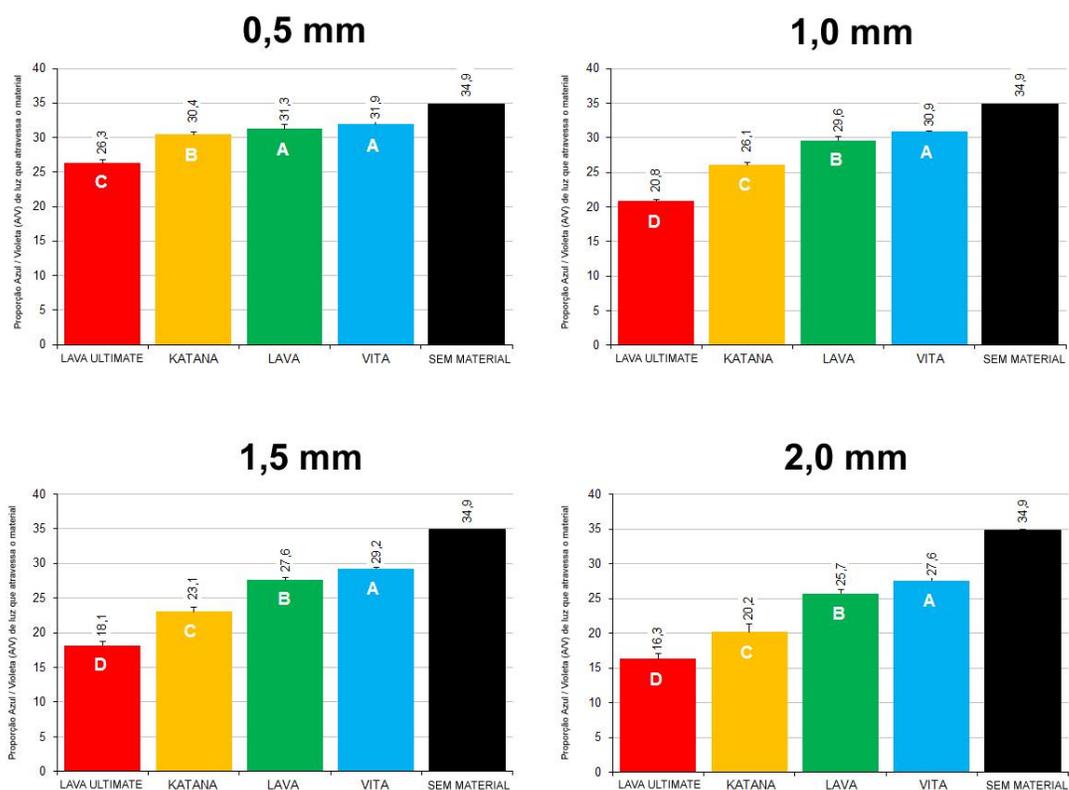


Figura 19. Gráfico de colunas da proporção “Violeta / Azul” (V/A) para cada material restaurador indireto (%) em diferentes espessuras.

5.3.3. Absorbância dos diferentes materiais restauradores indiretos com diferentes espessuras

Utilizando os valores de passagem de luz através de um material restaurador, ou transmitância (porcentagem de luz que atravessa o material, quando comparado ao valor inicial de irradiância do aparelho), foi possível determinar a absorbância (a) do material restaurador. A absorbância pode ser definida como o inverso do logaritmo da transmitância (t), ou seja: $a = -\ln(t)$. Sendo assim, é lógico admitir que quanto maior a transmitância de um material a certo

comprimento de onda, menor a absorvância no mesmo comprimento de onda. Para os diferentes materiais restauradores, foi determinada a absorvância, em unidades de absorvância (UA), para três diferentes comprimentos de onda: 400 nm, equivalente a luz violeta (Tabela 9), 450 nm, equivalente a luz azul (Tabela 10) e 500 nm, equivalente a luz verde (Tabela 11).

Tabela 9. Valores de absorvância (unidades de absorvância) para cada material restaurador indireto no comprimento de onda de 400 nm (luz violeta).

LUZ VIOLETA (400 nm)				
Espessura (mm)	Lava Ultimate	Vita	Katana	Lava
0,5	1,23 (0,12) Aa	0,82 (0,14) Ab	1,32 (0,17) Aa	1,32 (0,11) Aa
1,0	2,19 (0,23) Ba	1,11 (0,21) Ab	2,02 (0,24) Ba	1,66 (0,24) Ab
1,5	2,87 (0,21) Ba	1,44 (0,09) Bb	2,92 (0,19) Ba	1,90 (0,13) Ab
2,0	3,40 (0,22) Ca	1,91 (0,12) Bc	3,70 (0,21) Ca	2,32 (0,23) Bb

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

Tabela 10. Valores de absorvância (unidades de absorvância) para cada material restaurador indireto no comprimento de onda de 450 nm (luz azul).

LUZ AZUL (450 nm)				
Espessura (mm)	Lava Ultimate	Vita	Katana	Lava
0,5	0,81 (0,11) Ab	0,73 (0,12) Ab	1,09 (0,10) Aa	1,13 (0,14) Aa
1,0	1,39 (0,24) Ba	0,98 (0,23) Ab	1,54 (0,21) Aa	1,38 (0,19) Aa
1,5	1,78 (0,14) Bb	1,24 (0,04) Bc	2,11 (0,12) Ba	1,50 (0,09) Ab
2,0	2,12 (0,18) Ca	1,64 (0,16) Bb	2,57 (0,12) Ba	1,77 (0,11) Ab

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

Tabela 11. Valores de absorbância (unidades de absorbância) para cada material restaurador indireto no comprimento de onda de 500 nm (luz azul).

LUZ VERDE (500nm)				
Espessura (mm)	Lava Ultimate	Vita	Katana	Lava
0,5	0,68 (0,07) Ab	0,63 (0,05) Ab	1,02 (0,17) Aa	1,07 (0,11) Aa
1,0	1,15 (0,27) Ba	0,82 (0,19) Ab	1,43 (0,22) Ba	1,31 (0,24) Aa
1,5	1,46 (0,11) Bb	1,01 (0,11) Ac	1,94 (0,12) Ba	1,41 (0,16) Ab
2,0	1,73 (0,13) Bb	1,35 (0,18) Bc	2,31 (0,21) Ca	1,65 (0,19) Bb

Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) são estatisticamente significantes.

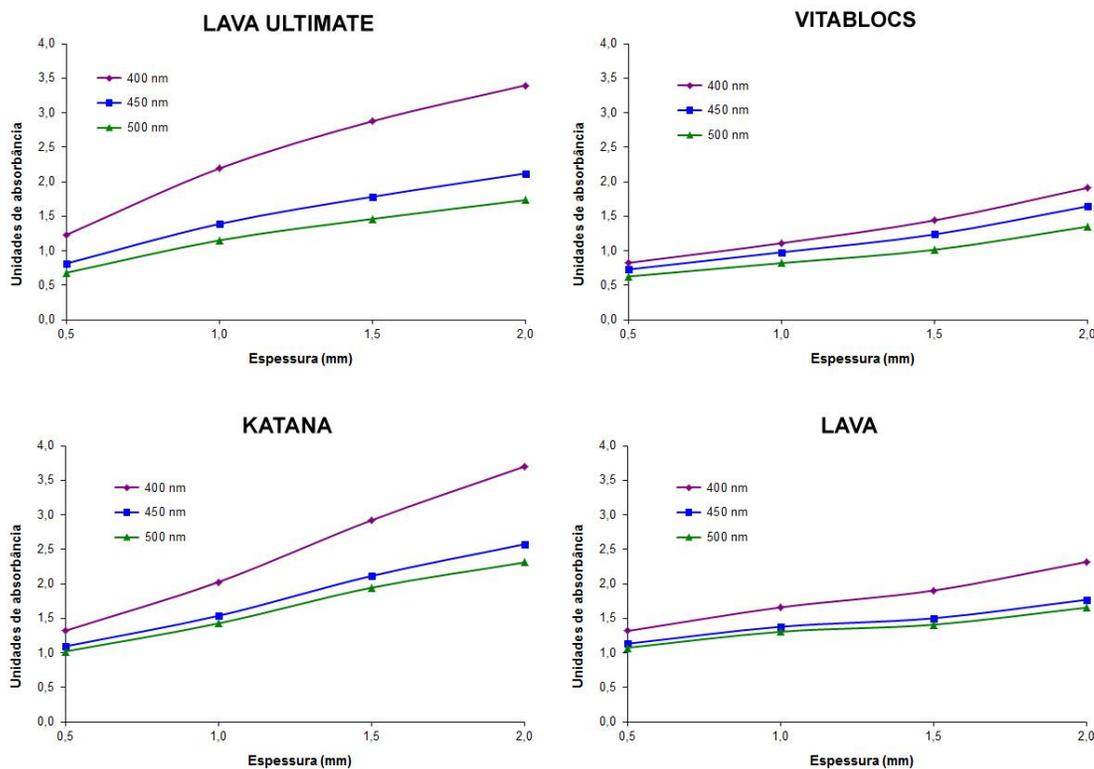


Figura 20. Gráficos de absorbância dos diferentes materiais restauradores indiretos para os comprimentos de onda referentes à luz violeta (400 nm), azul (450 nm) e verde (500 nm).

É possível observar nos gráficos (Figuras 20) que, quanto menor o comprimento de onda, maior a absorbância no interior dos materiais restauradores odontológicos indiretos atuais. A luz no comprimento de onda do violeta (menor comprimento de onda, maior frequência) é a luz que apresentou maiores valores de absorbância para todos os materiais. Quanto mais ascendente a curva no gráfico, maior a relação espessura/absorbância. Ou seja, para os materiais Lava Ultimate e Katana, a espessura do mesmo teve uma maior influência na absorção da luz violeta (400 nm) quando comparados aos demais materiais restauradores (Figura 21). A cerâmica feldspática VITABLOCS apresentou os menores valores de absorbância para todos os comprimentos de onda.

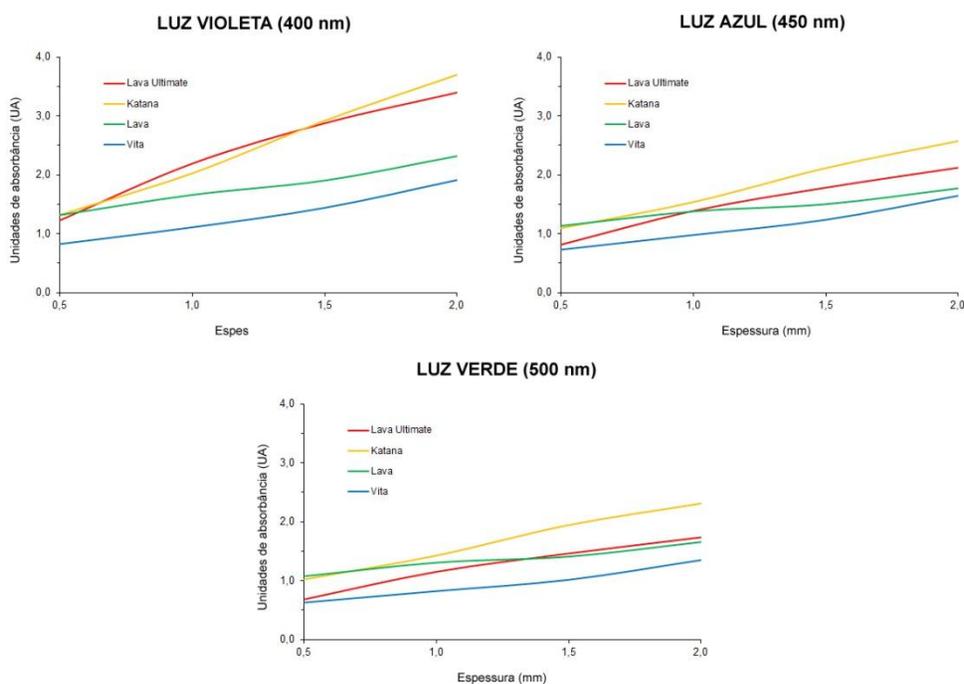


Figura 21. Gráficos de absorbância para os diferentes comprimentos de onda referentes à luz violeta (400 nm), azul (450 nm) e verde (500nm) para os diferentes materiais restauradores com variadas espessuras.

6. DISCUSSÃO

Uma busca constante por materiais com propriedades físicas, mecânicas e ópticas semelhantes à estrutura dental tem contribuído para o desenvolvimento dos materiais restauradores, diretos e indiretos, e agentes de cimentação. Atualmente, as restaurações indiretas são confeccionadas com diferentes tipos de materiais restauradores e, entre eles, destacam-se as cerâmicas e resinas compostas (Blackman et al., 1990; Kelsey et al., 1992; Foxton et al., 2003; Ernst et al., 2004; Cefaly et al., 2005; Arrais et al., 2007; Ferracane, 2011). Essas restaurações são realizadas em ambiente extra-oral e, posteriormente, fixadas na estruturas dentais por meio da tecnologia adesiva (Li & White, 1999; Kramer et al., 2000; Anusavice, 2003; Blatz et al., 2003; Conrad et al., 2007; Perdigão, 2007; Della Bona, 2009; Rueggeberg, 2011). Este estudo utilizou quatro materiais restauradores indiretos, sendo uma resina composta indireta (Lava Ultimate), uma cerâmica feldspática (VITABLOCS) e dois tipos de cerâmica a base zircônia (Katana e Lava). Atualmente, os agentes utilizados para a cimentação de restaurações indiretas livres de metal consistem, basicamente, de um compósito odontológico ou cimento resinoso. Esses cimentos podem apresentar uma cura química, física ou serem duplamente ativados. Para uma correta polimerização dos cimentos resinosos de cura física e duplamente ativados, o uso de uma fonte de luz irradiante no comprimento de onda necessário para a sensibilização do fotoiniciador presente nestes materiais se faz estritamente necessário (Allen, 1996; Kramer et al., 2000; Prakki & Carvalho, 2001; Anusavice, 2003; Cefaly et al., 2005; Arrais et al., 2007; Pegoraro et al., 2007; Price & Felix, 2009; Price et al., 2010a; Rueggeberg, 2011).

A maioria dos compósitos odontológicos apresentam a associação entre a canforoquinona e uma amina terciária. A canforoquinona é uma molécula sensível ao comprimento de onda de luz azul, com pico máximo de absorção em 468 nm, que, ao ser irradiada por este comprimento de onda, atinge um estado

reativo. Ao colidir com uma amina terciária, ocorre a geração de radicais livres que iniciam a reação de polimerização (Paffenberger G, 1974; Allen, 1996; Nomoto, 1997; Park et al., 1999; Brandt et al., 2000; Emami & Soderholm, 2005; Ogunyinka et al., 2007; Ferracane, 2011; Rueggeberg, 2011). Outros fotoiniciadores são sensíveis ao comprimento de onda de luz violeta, como a Leucarina TPO e BAPO, e são mais eficientes quando comparados à canforoquinona (Cook, 1992; Allen, 1996; Park et al., 1999; Brandt et al., 2000; Stansbury, 2000; Asmussen & Peutzfeldt, 2002; Neumann et al., 2006; Ogunyinka et al., 2007; Schroeder & Vallo, 2007). Para uma correta polimerização dos cimentos resinosos, é de extrema importância que uma quantidade de energia irradiante atinja os fotoiniciadores. A passagem da luz através dos materiais restauradores indiretos depende de diversos fatores, como a espessura do material e o tipo do material restaurador, sendo esses dois investigados neste estudo (Brodbelt et al., 1980; Blackman et al., 1990; Asmussen & Peutzfeldt, 2002; Conrad et al., 2007; Hill, 2007; Weiner, 2007; Ilie & Hickel, 2008). Outros fatores como a distância entre a ponta do aparelho e o material restaurador, uniformidade na saída de luz do aparelho, comprimento de onda emitido pela fonte de luz e potência do aparelho também influenciam, mas não foram avaliados (Caldas et al., 2003; Emami & Soderholm, 2005; Conrad et al., 2007; Weiner, 2007; Rueggeberg, 2011). Alguns desses fatores foram padronizados (como distância entre ponta do aparelho e amostra, e espessura e tipo de material restaurador) e outros foram determinados para a fonte de luz testada (como uniformidade da saída de luz, potência e comprimentos de onda emitidos).

Para este estudo foi utilizado uma fonte de luz de arco de plasma (Arc Light II), conhecido pelo seu amplo espectro de luz emitido (375 a 525 nm), assim como sua alta potência ($927,2 \text{ mW/cm}^2$) (Rueggeberg, 2011). O diâmetro físico da ponta do aparelho é de 0,77 cm, porém, o diâmetro por onde a luz realmente é transmitida foi de apenas 0,52 cm. Além disso, a distribuição da saída de luz na ponta do aparelho também foi determinada. Este aparelho apresenta um padrão de saída de luz relativamente uniforme, que pode ser observada na Figura 12. A

ponta transmissora de luz é composta por diversas fibras ópticas que conduzem a luz do interior até a saída do aparelho (padrão de “favo de mel”). No entanto, não foi possível determinar se existe uma diferença nas regiões da ponta aplicadora de luz do aparelho quanto ao comprimento de onda emitido. Com um amplo espectro de luz, alta potência e boa uniformidade de saída de luz, foi possível determinar o quanto de energia, para cada comprimento de onda foi perdida durante o processo de fotoativação. Assim, foi determinada a perda total de irradiância (mW/cm^2) para cada tipo de material e para cada espessura. Partindo de uma irradiância de 100%, referente à potência (mW) distribuída pela ponta do aparelho (cm^2), foi possível determinar através de um espectroradiômetro a porcentagem de energia que foi perdida através do material (Tabela 3). O material que apresentou menor perda de irradiância em suas diferentes espessuras foi a cerâmica feldspática VITABLOCS. Isso pode ser explicado pela composição deste material. A cerâmica feldspática é composta, basicamente, por um vidro de feldspato de potássio e apresenta pouco conteúdo cristalino (Brodbelt et al., 1980; Heffernan et al., 2002b; Heffernan et al., 2002a; Conrad et al., 2007). Um aumento no conteúdo cristalino significaria maior perda de luz no interior do material, devido à densidade e tamanho destes cristais. O comportamento óptico da fase vítrea permite que a luz percorra o material com menor espalhamento da luz no interior do mesmo (Blackman et al., 1990; Dong et al., 1992; Conrad et al., 2007; Cavalcanti et al., 2009b). Isso explica, também, os maiores valores observados para as cerâmicas à base de zircônia devido ao tipo e quantidade de conteúdo cristalino na composição dos mesmos. Para a resina composta, o aumento da espessura do material representou uma grande perda de energia através do mesmo devido à alta concentração de conteúdo inorgânico presente no mesmo (Touati & Aidan, 1997; Denehy, 2009).

Para todos os materiais, observou-se um aumento significativo na perda de energia com o aumento da espessura do material. Ou seja, quanto maior a espessura do material, menor quantidade de energia atingiria o cimento resinoso posicionado sob o material restaurador. Sendo assim, um aumento no tempo de

exposição à fonte de luz poderia compensar a quantidade de energia que atinge o cimento resinoso, suficiente para promover uma adequada conversão monomérica (Rueggeberg et al., 1994; Price & Felix, 2009; Price et al., 2010a; Rueggeberg, 2011). A perda de irradiância através da cerâmica feldspática é linear (dentro do intervalo avaliado) com o aumento da espessura, ou seja, quanto maior a espessura do material, maior a perda de energia, em proporção (Figura 15). Para os demais materiais, essa perda é representada por uma curva, mais caracterizada para a resina composta. No entanto, é importante ressaltar que estes valores representam a perda total de irradiância através do material restaurador.

Cada comprimento de onda apresenta um comportamento diferente no interior de cada material restaurador. Quanto maior o comprimento de onda (menor a frequência), menor a dispersão da luz dentro do material e, da mesma forma, quanto menor o comprimento de onda (maior frequência), maior a dispersão da luz. Sendo assim, entre os comprimentos de onda avaliados neste estudo, a luz violeta apresenta o menor comprimento de onda (350 a 425 nm), seguida da luz azul (425 a 490 nm) (Watts & Cash, 1994; Ernst et al., 2004; Ogunyinka et al., 2007; Price & Felix, 2009; Price et al., 2010b; Rueggeberg, 2011). A passagem de luz (inverso da absorção) é calculado em porcentagem do total de cada comprimento de onda, ou seja, o valor obtido para cada comprimento de onda sem interposição de material restaurador foi definido como 100% (Tabelas 4, 5, 6 e 7). A luz violeta, para todas as espessuras e tipos de material restaurador indireto, apresentou uma menor capacidade de penetração quando comparada a luz azul. Isso pode ser explicado pela fórmula de dispersão de luz (Miles et al., 2001) onde R é a razão entre comprimento de onda (λ) e a dispersão da luz $R=1/\lambda^4$, ou seja, para um comprimento de onda de, 400 nm, essa razão R é de $3,90^{-11}$. Já para um comprimento de onda de luz azul, de 450 nm, esse valor é de $2,44^{-11}$. Uma pequena variação no comprimento de onda representa um grande aumento no valor de dispersão da luz. Isso é extremamente importante para a qualidade dos procedimentos restauradores atuais em Odontologia. Os

fotoiniciadores sensíveis à luz violeta são conhecidos por sua maior efetividade, devido à sua capacidade de gerar uma maior quantidade de radicais livres com uma menor quantidade de energia, e estão presentes em muitos compósitos restauradores atuais (Park et al., 1999; Brandt et al., 2000; Asmussen & Peutzfeldt, 2002; Emami & Soderholm, 2005; Neumann et al., 2006; Ogunyinka et al., 2007). A baixa penetração da luz violeta pode resultar em um material subpolimerizado em cavidades mais profundas. Para restaurações indiretas, um cimento resinoso que apresentasse um fotoiniciador com maior efetividade, significaria em um maior grau de conversão destes cimentos, conferindo melhores propriedades físicas, mecânicas e estéticas, além de uma redução no tempo do procedimento clínico (Rueggeberg et al., 1994; Price & Felix, 2009; Price et al., 2010a; Rueggeberg, 2011). No entanto, devido à baixa transmissão deste comprimento de onda nos materiais restauradores indiretos, o uso de um cimento com fotoiniciadores sensíveis à luz violeta para cimentação de materiais restauradores indiretos apresentaria limitações (Ruyter & Oysaed, 1982; Blackman et al., 1990; Rueggeberg et al., 1994; Uhl et al., 2002; Yoon et al., 2002; Foxton et al., 2003; Ernst et al., 2004; Santos et al., 2007; Ilie & Hickel, 2008; Price & Felix, 2009; Price et al., 2010a).

Quando observamos a proporção de A/V (Figura 19) é possível analisar a quantidade de luz violeta que passa em relação à luz azul. Para o controle, os dois tipos de luzes são emitidos pelo aparelho em uma relação de 34,9%. Quanto menor a porcentagem de violeta que atravessa o material, em relação ao azul, menor a relação A/V. A penetração da luz violeta foi mais crítica para a resina composta indireta. E, quanto maior a espessura deste material, maior a redução na proporção A/V. O tamanho das partículas de carga presentes na resina composta se assemelham ao comprimento de onda da luz violeta, o qual pode ter grande influência nesse efeito pela absorção da luz violeta pelas partículas. A cerâmica feldspática apresentou menor redução da proporção A/V para todas as espessuras, devido a maior quantidade de fase vítrea em sua composição que permite uma maior transmissão da luz. Ainda assim, uma redução nessa

proporção com o aumento da espessura ocorre devido a maior dispersão da luz violeta quando comparada à luz azul.

A quantidade de energia absorvida por um material é o inverso da quantidade de energia transmitida pelo mesmo. Através da absorvância de um material, podemos determinar o comprimento de onda que é mais absorvido no interior do mesmo. Absorvância $[-\ln(t)]$ é a capacidade intrínseca de um material absorver luz em um comprimento de onda específico (Miles et al., 2001). Todos os materiais restauradores apresentaram maior absorvância para o comprimento de onda na luz violeta. A resina composta indireta e a cerâmica Katana apresentaram grande diferença de absorção entre a luz violeta e os demais comprimentos de onda. Quanto maior a espessura do material restaurador, maior a absorvância para todos os comprimentos de onda. É possível observar que, quanto maior o comprimento de onda, menor a absorvância. Por exemplo, para o comprimento de onda da luz verde (500 nm), a absorvância foi menor para todos os materiais em todas as espessuras. Um material restaurador a base de resina que apresentasse fotoiniciadores sensíveis a maiores comprimentos de onda poderia apresentar maior profundidade de polimerização, assim como, um aumento na espessura de um material restaurador indireto não surtiria grande efeito no grau de conversão de um cimento resinoso (Allen, 1996; Li & White, 1999; Anusavice, 2003; Ernst et al., 2004; Pegoraro et al., 2007; Santos et al., 2007; Price & Felix, 2009; Price et al., 2010a; Ferracane, 2011; Rueggeberg, 2011).

É de extrema importância o desenvolvimento dos aparelhos fotoativadores, compostos fotoiniciadores, materiais restauradores diretos e indiretos, cimentos resinosos, entre outros, no intuito de avanços na qualidade do procedimento restaurador. Atualmente, uma fonte de luz ideal deveria apresentar comprimentos de onda específicos para diferentes fotoiniciadores, com uma uniformidade adequada na saída de luz, uma alta irradiância, adequado controle do tempo de exposição, pequeno tamanho e desenho de fácil uso. A fotoativação utilizando compostos fotoiniciadores sensíveis à luz violeta seria considerada

ideal, devido à sua eficiência e qualidade estética. No entanto, técnicas que consigam contornar a deficiência na penetração da luz violeta no interior de diferentes materiais restauradores odontológicos devem ser desenvolvidas (Ruyter & Oysaed, 1982; Blackman et al., 1990; Rueggeberg et al., 1994; Uhl et al., 2002; Yoon et al., 2002; Foxton et al., 2003; Ernst et al., 2004; Santos et al., 2007; Ilie & Hickel, 2008; Price & Felix, 2009; Price et al., 2010b). Além disso, estudos quanto à composição dos materiais restauradores odontológicos e procedimentos de fotopolimerização buscam melhorias no grau de conversão destes materiais e, conseqüentemente, nas diferentes propriedades dos mesmos devem ser realizados.

7. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos neste estudo é possível concluir que:

- Todos os materiais restauradores indiretos tiveram influência significativa na perda de irradiância com o aumento da espessura. A cerâmica feldspática apresentou a menor perda de irradiância entre os materiais restauradores para todas as espessuras;

- A passagem da luz violeta (350 a 425 nm) foi menor, em todos materiais restauradores nas diferentes espessuras, quando comparada à luz azul (425 a 490 nm). Quanto maior a espessura, menor a proporção de luz violeta em relação à luz azul. A cerâmica feldspática apresentou a maior proporção de luz violeta em relação à luz azul para todas as espessuras, enquanto a resina composta apresentou a menor proporção;

- A absorvância observada para todos os materiais restauradores foi maior no comprimento de onda da luz violeta, que apresenta menor comprimento de onda que a luz azul. Quanto maior o comprimento de onda, menor a absorvância do material, como observado para a luz azul. O aumento da espessura do material restaurador indireto resultou em maior absorvância para todos os comprimentos de onda.

REFERÊNCIAS*

1. Aida, M, T Hayakawa, K Mizukawa. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent*. 1995 May;73(5):464-470.
2. Allen, N. Photoinitiators for UV and visible curing of coatings: mechanisms and properties. *Journal of Photochem and Photobiol A: Chem*. 1996;100:101-107.
3. Anusavice, KJ. *Phillips Science of Dental Materials*. St. Louis: Elsevier; 2003.
4. Arrais, CA, M Giannini, FA Rueggeberg, DH Pashley. Microtensile bond strength of dual-polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. *J Prosthet Dent*. 2007 Feb;97(2):99-106.
5. Asmussen, E, A Peutzfeldt. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand*. 2002 Jun;60(3):146-150.
6. Blackman, R, N Barghi, E Duke. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*. 1990 Mar;63(3):295-300.
7. Blatz, MB, A Sadan, M Kern. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):268-274.
8. Bowen, R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. In: U n.3066112.27, editor. USA: 3066112.27; 1962.
9. Brandt, W, S LF, F E, C-S L, S MA. Effect of different photo-initiators and light curing units on degree of conversion of composites. *Braz Oral Res*. 2000;24(3):263-270.

*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

10. Brodbelt, RH, WJ O'Brien, PL Fan. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res.* 1980 Jan;59(1):70-75.
11. Buonocore, MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):849-853.
12. Burgess, JO, RS Walker, CJ Porche, AJ Rappold. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Oct;23(10):889-892, 894, 896 passim; quiz 908.
13. Burke, FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update.* 2005a Jun;32(5):251-254, 257-258, 260.
14. Burke, FJ. Trends in indirect dentistry: introduction. *Dent Update.* 2005b Apr;32(3):128.
15. Calamia, JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int.* 1985 Jan;16(1):5-12.
16. Caldas, DB, JB de Almeida, L Correr-Sobrinho, MA Sinhoreti, S Consani. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent.* 2003 May-Jun;28(3):315-320.
17. Caughman, WF, FA Rueggeberg, JW Curtis, Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc.* 1995 Sep;126(9):1280-1282, 1284, 1286.
18. Cavalcanti, AN, RM Foxtton, TF Watson, MT Oliveira, M Giannini, GM Marchi. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent.* 2009a May-Jun;34(3):280-287.
19. Cavalcanti, AN, RM Foxtton, TF Watson, MT Oliveira, M Giannini, GM Marchi. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Oper Dent.* 2009b May-Jun;34(3):344-351.

20. Cefaly, DF, GA Ferrarezi, CM Tapety, JR Lauris, MF Navarro. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. *Braz Dent J.* 2005;16(2):98-102.
21. Cobb, DS, MA Vargas, T Rundle. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent.* 1996 Oct;9(5):199-202.
22. Conrad, HJ, WJ Seong, IJ Pesun. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 Nov;98(5):389-404.
23. Cook, WD. Photopolymerization kinetics of dimethacrylates using the camphorquinone/amine initiator system. *Polymer.* 1992;33(3):600-609.
24. Cook, WD, MP Chong. Colour stability and visual perception of dimethacrylate based dental composite resins. *Biomaterials.* 1985 Jul;6(4):257-264.
25. Correr, AB, MA Sinhoreti, LC Sobrinho, RN Tango, LF Schneider, S Consani. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J.* 2005;16(3):218-224.
26. Craig, R. *Restorative Dental Materials.* St. Louis: Mosby; 1989.
27. Craig, RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am.* 1981 Apr;25(2):219-239.
28. de Souza Costa, CA, J Hebling, CT Hanks. Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative resin composite applied to an immortalized odontoblast-cell line. *Oper Dent.* 2003 Jul-Aug;28(4):365-370.
29. Della Bona, A. *Adesão às cerâmicas: evidências científicas de uso clínico.* São Paulo: Artes Médicas; 2009.
30. Denehy, GE. Composite resins. *Compend Contin Educ Dent.* 2009 Jul-Aug;30(6):366-367.

31. Denry, IL, JR Mackert, Jr., JA Holloway, SF Rosenstiel. Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res.* 1996 Dec;75(12):1928-1935.
32. Dong, JK, H Luthy, A Wohlwend, P Scharer. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992 Jan-Feb;5(1):9-16.
33. el-Mowafy, OM, MH Rubo, WA el-Badrawy. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent.* 1999 Jan-Feb;24(1):38-44.
34. Emami, N, M Sjudahl, KJ Soderholm. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater.* 2005 Aug;21(8):721-730.
35. Emami, N, KJ Soderholm. Influence of light-curing procedures and photo-initiator/co-initiator composition on the degree of conversion of light-curing resins. *J Mater Sci Mater Med.* 2005 Jan;16(1):47-52.
36. Ernst, CP, GR Meyer, J Muller, E Stender, MO Ahlers, B Willershausern. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm. *J Adhes Dent.* 2004 Summer;6(2):141-150.
37. Ferracane, JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):29-38.
38. Ferracane, JL, JC Mitchem, JR Condon, R Todd. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997 Aug;76(8):1508-1516.
39. Foxton, RM, PN Pereira, M Nakajima, J Tagami, H Miura. 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 Apr;16(2):129-134.
40. Francischone, AC, LW Vasconcelos. *Sistema Procera. Nova tecnologia em estética.* São Paulo: Quintessence Editora Ltda.; 2000.

41. Goracci, C, AH Cury, A Cantoro, F Papacchini, FR Tay, M Ferrari. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent.* 2006 Oct;8(5):327-335.
42. Gorodovsky, S, O Zidan. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent.* 1992 Aug;68(2):269-274.
43. Halvorson, RH, RL Erickson, CL Davidson. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. *Oper Dent.* 2003 May-Jun;28(3):307-314.
44. Hansen, EK, E Asmussen. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res.* 1993 Apr;101(2):115-119.
45. Harris, JS, PH Jacobsen, DM O'Doherty. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *J Oral Rehabil.* 1999 Aug;26(8):635-639.
46. Heffernan, MJ, SA Aquilino, AM Diaz-Arnold, DR Haselton, CM Stanford, MA Vargas. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002a Jul;88(1):4-9.
47. Heffernan, MJ, SA Aquilino, AM Diaz-Arnold, DR Haselton, CM Stanford, MA Vargas. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002b Jul;88(1):10-15.
48. Higashi, C, R Reggiani, S Kina, O Scopin, R Hirata. Cerâmicas em dentes anteriores: parte I - indicações clínicas dos sistemas cerâmicos. *Clínica - Intern J Braz Dent.* 2006;2:22-36.
49. Hikita, K, B Van Meerbeek, J De Munck, T Ikeda, K Van Landuyt, T Maida, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):71-80.

50. Hill, EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):643-658, vi.
51. Ilie, N, R Hickel. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):908-914.
52. Jimenez-Planas, A, J Martin, C Abalos, R Llamas. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int.* 2008 Feb;39(2):e74-84.
53. Jones, GE, L Boksman, RJ McConnell. Effect of etching technique on the clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Dent Technol.* 1986 Nov-Dec;10(10):635-637.
54. Kelsey, WP, 3rd, RJ Blankenau, GL Powell, WW Barkmeier, WT Cavel, BK Whisenant. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers Surg Med.* 1989;9(6):623-627.
55. Kelsey, WP, RJ Blankenau, GL Powell, WW Barkmeier, EF Stormberg. Power and time requirements for use of the argon laser to polymerize composite resins. *J Clin Laser Med Surg.* 1992 Aug;10(4):273-278.
56. Kirkpatrick, SJ. A primer on radiometry. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):21-26.
57. Kramer, N, U Lohbauer, R Frankenberger. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000 Nov;13(Spec No):60D-76D.
58. Lee, HL, JA Orłowski, BJ Rogers. A comparison of ultraviolet-curing and self-curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. *Int Dent J.* 1976 Jun;26(2):134-151.
59. Leinfelder, KF. New developments in resin restorative systems. *J Am Dent Assoc.* 1997 May;128(5):573-581.
60. Leirskar, J, T Henaug, NR Thoresen, H Nordbo, FR von der Fehr. Clinical performance of indirect composite resin inlays/onlays in a dental school:

- observations up to 34 months. *Acta Odontol Scand.* 1999 Aug;57(4):216-220.
61. Leonard, DL, DG Charlton, HW Roberts, ME Cohen. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14(5):286-295.
 62. Li, ZC, SN White. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent.* 1999 May;81(5):597-609.
 63. Lohbauer, U, C Rahiotis, N Kramer, A Petschelt, G Eliades. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater.* 2005 Jul;21(7):608-615.
 64. Mandikos, MN, GP McGivney, E Davis, PJ Bush, JM Carter. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent.* 2001 Apr;85(4):386-395.
 65. McLean, JW, TH Hughes. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965 Sep 21;119(6):251-267.
 66. Miles, RB, WR Lempert, JN Forkey. Laser Rayleigh scattering. *Meas Sci Technol.* 2001 May;12(5):R33-R51.
 67. Mills, RW, A Uhl, KD Jandt. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J.* 2002 Oct 26;193(8):459-463; discussion 455.
 68. Moin Jan, C, Y Nomura, H Urabe, M Okazaki, H Shintani. The relationship between leachability of polymerization initiator and degree of conversion of visible light-cured resin. *J Biomed Mater Res.* 2001;58(1):42-46.
 69. Munksgaard, EC, A Peutzfeldt, E Asmussen. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci.* 2000 Aug;108(4):341-345.

70. Neumann, MG, WG Miranda, Jr., CC Schmitt, FA Rueggeberg, IC Correa. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005 Jul;33(6):525-532.
71. Neumann, MG, CC Schmitt, GC Ferreira, IC Correa. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater.* 2006 Jun;22(6):576-584.
72. Nomoto, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* 1997 Jun;16(1):60-73.
73. Ogunyinka, A, WM Palin, AC Shortall, PM Marquis. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):807-813.
74. Paffenberger G, RN. Composite restorative materials in dental practice: a review. *Int Dent J.* 1974;24:1-11.
75. Park, YJ, KH Chae, HR Rawls. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.* 1999 Mar;15(2):120-127.
76. Pegoraro, TA, NR da Silva, RM Carvalho. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):453-471, x.
77. Perdigao, J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):333-357, viii.
78. 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 Feb;53(1):29-34.
79. Peutzfeldt, A, E Asmussen. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent.* 2000 Aug;28(6):447-452.

80. Piwowarczyk, A, HC Lauer, JA Sorensen. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep;92(3):265-273.
81. Prakki, A, R Carvalho. Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. *Rev Fac Odontol São José dos Campos.* 2001;4(1):21-26.
82. Price, RB, L Ehrnford, P Andreou, CA Felix. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent.* 2003 Fall;5(3):193-207.
83. Price, RB, J Fahey, CM Felix. Knoop hardness of five composites cured with single-peak and polywave LED curing lights. *Quintessence Int.* 2010a Nov-Dec;41(10):e181-191.
84. Price, RB, CA Felix. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater.* 2009 Jul;25(7):899-908.
85. Price, RB, FA Rueggeberg, D Labrie, CM Felix. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2010b Apr;22(2):86-101.
86. Qualtrough, AJ, V Piddock. Ceramics update. *J Dent.* 1997 Mar;25(2):91-95.
87. Robinson, PB, BK Moore, ML Swartz. Comparison of microleakage in direct and indirect composite resin restorations in vitro. *Oper Dent.* 1987 Summer;12(3):113-116.
88. Rosenstiel, SF, MF Land, BJ Crispin. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):280-301.
89. Rueggeberg, F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999 Nov(25):S4-15; quiz S73.

90. Rueggeberg, FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):39-52.
91. Rueggeberg, FA, JS Blalock, RS Callan. LED curing lights--what's new? *Compend Contin Educ Dent.* 2005 Aug;26(8):586, 588, 590-581.
92. Rueggeberg, FA, WF Caughman, JW Curtis, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994 Jan-Feb;19(1):26-32.
93. Rueggeberg, FA, M Daronch, WD Browning, DEG MF. In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Oct;22(5):314-322.
94. Ruyter, IE, H Oysaed. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand.* 1982;40(3):179-192.
95. Sahafi, A, A Peutzfeldt, E Asmussen. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent.* 2001 Jun;14(3):145-147.
96. Santos, GB, IS Medeiros, CE Fellows, A Muench, RR Braga. Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent.* 2007 Jan-Feb;32(1):79-83.
97. Schroeder, WF, CI Vallo. Effect of different photoinitiator systems on conversion profiles of a model unfilled light-cured resin. *Dent Mater.* 2007 Oct;23(10):1313-1321.
98. Sensi, LG, W Webley. A simplified approach for layering composite resin restorations. *Gen Dent.* 2007 Nov;55(7):638-645.
99. Sjogren, G, R Lantto, A Granberg, BO Sundstrom, A Tillberg. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 1999 Mar-Apr;12(2):122-128.

100. Small, BW. A review of devices used for photocuring resin-based composites. *Gen Dent.* 2001 Sep-Oct;49(5):457-460.
101. St-Georges, AJ, EJ Swift, Jr., JY Thompson, HO Heymann. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent.* 2002 Jul-Aug;27(4):410-417.
102. Stahl, F, SH Ashworth, KD Jandt, RW Mills. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000 Jul;21(13):1379-1385.
103. Stansbury, JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000;12(6):300-308.
104. Staudt, CB, I Krejci, A Mavropoulos. Bracket bond strength dependence on light power density. *J Dent.* 2006 Aug;34(7):498-502.
105. Touati, B, N Aidan. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent.* 1997;9(3):108-118.
106. Turssi, CP, JL Ferracane, K Vogel. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials.* 2005 Aug;26(24):4932-4937.
107. Uhl, A, RW Mills, RW Vowles, KD Jandt. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 2002;63(6):729-738.
108. Uhl, A, BW Sigusch, KD Jandt. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 2004 Jan;20(1):80-87.
109. Van Meerbeek, B, M Vargas, S Inoue, Y Yoshida, M Peumans, P Lambrechts. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *J Oper Dent.* 2001;6:19-44.

110. Vandewalle, KS, JL Ferracane, TJ Hilton, RL Erickson, RL Sakaguchi. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater.* 2004 Jan;20(1):96-106.
111. Vargas, MA, DS Cobb, JL Schmit. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent.* 1998 Mar-Apr;23(2):87-93.
112. Watts, DC, AJ Cash. Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent.* 1994 Apr;22(2):112-117.
113. Weiner, RS. Dental cements: a review and update. *Gen Dent.* 2007 Jul-Aug;55(4):357-364; quiz 365-356, 375-356.
114. Wolfart, S, K Ludwig, A Uphaus, M Kern. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2007 Dec;23(12):1513-1520.
115. Xu, X, DA Sandras, JO Burgess. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(1):19-27; discussion 28.
116. Yilmaz, H, C Aydin, BE Gul. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007 Aug;98(2):120-128.
117. Yoon, TH, YK Lee, BS Lim, CW Kim. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002 Dec;29(12):1165-1173.
118. Yoshida, K, Y Tsuo, M Atsuta. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2006;77(1):28-33.