

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
MATERIAIS DENTÁRIOS**

**Eficácia do LED
como fonte de polimerização
de um compósito**

Ulisses Bastos Campregher

Porto Alegre, outubro de 2003

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
MATERIAIS DENTÁRIOS**

**Eficácia do LED
como fonte de polimerização
de um compósito**

Ulisses Bastos Campregher

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção do título de **Mestre em Odontologia** na área de concentração de Clínica Odontológica–Materiais Dentários.

Profa. Dra. Susana Maria werner Samuel
Orientadora

Porto Alegre, outubro de 2003

“ Não a nós, Senhor, não a nós,
mas ao teu nome dá glória,
por amor da tua misericórdia
e da tua fidelidade”. (Salmo 115:1)

Agradecimentos

Aos meus **pais**, por terem me ensinado a andar nos caminhos de Deus e pelo exemplo de vida e dedicação,

À minha namorada **Melissa** pelo carinho e compreensão,

À minha irmã **Raquel** pelo apoio tão presente mesmo estando tão distante,

À minha irmã **Naila** e ao meu cunhado **João Pedro** por toda ajuda que sempre me deram desde que eu vim para Porto Alegre,

Ao amigo **Ricardo Marcelo Rempel** pela amizade e auxílio técnico,

À querida Profa. **Carmem Beatriz Borges Fortes** pela amizade e por ter sido a primeira pessoa a me apoiar e incentivar a fazer pesquisa em Materiais Dentários,

À **Fernanda Zanella Arruda** pela amizade e companheirismo durante todo o curso de Mestrado,

Ao Prof. Dr. **Ewerton Nocchi Conceição** por ter disponibilizado os equipamentos do laboratório de Dentística,

Ao Prof. **Álvaro Luis Kroeff Dillenburg** pelo auxílio no desenvolvimento da parte experimental deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **Pantelis Varvaki Rados**, como coordenador do programa de Pós-Graduação, pelo apoio, quando do início do curso de Mestrado.

Ao Prof. Dr. **Cassiano Kuchenbecker Roësing** pelo auxílio na elaboração dos artigos científicos.

Às Bibliotecárias **Norma Beatriz Loureiro Ataíde** e **Eloísa Futuro Pftischer** pela orientação e por todo trabalho de revisão das referências desta dissertação,

Às colegas **Mailing Ignácio Leitão** e **Márcia Silva de Jesus** pela amizade e importante auxílio na busca de artigos,

Ao Prof. Dr. **Carlos Pérez Bergmann** pelos ensinamentos na área de ciência dos materiais e pelo livre acesso aos laboratórios da Escola de Engenharia da UFRGS.

Ao Mestrando em Engenharia de Materiais, **Hugo Leonardo Rocha Alves**, pelo coleguismo e auxílio no uso dos equipamentos.

Ao colega **Maurício Heilmann** pela orientação e auxílio técnico na confecção das matrizes utilizadas neste trabalho.

À Empresa BioArt, na pessoa de Henrique José Piccin, pelo empréstimo do aparelho fotopolimerizador Single V,

À Empresa UltraDent pelo empréstimo do aparelho fotopolimerizador UltraLume-LED2,

Ao programa de Pós-Graduação, na pessoa do coordenador, Pantelis Varvaki Rados, por acreditar na formação docente da Odontologia,

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul e à Faculdade de Odontologia pelo ensino público gratuito e de qualidade.

Dedico este trabalho à minha orientadora
Profa. Dra. Susana Maria Werner Samuel por sua
amizade, incentivo e disponibilidade, pelos
muitos ensinamentos desde o curso de graduação,
pela paciência e compreensão, pela dedicação e
pelo exemplo de profissionalismo.

Por tudo isso, sou muito grato.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a eficácia de três aparelhos fotopolimerizadores comerciais que utilizam o LED como fonte de luz (Elipar FreeLight - 3M-ESPE, UltraLume-LED2 - Ultradent e Single V - BioArt) na polimerização do compósito Z250 (3M-ESPE), cor A3, através das propriedades: microdureza Knoop, profundidade de polimerização e resistência flexural. Um aparelho fotopolimerizador convencional de lâmpada halógena XL 2500 (3M-ESPE) foi utilizado como controle. Em todos os casos, o tempo de polimerização adotado foi de 20 s. Para o ensaio de microdureza foram confeccionados 10 corpos de prova cilíndricos com 8 mm de diâmetro e 2 mm de altura para cada aparelho fotopolimerizador. A microdureza foi medida 24 h após a confecção dos corpos de prova, que ficaram armazenados em ambiente seco e protegidos da luz. Para o ensaio de profundidade de polimerização foram confeccionados três corpos de prova cilíndricos com 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura para cada aparelho fotopolimerizador. O ensaio foi realizado imediatamente após a polimerização do compósito. Para o ensaio de resistência flexural foram confeccionados 5 corpos de prova com 25 mm de comprimento, 2 mm de altura e 2 mm de largura para cada aparelho fotopolimerizador. A resistência flexural foi medida 24 h após a polimerização do compósito e armazenagem dos corpos de prova em água destilada a 37°C. Os resultados obtidos foram comparados às exigências da especificação 4049:2000 da *International Organization for Standardization (ISO)* e submetidos à análise estatística para comparação entre os aparelhos. Os valores de microdureza obtidos com os três fotopolimerizadores com LED não mostraram diferença entre si e foram superiores aos obtidos com o aparelho convencional. Para o ensaio de profundidade de polimerização, os valores obtidos com o aparelho Single V foram superiores aos do aparelho convencional, enquanto que os obtidos pelos outros dois aparelhos não apresentaram diferenças significativas entre si e o convencional. Para o ensaio de resistência flexural, não houve diferença entre os valores obtidos pelos três aparelhos com LED e o aparelho convencional. As exigências da ISO 4049:2000 para os ensaios de profundidade de polimerização e resistência flexural foram atendidas em todos os casos.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the effectiveness of three commercially available LED light curing units (LCU) (Elipar FreeLight - 3M-ESPE, UltraLume-LED2 - Ultradent e Single V - BioArt) for composite Z250-A3 (3M-ESPE) polymerization by means of Knoop hardness, polymerization depth and flexural strength properties. A conventional halogen LCU XL 2500 (3M-ESPE) was used as control. In all cases, curing time was of 20 s. Hardness was determined for 10 samples of 8 mm diameter and 2 mm height for each LCU, 24 h after composite cure. Samples were dry stored in a light proof container prior to testing. The composite depth of cure was measured for 3 samples of 4 mm diameter and 6 mm height for each LCU, immediately after composite polymerization. Flexural strength was determined 24 h after a 37° C distilled water immersion of five samples of 25 mm length, 2 mm height and 2 mm width for each LCU. The results were compared to International Organization for Standardization (ISO) 4049:200 requirements and treated statistically for LCUs comparison. Polymerization accomplished with the three LED LCU displayed higher hardness values than did halogen LCU and there weren't statistically significant between LED LCUs. Depth of cure achieved by LED LCU Single V was deeper than conventional LCU whereas those achieved by the other two showed no significant differences. There were no significant differences for flexural strengths between values obtained with the three LED and halogen LCUs. 4049:2000 ISO requirements for flexural strength and polymerization depth tests were reached in all cases.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DA LITERATURA	13
2.1 COMPÓSITOS	13
2.2 LUZ	17
2.3 CANFOROQUINONA	17
2.4 LÂMPADA HALÓGENA	18
2.5 FOTOPOLIMERIZADORES CONVENCIONAIS	19
2.6 LED	22
2.7 LED X LÂMAPADA HALÓGENA	25
3. PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAIS E MÉTODOS	33
4.1 APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES	33
4.2 COMPÓSITO	35
4.3 MICRODUREZA	35
4.4 PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO	37
4.5 RESISTÊNCIA FLEXURAL	39
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	42
5 RESULTADOS	43
5.1 MICRODUREZA	43
5.2 PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO	44
5.3 RESISTÊNCIA FLEXURAL	45
6 DISCUSSÃO	47
6.1 MICRODUREZA	49
6.2 PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO	51
6.3 RESISTÊNCIA FLEXURAL	53
6.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	54
6.5 HALÓGENA X LED	55
7 CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS	57

1 INTRODUÇÃO

Desde o surgimento dos compósitos fotopolimerizáveis como opção restauradora na Odontologia, inúmeras pesquisas vêm sendo realizadas buscando-se o aperfeiçoamento de suas propriedades físicas e biológicas. O resultado tem sido a oferta de produtos com características cada vez melhores quanto ao desempenho clínico e à facilidade de manipulação (TOLIDIS; NOBECOURT; RANDALL, 1998).

Dentro do processo restaurador, a etapa de polimerização do compósito é de extrema importância, pois a adequada polimerização é um fator crucial para a otimização das propriedades mecânicas e resultados clínicos do material.

Vários fatores podem afetar a polimerização dos compósitos. Alguns estão ligados ao material, como a composição, tipo e concentração do fotoiniciador e a quantidade de resina utilizada em cada incremento, e outros, ao aparelho fotopolimerizador, como o tipo e intensidade da fonte de luz, tempo de exposição, entre outros (CHUNG, 1990; BARGHI; BERRY; HATTON, 1994; MIYAZAKI et al., 1998).

A grande maioria dos compósitos odontológicos fotoativados disponíveis no mercado possuem canforoquinona como componente fotoiniciador da reação de polimerização. A canforoquinona sofre ativação, quando é irradiada com luz que tenha comprimentos de onda dentro de uma faixa que vai de 375 nm a 500 nm, sendo que o pico de ativação ocorre em torno de 470 nm, correspondente ao espectro da luz azul (NOMOTO, 1997).

Nos últimos anos, o foco das pesquisas tem se voltado para a fonte de luz usada na polimerização dos compósitos (MENIGA et al, 1997; PEUTZFELDT; SAHAFI; ASMUSSEN, 2000; GAGLIANI; FADINI; RITZMANN, 2002).

A lâmpada halógena é a fonte de luz mais amplamente utilizada nos aparelhos fotopolimerizadores. Essa lâmpada produz luz por incandescência quando o filamento de tungstênio, no interior do bulbo de quartzo, é aquecido (PILO; OELGIESSER; CARDASH,

1999). Porém, apesar da popularidade dos aparelhos que utilizam lâmpadas halógenas, existem algumas limitações inerentes à essa tecnologia.

Lâmpadas halógenas comuns possuem vida útil inferior a 40 horas e apresentam baixíssimo rendimento na conversão de energia elétrica em energia luminosa, pois a maior parte da energia consumida é transformada em calor. O calor gerado durante os ciclos de polimerização causa degradação dos diversos componentes do aparelho fotopolimerizador, como o bulbo da lâmpada, refletor de luz, filtro interno e ponteira de fibra ótica, comprometendo assim a eficiência da polimerização (MOSELEY; STRANG; STEPHEN, 1986; SATROM; MORRIS; CRIGGER, 1987; LEE et al, 1993; RUEGGEBERG et al., 1996). De acordo com Goodis e colaboradores, em 1990, e Hussey, Biagioni e Lamey, em 1995, os aparelhos fotopolimerizadores com lâmpada halógena promovem aumentos de temperatura no local de aplicação da luz que poderiam causar lesões pulpares. Além disso, a luz produzida por este tipo de lâmpada possui comprimentos de onda que estão fora do espectro efetivo de ativação da canforoquinona, que é o principal fotoiniciador da grande maioria dos biomateriais fotoativados, tornando-se necessária a utilização de filtros que restrinjam a passagem de luz aos comprimentos de onda apropriados, correspondentes à faixa de luz azul (FRIEDMAN, 1989).

Buscando superar essas deficiências, uma tecnologia alternativa tem sido proposta para a polimerização de materiais fotossensíveis, o diodo emissor de luz (LED).

Ao invés de um filamento aquecido, como aquele usado nas lâmpadas halógenas, o LED usa junções de semicondutores dopados (junção p-n) para a geração de luz. O LED azul não necessita de filtros, pois o espectro da radiação luminosa produzida coincide com o espectro de absorção da canforoquinona. Além disso, o LED azul não emite calor pois não gera radiação com comprimentos de onda na região do infravermelho, o que minimiza os

riscos de dano pulpar e elimina a necessidade do uso de ventiladores de refrigeração, possibilitando assim a produção de aparelhos mais silenciosos.

A vida útil de um LED é estimada em milhares de horas, com uma reduzida degradação da intensidade de luz ao longo do tempo (STAHL et al, 2000). Além disso, o baixíssimo consumo de energia desse componente torna viável a fabricação de aparelhos portáteis, alimentados por baterias recarregáveis.

No últimos anos, muitos pesquisadores têm avaliado a eficácia do LED na polimerização de compósitos, tendo como referência os aparelhos de lâmpada halógena. Porém, considerando-se que a maioria dos trabalhos utilizam protótipos de fotopolimerizadores com LED, ao invés de unidades comerciais, e/ou se valem de artifícios que reduzem a intensidade de luz dos aparelhos convencionais para níveis equivalentes aos que usam LEDs, pouco se sabe sobre a eficácia dos equipamentos comerciais disponíveis, quando são seguidas, rigorosamente, as recomendações dos fabricantes, tanto dos aparelhos fotopolimerizadores quanto dos compósitos, exatamente como ocorre na prática clínica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 COMPÓSITOS

Os compósitos odontológicos foram introduzidos no mercado na década de 60 com o lançamento dos materiais restauradores Addent (3M - Dental Products) e Adaptic (Johnson & Johnson, New Brunswick, N.J) (PEUTZFELDT, 1997; RUEGGERBERG, 2002).

No entanto, a história do desenvolvimento das resinas usadas na Odontologia começou bem antes, em 1843, quando o químico alemão chamado J. Redtenbacher descobriu o ácido acrílico, que serviu de base para o desenvolvimento de vários outros ácidos e seus ésteres passíveis de serem polimerizados. Por volta de 1900, conseguiu-se sintetizar e polimerizar o metilmetacrilato, material que passou a ser utilizado na confecção de bases de dentaduras no final da década de 30 e restaurações indiretas, alguns anos depois (PAFFENBARGER, 1974; LUSKIN¹ apud PEUTZFELDT, 1997).

O uso do metilmetacrilato na elaboração de resinas para restaurações diretas só foi possível após a descoberta do sistema amina terciária-peróxido de benzoíla que, quando misturados, geram radicais livres, iniciando o processo de polimerização do metilmetacrilato em temperatura ambiente (COOK; STANDISH, 1983; RUEGGERBERG, CAUGHMAN; CURTIS, 1994).

No início dos anos 50, os únicos materiais estéticos disponíveis para restaurações diretas eram o cimento de silicato e as resinas de metilmetacrilato sem carga. Apesar das grandes expectativas, quando do início do desenvolvimento desses materiais, algumas limitações não foram superadas. Os cimentos de silicato sofriam degradação ácida e tinham um longevidade média de 4 a 5 anos. Já as resinas metacrílicas sem carga apresentavam

¹ LUSKIN, L.S. Milestones in the history of acrylic products. **Or-chem Topics**, 1967:23 apud PEUTZFELDT, 1997.

acentuada contração de polimerização durante a presa, rigidez insuficiente para suportar as cargas oclusais e excessivo coeficiente de expansão térmica, quando comparadas à estrutura dentária (BOWEN; MARJENHOFF, 1992).

Nessa época, o dentista americano Rafael L. Bowen, insatisfeito com os resultados clínicos das resinas disponíveis, desenvolveu uma resina epóxica para uso em restaurações diretas. Porém, pouco tempo depois, a resina epóxica mostrou-se inapropriada para o uso em procedimentos restauradores diretos, pois demorava muito para tomar presa e tinha tendência a descoloração. As deficiências da nova resina motivaram Bowen a trabalhar na combinação dos epóxidos e dos acrilatos até que em 1956 ele desenvolveu a molécula do monômero 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacrililoxipropoxi)fenil]propano, que recebeu o acrônimo de bis-GMA, iniciando-se assim a era dos compósitos odontológicos (ANUSAVICE, 1996).

Compósitos são materiais sólidos feitos de dois ou mais componentes diferentes, combinando as propriedades de cada um para criar um novo material com propriedades superiores para uma aplicação específica (NOORT, 2002).

Os compósitos odontológicos modernos são constituídos por muitos componentes, mas, de modo simplificado, podem ser definidos como uma combinação de partículas inorgânicas duras ligadas a uma matriz de resina através de um agente de união.

A matriz de resina é formada por um sistema monomérico, por um sistema ativador-iniciador para polimerização através dos radicais livres e por estabilizadores para maximizar a estabilidade de armazenagem do compósito não polimerizado e a estabilidade química do compósito polimerizado. A carga inorgânica pode consistir de partículas como o vidro, o quartzo e a sílica fundida, entre outras, que contribuem para uma redução da contração de polimerização da resina, redução do coeficiente de expansão térmica, melhora das propriedades mecânicas, radiopacidade e controle de características estéticas como cor, transluminescência e fluorescência. Finalmente, o agente de união, que normalmente é um

organo-silano, liga quimicamente a carga de reforço à matriz de resina. A necessidade do agente de união se deve à incompatibilidade química entre a resina, que é hidrofóbica e as partículas de carga, que são hidrófilas. Os silanos apresentam grupamentos hidroxilas numa ponta, os quais são atraídos pelos grupamentos hidroxilas da superfície das partículas inorgânicas. A outra ponta consiste de um grupamento metacrilato que tem afinidade de ligação com a resina, via ligação dupla de carbono, promovendo assim a união entre os dois componentes principais de um compósito (ASMUSSEN, 1984; BRAEM et al., 1989; SÖDERHOLM, 1984; ANUSAVICE, 1996; NOORT, 2002).

Os primeiros compósitos desenvolvidos com base na resina de Bowen eram quimicamente ativados e as resinas vinham sob a forma de duas pastas. Uma continha o gerador de radicais livres, peróxido de benzoíla, e a outra continha uma amina terciária. A mistura era feita manualmente, dando início à reação de presa, que ocorria uniformemente em toda a espessura do material (RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994).

Apesar do grande avanço estético em relação às restaurações metálicas, os primeiros compósitos deixavam muito a desejar em relação às propriedades mecânicas e à estabilidade de cor. Além disso, o método de polimerização desses compósitos tinha a desvantagem de levar um tempo considerável para a presa do material, após ter sido colocado na cavidade preparada. Normalmente, a massa preparada tinha que ser mantida sob pressão para garantir adaptação à superfície do dente durante a polimerização, que durava em torno de 8 minutos (CRAIG²; McCABE³ apud RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994; PAFFENBARGER⁴ apud RUEGGEBERG, 2002).

² CRAIG, R.G. **Restorative Dental Materials**. 7th ed. St Louis: cv Mosby, P. 228. apud RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994.

³ Mc Cabe, J.F. Developments in Composite Resins. **Br Dent J**, v. 157, n. 12, p. 440-444, Dec. 1984. apud RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994.

⁴ PAFFENBARGER, G.C.; RUPP, N.W. Composite Restorative Materials in Dental Practice: a Review. **Int Dent J**, v. 24, n. 1, p. 1-17, Mar. 1974. apud RUEGGEBERG, 2002.

Surge então, no final da década de 70 a primeira resina fotopolimerizável para uso odontológico (CRAIG, 1981; BAISSOUNY; GRANT, 1978).

A possibilidade de se usar a luz como fonte de ativação da reação de polimerização dos compósitos foi um grande salto no desenvolvimento desses materiais, pois passava o controle da cura do compósito para as mãos do profissional que, então, podia fazer a escultura do material não polimerizado até estar satisfeito com o resultado e realizar a polimerização do material em alguns segundos, pela exposição à luz (RUEGGBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994).

Os primeiros materiais restauradores fotossensíveis utilizavam a luz ultravioleta, com comprimento de onda em torno de 354 nm, como fonte de energia para geração dos radicais livres, necessários para iniciar o processo de polimerização. A energia da luz ultravioleta é suficiente para quebrar a ligação central do éter metil benzoíla, criando assim, dois radicais livres. Apesar dos bons resultados iniciais, a luz ultravioleta mostrou grandes limitações quanto à profundidade de polimerização devido ao alto grau de absorção à medida que a luz atravessava o compósito. A radiação ultravioleta também exige cuidados adicionais, pelos possíveis riscos de queimaduras leves na mucosa, dano aos olhos e alteração da flora bucal dos pacientes. Além disso, para geração de luz ultravioleta, os aparelhos fotopolimerizadores utilizavam lâmpadas de descarga de mercúrio, que são caras e apresentam acentuada redução de potência de saída com o tempo de uso (SATROM; MORRIS; CRIGGER, 1987; CRAIG, 1981; FISCHETTI, 2001; NOORT, 2002).

As limitações do uso da luz ultravioleta em aplicações odontológicas, e as constantes pesquisas sobre a tecnologia de polimerização, culminaram com a introdução da luz visível para polimerização de compósitos, dando origem a uma das fases mais marcantes e duradouras da Odontologia Moderna.

2.2 LUZ

As ondas eletromagnéticas existem numa enorme variedade de comprimentos de onda, sendo que o conjunto de todos os comprimentos de onda recebe o nome de espectro eletromagnético. Ondas de rádio, ondas de televisão, microondas, raios X, bem como a luz visível, são todos tipos de ondas eletromagnéticas. Elas diferem umas das outras apenas nos seus comprimentos de onda. Apesar de ser contínuo, o espectro eletromagnético é, normalmente, dividido em regiões, de acordo com a interação das ondas com a matéria. O espectro eletromagnético inicia com as ondas de rádio com comprimentos da ordem de $1 \times 10^4 \text{ cm}$ e vai até as ondas de raios gama com comprimentos em torno de $1 \times 10^{-12} \text{ cm}$. A região de luz visível consiste de uma pequena faixa de comprimentos de ondas que vai de aproximadamente 400 nm até 700 nm, sendo que diferentes comprimentos de onda, dentro desta faixa, correspondem a diferentes cores de luz. Os comprimentos de ondas mais longos (próximo a 700 nm) são percebidos como luz laranja ou vermelha, e os comprimentos de ondas mais curtos (próximo a 400 nm) como luz azul ou violeta. O conjunto de todos os comprimentos de ondas da faixa de luz visível forma a luz branca (KNIGHT, 1997; GIANCOLI, 1998).

2.3 CANFOROQUINONA

A introdução da luz visível para a polimerização de compósitos só foi possível após a incorporação da canforoquinona como fotoiniciador da reação de polimerização. A canforoquinona é uma diquetona capaz de gerar radicais livres após sua ativação, que ocorre pela exposição à luz visível. Apesar da canforoquinona ser capaz de absorver luz numa faixa que cobre boa parte do espectro da luz visível, entre 375 nm e 500 nm, sua máxima sensibilidade está relacionada aos comprimentos de ondas de uma faixa bem mais estreita desse espectro, que vai de 450 nm a 490 nm (NOMOTO, 1997).

Com isso, a ativação podia ser feita a partir de uma lâmpada incandescente halógena que é mais barata, mais segura e cuja luz possui maior poder de penetração nos compósitos do que a ultravioleta, utilizada antes da introdução da canforoquinona.

2.4 LÂMPADA HALÓGENA

A fonte de luz visível utilizada desde os primeiros aparelhos fotopolimerizadores tem sido a lâmpada halógena. Do mesmo modo que as lâmpadas incandescentes comuns, as lâmpadas halógenas são formadas por um filamento de tungstênio recoberto por um bulbo protetor, contendo um gás inerte. As diferenças entre as duas lâmpadas estão no tamanho e composição do bulbo e no tipo de gás utilizado. Numa lâmpada comum, o bulbo é grande e feito de vidro e o gás contido é, usualmente, o argônio ou nitrogênio, enquanto numa lâmpada halógena o bulbo é pequeno e feito de quartzo e o gás contido é do grupo dos halogênios, que deu origem ao nome desse tipo de lâmpada.

O processo de geração da luz ocorre quando a corrente elétrica passa pelo fino filamento de tungstênio, aquecendo-o até atingir temperaturas próximas a 2500°C. Assim, o filamento passa a emitir luz num processo chamado de incandescência. Com o aquecimento do filamento, o tungstênio evapora e se deposita na parede interna do bulbo, e quando a temperatura do bulbo atinge temperaturas em torno de 250°C o gás halogênio reage com o tungstênio depositado, e o novo composto halóide formado migra de volta para o filamento. Ao se deparar com o filamento, a uma temperatura de 2500°C, o composto se dissocia, sendo o tungstênio depositado na parte menos aquecida e o halogênio liberado para continuar o ciclo. A reação do tungstênio com o gás halogênio e sua posterior deposição no filamento serve para aumentar a vida útil da lâmpada em relação a lâmpada incandescente comum.

No processo de conversão da corrente elétrica em luz visível numa lâmpada halógena quase toda energia fornecida é transformada em calor e apenas uma pequena parte, menos de

10%, retorna na forma de luz. A luz gerada por incandescência contém todos os comprimentos de onda da luz visível, ou seja, um espectro de emissão contínuo (KNIGHT, 1997; GILWAY..., 2001).

2.5 FOTOPOLIMERIZADORES CONVENCIONAIS

Os aparelhos fotopolimerizadores convencionais de lâmpada halógena têm servido muito bem à profissão odontológica até hoje e esta é, sem dúvida, a fonte de luz mais amplamente usada para ativação dos diversos materiais odontológicos fotossensíveis, como compósitos, ionômeros de vidro modificados por resina, selantes, materiais para restaurações provisórias e confecção de núcleos, entre outros (HOFMANN; HUGO; KLAIBER, 2002; TARLE et al., 2002; DUNN; TALOUMIS, 2002; LEONARD et al., 2002). Mesmo assim, a tecnologia utilizada por esses aparelhos apresenta algumas limitações que, se não consideradas pelo profissional, podem comprometer a qualidade final e a longevidade das restaurações com compósitos.

As lâmpadas halógenas emitem radiação com comprimentos de onda que vão do infravermelho ao ultravioleta cobrindo, assim, todo o espectro de luz visível. No entanto, apenas os comprimentos de onda correspondentes à luz azul é que são realmente efetivos na ativação da canforoquinona.

A radiação infravermelha é a principal responsável pelo aquecimento no local de aplicação da luz e a ultravioleta oferece riscos à saúde, como já citado anteriormente. Por isso, esses aparelhos fotopolimerizadores precisam utilizar filtros que bloqueiem as radiações que se afastam dos comprimentos de onda da luz azul (FRIEDMAN, 1989; NOMOTO, 1997).

Segundo Tarle e colaboradores, em 2002, a geração de calor é uma das principais desvantagens de se usar lâmpada halógena como fonte de luz, e o aumento de temperatura durante a polimerização de compósitos é freqüentemente negligenciado, embora seja muito

importante não apenas pelo aparecimento de tensões de contração, mas também pela possibilidade de provocar danos pulpares (GOODIS, 1990; HUSSEY; BIAGIONI; LAMEY, 1995).

Loney e Price, em 2001, mostraram que, utilizando um aparelho fotopolimerizador convencional (Optilux 401) com intensidade de luz de $720,7 \text{ mW/cm}^2$, a temperatura na saída da ponteira sofria um aumento médio de 13°C , quando o aparelho era acionado, sendo que esta variação era reduzida para um valor médio de $6,9^\circ\text{C}$, quando se colocava uma lâmina de resina de 1 mm de espessura mais uma lâmina de dentina de 1,45 mm entre a ponteira e o sensor de temperatura.

Como dito anteriormente, as lâmpadas halógenas produzem luz pelo processo de incandescência. Este processo é inerentemente de baixíssimo rendimento, pois a maior parte da energia fornecida é perdida na forma de calor. Além disso, o calor gerado no interior do aparelho, durante os ciclos de uso, causa degradação do refletor, do filtro e da ponteira de fibra ótica, reduzindo a potência luminosa de saída. O tempo médio de vida de uma lâmpada halógena utilizada nos aparelhos fotopolimerizadores, é inferior a 40 horas para os modelos comuns, podendo chegar a 100 horas para as novas lâmpadas de longa duração. (FRIEDMAN, 1989; RUEGEBBERG et al., 1996; HOFMANN; HUGO; KLAIBER, 2002; 3M BRASIL, 2003; DENTSPLY, 2003).

De acordo com Althoff e Hartung, em 2000, num aparelho fotopolimerizador convencional de lâmpada halógena, a potência de luz fornecida corresponde a menos de 1% da energia elétrica consumida.

Alguns trabalhos têm mostrado que muitos aparelhos fotopolimerizadores de lâmpada halógena, em uso na clínica, apresentam intensidade de luz bastante baixa devido à ausência

de manutenção, sendo, portanto, de extrema importância o monitoramento das condições desses aparelhos.

Barghi, Berry e Hatton, em 1994, realizaram uma avaliação de aparelhos fotopolimerizadores e descobriram que 29,7% deles apresentavam intensidade de luz inferior a 200 mW/cm^2 , valor mínimo que os autores consideraram aceitável para polimerização de compósitos. Além disso, foi constatado que apenas 9% dos dentistas que estavam utilizando aparelhos com intensidade inferior a 200 mW/cm^2 expressaram insatisfação com o funcionamento dos mesmos.

Martin, em 1998, verificou a intensidade de luz de 214 aparelhos fotopolimerizadores de dentistas particulares na Austrália e constatou que 47,7% apresentavam valores acima de 400 mW/cm^2 , 25,7% de 201 a 399 mW/cm^2 e 26,6% abaixo de 200 mW/cm^2 , sendo esta última faixa considerada como potência inadequada para o uso. A autora constatou também que 49,1% dos dentistas nunca tinham checado a intensidade de luz dos seus aparelhos. O tempo de uso das unidades polimerizadoras verificadas tinham entre 6 semanas e 19 anos de uso, sendo 48,7% com 5 anos ou menos, 44,2% entre 6 e 10 anos e 7,1% com mais de 10 anos.

Num estudo realizado em 1998, Miyazaki e colaboradores, mediram a intensidade de luz de 105 aparelhos fotopolimerizadores, que estavam sendo regularmente usados em clínicas particulares na cidade de Tokio-Japão e constataram que 41,9% deles tinham entre 28 e 500 mW/cm^2 . Além disso, verificaram as alterações na intensidade de saída dos aparelhos do modelo mais utilizado, após a substituição de diferentes peças desgastadas por novas e relataram um aumento na intensidade de luz de até 36%, quando substituíram a lâmpada, 157,7%, o filtro, 46,2%, a fibra ótica e 322,7%, quando as três peças juntas tinham sido substituídas.

Segundo Barghi, Berry e Hatton (1994), a degradação da saída de luz ao longo do tempo resulta numa redução da eficácia de polimerização dos compósitos do aparelho de polimerização. Além disso, propriedades físicas mais pobres e um risco maior de falha prematura das restaurações são possíveis, se não houver nenhuma compensação para a diminuição da irradiação do aparelho fotopolimerizador.

De acordo com Leung, Fan e Johnston (1983) e Perarson e Longman (1989), a diminuição na intensidade luminosa pode resultar em restaurações incompletamente polimerizadas. Como consequência, pode ocorrer uma redução nas propriedades mecânicas, resultando em degradação marginal, aumento do desgaste, redução da resistência, estabilidade de cor questionável e aumento na sorção de água.

2.6 LED

Nos últimos anos, a polimerização de biomateriais odontológicos fotossensíveis tem se tornado um campo de intensas pesquisas científicas e desenvolvimento de produtos. Com isso, diferentes tecnologias para polimerização de compósitos, como por exemplo as lâmpadas de arco de plasma, o laser de argônio e mais recentemente o LED têm sido propostos como alternativa às lâmpadas halógenas (MENIGA et al., 1997; PEUTZFELDT; SAHAFI; ASMUSSEN, 2000; TARLE, et al., 2002).

As primeiras informações sobre o uso do LED para polimerização de materiais odontológicos surgiram em 1995 numa nota escrita pelo Dr. Robin W Mills, no periódico *British Dental Journal*.

Os LEDs estão presentes em inúmeros aparelhos eletrônicos ao nosso redor como telefones-celulares, vídeo-cassetes, fornos de microondas, relógios, etc, e desde que foram inventados, sua principal função tem sido a de mostrador de funções em aplicações eletrônicas. As pequenas luzes indicadoras vermelhas e verde nos computadores e outros

dispositivos são tão familiares, que o fato dos primeiros LEDs terem tido a emissão de luz limitada ao vermelho escuro é praticamente desconhecida. LED é a sigla de “diodo emissor de luz”. Portanto, o LED é um tipo específico de diodo.

O diodo é um componente amplamente utilizado pela indústria eletrônica e sua função é permitir a passagem de corrente elétrica em apenas um sentido, bloqueando o sentido contrário, funcionando, assim, como uma chave eletrônica. A palavra diodo é a contração de “dois eletrodos”. Os eletrodos que formam o diodo são feitos de materiais semicondutores puros como o germânio, silício, gálio entre outros, associados com algumas “impurezas”, em baixíssimas concentrações, que tornam o semicondutor mais rico em cargas livres, negativas ou positivas, dependendo do tipo de impureza. As impurezas são, na verdade, átomos de elementos químicos com características eletrônicas próximas às dos átomos dos semicondutores, tendo porém um elétron a mais ou a menos na sua camada de valência em relação ao átomo do semicondutor, como é o caso do antimônio, fósforo, alumínio, boro, gálio, telúrio, magnésio, entre outros (PIERRET, 1996; MALVINO, 1997; HAMAMATSU, 2003).

O processo de alteração das propriedades elétricas do semicondutor através da adição dessas impurezas em baixa concentração recebe o nome de dopagem. Num diodo, o semicondutor rico em cargas livres positivas é chamado de material do tipo p e o semicondutor rico em cargas livres negativas de material do tipo n. A união dos dois materiais forma a junção pn, vindo daí o termo “diodo de junção”, bastante utilizado no ramo da eletrônica, e que, recentemente, tem aparecido em alguns trabalhos de pesquisa na Odontologia.

Quando uma tensão elétrica adequada é aplicada aos terminais do diodo, a corrente elétrica flui e o movimento das cargas livres através da junção, faz com que haja um combinação de cargas positivas com negativas em torno da junção. Cada combinação de

cargas está associada a uma redução do nível de energia de um elétron que deixa de ser livre, liberando assim um quantum de energia eletromagnética na forma de um fóton de luz. Este processo de geração de luz é chamado de eletroluminescência e a cor observada dos fótons emitidos é característica do material semicondutor utilizado, pois depende da variação de energia que o elétron sofre, que é característica de cada semicondutor e tipo de dopagem. Assim, diferentes cores são conseguidas fazendo-se mudanças no tipo de semicondutor e de dopantes usados (PIERRET, 1996; MALVINO, 1997; STAHL et al., 2000; CRAFT; HOLONYAK; KISH, 2001; STEVEN, 2003).

A radiação luminosa emitida pelo LED caracteriza-se por ser de curto espectro, pois é formada por uma faixa bastante reduzida de comprimentos de ondas. Isso faz com que o olho humano perceba tal radiação como sendo monocromática, mesmo ela não sendo de um único comprimento de onda. O LED azul, por exemplo, emite radiação luminosa numa faixa de comprimentos de onda que vai de 440 a 490 nm.

Uma outra característica do LED é o seu baixo consumo de energia, podendo, inclusive, ser alimentado por pilhas comuns ou baterias recarregáveis. Além disso, a produção de calor é bastante reduzida pois a energia fornecida é convertida diretamente em fótons, que é a radiação luminosa.

Na fabricação do LED, a pastilha semicondutora é montada no interior de um refletor que determina uma direção de saída para a luz gerada. Esse conjunto fica embutido numa resina epóxica transparente e a ligação dos terminais externos do LED com o material semicondutor é feita através de finíssimos fios de ouro. O tipo de encapsulamento e o fato do LED ser um semicondutor do estado sólido conferem a este componente uma resistência mecânica extremamente elevada.

No processo de geração de luz por eletroluminescência não existe desgaste de nenhum material, por isso o LED tem um tempo de vida útil que, dependendo do modelo, pode ser

superior a 100.000 horas, sofrendo pequena degradação na sua capacidade de emitir luz (PIERRET, 1996; MENIGA, 1997; MILLS; JANDT; ASHWORTH, 1999; JANDT et al., 2000; CRAFT; HOLONYAK; KISH, 2001; KNEZEVIC et al., 2001; DUNN; ANEKKE, 2002; KENEZEVIC et al., 2001; GAGLIANI; FADINI; RITZMANN, 2002).

O primeiro LED foi desenvolvido em 1967 e nas duas últimas décadas esse componente se tornou muito mais potente e disponível num espectro de cores mais abrangente. Mas foi somente em 1993 que se conseguiu produzir o primeiro LED azul. A descoberta foi feita pelo engenheiro elétrico Shuji Nakamura, que pesquisava semicondutores feitos de nitreto de gálio para a empresa Nichia Corporation em Tokushima, Japão. A emissão de luz na extremidade oposta ao vermelho no espectro de luz visível abriu a possibilidade de se criar, virtualmente, qualquer cor de luz. Mais importante, a descoberta tornou tecnicamente possível a produção de luz branca a partir de dispositivos semicondutores diminutos (ZORPETTE, 2000).

2.7 LED X LÂMPADA HALÓGENA

Quando Mills, em 1995, escreveu sobre a possibilidade da introdução do LED, na Odontologia, para a polimerização de biomateriais, os LEDs disponíveis comercialmente apresentavam potência bastante reduzida. Motivados pelas vantagens que os LEDs poderiam oferecer frente às lâmpadas halógenas, os pesquisadores começaram a desenvolver protótipos de aparelhos com diferentes quantidades de LEDs, montados de várias formas, a fim de verificar a viabilidade do uso dessa nova tecnologia na Odontologia, em especial para a polimerização de compósitos. Para isso, diferentes propriedades como microdureza, grau de polimerização, profundidade de polimerização, resistência flexural, resistência à compressão, contração de polimerização, entre outras, têm sido avaliadas e comparadas entre um material polimerizado com uso do LED e com um aparelho convencional de lâmpada halógena. Além

dessas propriedades, o espectro de emissão de luz e potência de saída, referentes aos próprios fotopolimerizadores, também têm sido estudadas. Somente nos últimos 2 ou 3 anos os LEDs passaram a estar disponíveis com potência suficiente para serem usados na fabricação de aparelhos fotopolimerizadores e, desde então, começaram a surgir no mercado os primeiros modelos com essa tecnologia, dando início assim, a uma nova onda de pesquisas, em todo o mundo, para avaliação da capacidade de polimerização dos biomateriais fotossensíveis, de tais aparelhos (MILLS; JANDT; ASHWORTH, 1999; JANDT et al, 2000; STAHL et al., 2000; KURACHI et al, 2001; KNEZEVIC et al., 2001; MILLS; UHL; JANDT, 2002; TARLE et al., 2002; YOON et al., 2002).

Em 1999, Mills, Jandt e Ashworth verificaram a profundidade de polimerização dos compósitos Silux Plus, P50 e Z100 após serem polimerizados por dois aparelhos, sendo um convencional de lâmpada halógena e um experimental feito com 25 LEDs. A intensidade de luz do aparelho convencional foi ajustada para 300 mW/cm^2 , medida no radiômetro embutido no próprio aparelho. A intensidade do aparelho com os LEDs foi medida num radiômetro comercial e depois calculada para a faixa de 410 nm a 500 nm como sendo 276 mW/cm^2 . Os tempos de polimerização seguiram as recomendações dos fabricantes dos compósitos, e foram: 40s para a Silx Plus, 60 s para a P50 e 40 s para Z100. Os autores concluíram que o fotopolimerizador experimental com LEDs foi capaz de polimerizar os três compósitos, alcançando valores de profundidade de polimerização estatisticamente maiores do que o aparelho convencional, ajustado para uma intensidade de luz de 300 mW/cm^2 .

Stahl e colaboradores, em 2000, verificaram a resistência flexural dos compósitos Z100, Spectrum TPH e Solitaire, nas cores A2 e A4 para os dois primeiros e A2 e A3, para o último. A polimerização foi realizada com um fotopolimerizador convencional de lâmpada halógena Spectrum 201R e com um aparelho experimental de 27 LEDs. Os valores de intensidade de luz dos aparelhos eram de 755 mW/cm^2 (convencional) e 350 mW/cm^2

(experimental). Os autores concluíram que os valores médios de resistência flexural de todos os espécimes polimerizados com o aparelho de lâmpada halógena foram estatisticamente superiores àqueles polimerizados pelo aparelho feito com LEDs. Eles mostraram, ainda, que a resistência flexural média de todos os materiais avaliados, com exceção do Solitaire na cor A3, atendeu aos requisitos da ISO 4049, que determina um valor mínimo de 50 MPa para os compósitos selecionados. Os autores chamam a atenção para o fato de que, na maioria dos casos, o valor mínimo de resistência flexural exigido foi ultrapassado com grande folga para ambos aparelhos fotopolimerizadores.

Em 2000, Jandt e colaboradores, avaliaram a profundidade de polimerização e a resistência à compressão do compósito Spectrum TPH, polimerizado com um fotopolimerizador convencional de lâmpada halógena (Spectrum 201R) e com fotopolimerizador experimental feito com 27 LEDs. A intensidade de luz dos aparelhos era de 755 mW/cm^2 para o convencional e 350 mW/cm^2 para o experimental, e o tempo de polimerização adotado foi de 40 s. Os autores concluíram que as profundidades médias de polimerização obtidas, usando-se o aparelho convencional, foram 20% maiores do aquelas obtidas com o aparelho experimental. Nenhuma diferença estatisticamente significativa na resistência à compressão foi encontrada entre as amostras polimerizadas com o aparelho convencional e com o aparelho experimental, e, em todos os casos, os valores obtidos ultrapassaram os mínimos requeridos pela norma ISO 4049.

Kurachi e colaboradores, em 2001, avaliaram a dureza Vickers da face inferior de corpos de prova de 0,35 mm, 1,25 mm e 1,8 mm de espessura, feitos com o compósito Z100, polimerizados com um aparelho convencional de lâmpada halógena por 40 s e com um aparelho experimental feito com 2, 3, 4, 5 ou 6 LEDs, por 40, 60, 120 e 180 s. Os autores concluíram que tempos de exposição mais longos são necessários para o aparelho feito com LEDs para as três espessuras de compósito, quando comparados com o aparelho de lâmpada

halógena. Além disso, mostraram que o aparelho experimental de 6 LEDs podia obter valores de dureza aproximados aos alcançados pelo aparelho convencional com o mesmo tempo de polimerização (40 s), somente se a espessura do compósito fosse limitada a 0,7 mm. Os autores chamam a atenção para o fato de que mesmo o aparelho experimental com 6 LEDs tendo 1/6 da irradiação total foi capaz de atingir 60% do valor de dureza alcançado pelo aparelho convencional nas mesmas condições.

Em 2001, Knezevic e colaboradores compararam o grau de conversão e o aumento de temperatura durante a polimerização de quatro compósitos (Tetric Ceram, Pertac II, Valux Plus e Degufill Mineral), utilizando-se dois aparelhos de lâmpada halógena (Heliolux GTE e Elipar Highlight) e um arranjo experimental de 16 LEDs. A intensidade de luz dos fotopolimerizadores foi medida com um radiômetro comercial e os valores obtidos foram: 600 mW/cm² para o Heliolux GTE, 100mW/cm² nos primeiros 10 s e 700 mW/cm² nos 30 s restantes para o Elipar Highlight e 12 mW/cm² para o arranjo de LEDs. Os autores concluíram que tanto os valores do grau de conversão, quanto os de aumento de temperatura, foram maiores utilizando-se os fotopolimerizadores convencionais do que utilizando-se o aparelho experimental com LEDs, independente da marca do compósito. Eles concluíram ainda que as diferenças encontradas entre os valores de grau de conversão entre os aparelhos de lâmpada halógena e o aparelho com LED não foi significativa, em função da grande diferença de intensidade luminosa apresentada.

Tarle e colaboradores, em 2002, compararam o grau de conversão e o aumento de temperatura em três diferentes compósitos (Z250, Tetric Ceram e Pertac II), quando polimerizados com um aparelho experimental de três LEDs e um aparelho convencional de lâmpada halógena. A intensidade luminosa nominal total do fotopolimerizador com LEDs era de 9 mW/cm² enquanto a do aparelho convencional era de 560 mW/cm², ambos com ponteira de 10 mm de diâmetro. Os autores concluíram que, em todos os casos, os valores de grau de

conversão foram significativamente maiores com o uso do aparelho convencional do que com uso do LED, mas que essas diferenças foram muito pequenas frente à grande diferença de intensidade de luz entre os aparelhos, sendo o convencional 60 vezes mais potente. Em relação ao aumento de temperatura, todos os valores foram maiores quando utilizou-se o aparelho convencional, para as três resinas selecionadas.

Leonard e colaboradores, em 2002, verificaram a porcentagem da profundidade de polimerização dos compósitos Z100, cor A3, e Silux Plus, cor U, polimerizados por diferentes aparelhos fotopolimerizadores, sendo um convencional (Optilux 401), dois com LED (LumaCure e VersaLux) e um com as duas tecnologias combinadas (ZAP-Dual Curing). A porcentagem de profundidade de polimerização foi verificada usando-se corpos de prova de 2 mm e dividindo-se o valor de dureza da face inferior pelo da face superior, vezes 100. Considerando que um compósito apresenta nível adequado de polimerização somente para valores de porcentagem da profundidade de cura acima de 80%, os autores mostraram que o tempo necessário para se conseguir um nível adequado de polimerização da resina híbrida Z100 foi de 39 s, para o fotopolimerizador híbrido, 53 s, para o fotopolimerizador com LED LumaCure, 61 s, para o fotopolimerizador com LED Versalux e 21 s, para o aparelho convencional Optilux 401. Para a resina microparticulada Silux Plus os valores foram de 83 s, para o fotopolimerizador híbrido, 103 s, para o fotopolimerizador com LED LumaCure, 131 s, para o fotopolimerizador com LED Versalux e 42 s, para o aparelho convencional Optilux 401. Os autores verificaram ainda a intensidade de luz dos aparelhos em mW/cm^2 , na faixa espectral de 320 nm a 520 nm e encontraram os seguintes valores: 364 mW/cm^2 para o aparelho híbrido, 173 mW/cm^2 para o fotopolimerizador com LED LumaCure, 122 mW/cm^2 para o aparelho fotopolimerizador com VersaLux e 1080 mW/cm^2 para o aparelho convencional.

Em 2002, Dunn e Anekke utilizaram dois aparelhos de luz halógena (Optilux 400 e Optilux 501) e dois aparelhos com LEDs (LumaCure e Versalux) na polimerização de espécimes de 2 mm de espessura, fabricados com os compósitos Z250 e Renamel, a fim de compararem a microdureza Knoop e o grau de polimerização. O tempo de polimerização adotado foi de 40 s. Esse estudo mostrou que os dois aparelhos convencionais produziram maiores valores do que os aparelhos com LEDs, independente da marca do compósito.

Dunn e Taloumis, em 2002, avaliaram a resistência ao cisalhamento de braquetes ortodônticos colados em dentes humanos com o sistema adesivo Transbond XT. A polimerização foi feita com quatro aparelhos fotopolimerizadores, sendo dois convencionais de lâmpada halógena (Optilux 501 e ProLite) e dois com a tecnologia do LED (LumaCure e VersaLux). A intensidade de luz dos aparelhos foi medida com um radiômetro comercial e os valores encontrados foram de 1030 mW/cm² para o Optilux 501, 400 mW/cm² para o ProLite, 150 mW/cm² para o LumaCure e VersaLux. A resistência ao cisalhamento foi avaliada 24 h após a polimerização. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência da união dos braquetes metálicos colados a dentes, independente do aparelho fotopolimerizador utilizado.

Em 2003, Asmussen e Peutzfeldt avaliaram a resistência flexural, o módulo flexural, a profundidade de polimerização, a contração de polimerização e o grau de conversão das resinas Z250, Pertac II e Definite polimerizadas com um aparelho convencional de lâmpada halógena (XL 3000) e dois aparelhos com a tecnologia do LED (Elipar FreeLight e e-Light). A intensidade de luz dos aparelhos foi medida com um radiômetro comercial, sendo 400 mW/cm² para o XL3000, 300 mW/cm² para o Elipar FreeLight e 290 mW/cm² para o e-Light. Para todos os aparelhos o tempo de polimerização adotado foi de 20 s. Com base nos resultados, os autores mostraram que os dois aparelhos fotopolimerizadores com LED avaliados produziram valores que foram, ou do mesmo nível, ou levemente inferiores aos

obtidos com aparelho convencional para as propriedades avaliadas, sendo que todos os valores obtidos para a resistência flexural e profundidade de polimerização atingiram os valores mínimos requeridos pela norma ISO, com ambas as tecnologias.

Soh, Yap e Siow, em 2003, avaliaram a dureza Knoop e o grau de polimerização da resina Z100, polimerizada com três aparelhos convencionais de lâmpada halógena (Astralis 10, MAX, Elipar Trilight) e dois aparelhos com LED (Elipar FreeLight e e-Light). A intensidade luminosa dos aparelhos foi medida com um radiômetro comercial e os valores obtidos no modo padrão de cada um foram: 1200 mW/cm² para o Astralis 10, 800 mW/cm² para o Elipar TriLight, 400 mW/cm² para o MAX, 350 mW/cm² para o e-Light e 400 mW/cm² para o Elipar FreeLight. Os ensaios foram realizados com corpos de prova de 2 mm de espessura, medindo-se a dureza da face superior e inferior e também o grau de polimerização através do quociente dureza-inferior/dureza-superior. O tempo de polimerização adotado foi de 40 s. Os autores concluíram que a efetividade de polimerização das superfícies do compósito polimerizado com o aparelho e-Light foi significativamente menor do que com os aparelhos convencionais e que o aparelho FreeLight apresentou efetividade de polimerização comparável aos aparelhos convencionais.

3. PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi avaliar a eficácia de três fotopolimerizadores comerciais que utilizam o LED na polimerização de um compósito (Z250 - 3M-ESPE), através de ensaios de:

- Microdureza;
- Profundidade de Polimerização;
- Resistência Flexural.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

Neste trabalho foram utilizados quatro aparelhos fotopolimerizadores. Um com a tecnologia convencional de lâmpada halógena, como controle, e três com a tecnologia do LED. O aparelho convencional foi o XL2500 (3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) e os aparelhos com LED foram o Elipar FreeLight (3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) o UltraLume-LED2 (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) e o Single V (BioArt, São Carlos, SP, Brasil), cujas apresentações comerciais estão mostradas nas Figuras de 1 a 4. No Quadro 1 estão descritas as especificações: tipo de alimentação, tipo de fonte de luz, faixa de comprimento de onda e intensidade de luz⁵. As ponteiros dos aparelhos são de fibra ótica, com 8 mm de diâmetro, com exceção do Ultralume-LED2, que não possui ponteira, pois os LEDs ficam na extremidade de saída da luz. O tempo de polimerização selecionado para todos os aparelhos foi de 20 segundos, de acordo com as recomendações do fabricante do compósito. A intensidade de luz dos aparelhos foi conferida antes de todos os ensaios com o radiômetro comercial Demetron modelo 100 (Demetron Research Corporation, Danbury, CT, USA), mostrando equivalência com as especificações dos fabricantes.

⁵ Apesar de o termo **intensidade de luz** ser de uso consagrado na Odontologia, conceitualmente, a terminologia correta, neste caso, é **iluminamento**, cuja unidade é W/m^2 , correspondendo ao que se faz alusão no texto. Portanto, toda vez que aparecer intensidade de luz em tal contexto, entenda-se iluminamento.



Figura 1. Fotopolimerizador XL 2500 (3M-ESPE).



Figura 2. Fotopolimerizador FreeLight (3M-ESPE).



Figura 3. Fotopolimerizador UltraLume-LED2 (Ultradent).



Figura 4. Fotopolimerizador Single V (BioArt).

Quadro 1. Características dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados.

Característica Aparelho	Alimentação	Fonte de luz	Faixa de comprimento de onda (nm)	Intensidade de Luz (mW/cm ²)
XL2500	Com fio	1 Lâmpada Halógena	420 – 500	600
Elipar FreeLight	Baterias recarregáveis	1 LED	440 – 490	400 (aproximadamente)
UltraLume–LED2	Com fio	2 LEDs	410 – 490	> 400
Single V	Com fio	1 LED	430 – 490	600

4.2 COMPÓSITO

O compósito avaliado foi o Z250, cor A3 (3M-ESPE, St. Paul, MN, USA), e suas principais características estão descritas no quadro 2.

Quadro 2. Características do compósito Z250.

Compósito	Classificação	Carga Inorgânica	% de carga por vol.	Matriz	Fotoiniciador	Tamanho médio da carga
Filtek Z250	Híbrido	Zircônia Sílica	60	BIS-GMA UDMA BIS-EMA	Canforoquinona	0,6 (µm)

4.3 MICRODUREZA

Para a confecção dos corpos de prova foi utilizada uma matriz metálica, formada por uma placa de 2 mm de espessura, com uma perfuração central cilíndrica de 8 mm de diâmetro (Figura 5).

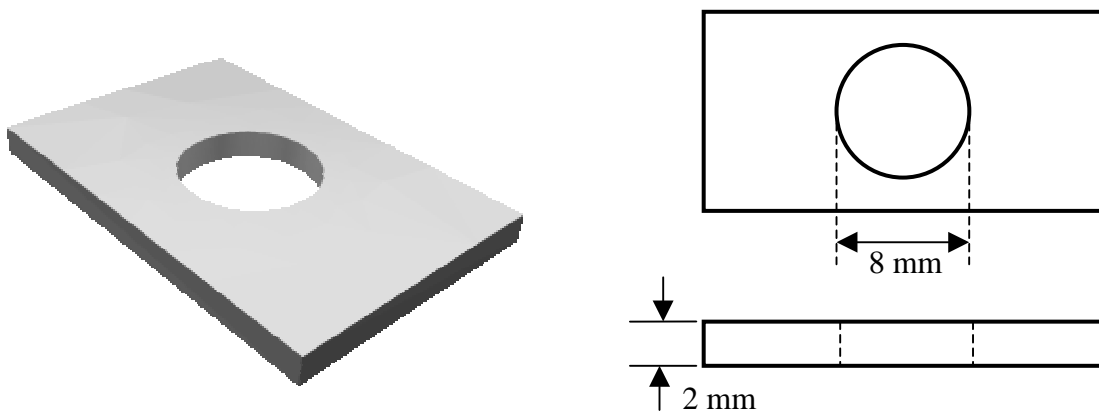


Figura 5. Matriz metálica utilizada para a confecção dos corpos de prova para o ensaio de microdureza.

A matriz foi colocada sobre uma lâmina de vidro de 1 mm de espessura e preenchida com o compósito. A inserção do material foi feita cuidadosamente com um calcador metálico. Em seguida, uma segunda lâmina foi posicionada sobre o material e pressionada de maneira a promover o escoamento do excesso.

Para a polimerização, a saída de luz do aparelho fotopolimerizador foi colocada sobre a lâmina de vidro, perpendicularmente ao longo eixo da matriz. Logo após a polimerização, a face superior do corpo de prova foi identificada com caneta pilot de cor preta e removido da matriz. Então, o corpo de prova foi armazenado a seco, por 24 horas, em recipiente à prova de luz. Para a realização do ensaio foi utilizado um microdurômetro Micromet® 2001 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA), com ponta de impressão do tipo Knoop e carga de 100 gramas, aplicada por 10 segundos.

Para cada aparelho fotopolimerizador foram confeccionados 10 corpos de prova. Os corpos de prova do Grupo 1 foram polimerizados com o equipamento de lâmpada halógena (XL2500), os do Grupo 2 com o Elipar FreeLight, os do Grupo 3 com o UltraLume-LED2 e os do Grupo 4 com o Single V.

Em cada corpo de prova foram realizadas três endentações na região central do mesmo.

A impressão do tipo Knoop tem a forma de um losango e o cálculo do valor de dureza do material é feito através da fórmula 1.

$$Dureza_{Knoop} = \frac{14228 \times c}{d^2} \quad (1)$$

Onde:

14228 é uma constante

c é a carga em gramas

d é o comprimento da diagonal maior do losango formado, em μm .

O valor final de microdureza atribuído a cada corpo de prova foi a média aritmética das três medidas.

4.4 PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO

Os corpos de prova foram confeccionados utilizando-se uma matriz metálica, formada por uma placa de 6 mm de espessura, com uma perfuração central cilíndrica de 4 mm de diâmetro (figura 6).

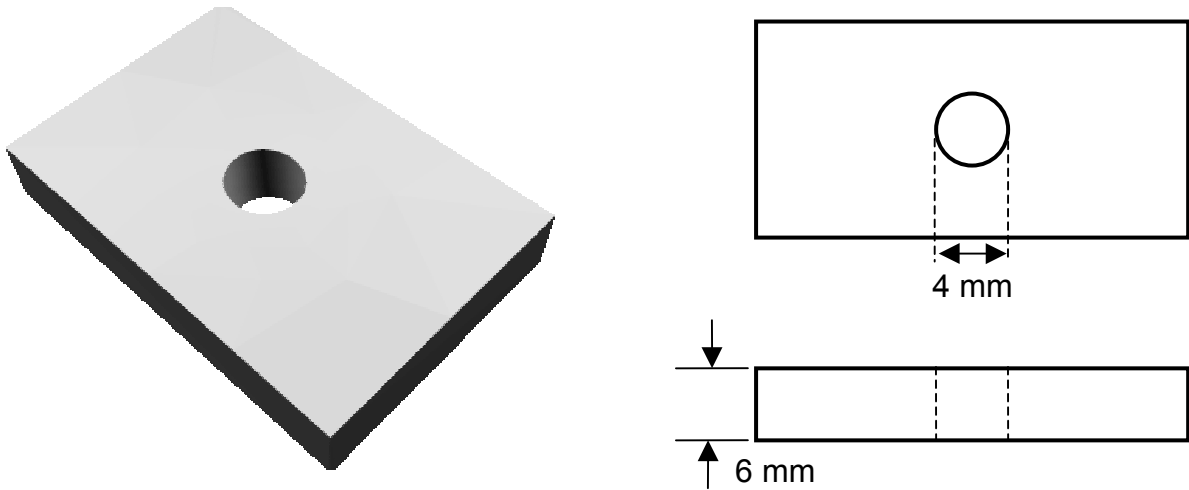


Figura 6. Matriz metálica utilizada para confecção dos corpos de prova para o ensaio de profundidade de polimerização.

Para o preenchimento com o compósito, a matriz foi colocada sobre uma tira de poliéster, posicionada sobre uma lâmina de vidro de 1 mm de espessura. A inserção do material foi feita cuidadosamente com um calcador metálico. Após o preenchimento, uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre o material, e sobre a tira, uma segunda lâmina de vidro foi pressionada, provocando o escoamento do excesso de material. Em seguida, a lâmina de vidro superior foi removida e a saída de luz do aparelho fotopolimerizador foi colocada sobre a tira de poliéster, perpendicularmente ao longo eixo da matriz. O ciclo de irradiação foi realizado e, imediatamente antes da realização do ensaio, a tira de poliéster do lado oposto ao da polimerização foi removida.

Um penetrômetro similar ao sugerido por Harrington e Wilson (1993) foi utilizado para se medir a profundidade de polimerização. Esse aparelho consiste de uma agulha de 0,5 mm de diâmetro fixada na extremidade inferior de um eixo metálico que passa por um relógio analógico capaz de registrar o deslocamento do eixo com uma precisão de 0,01 mm. Na extremidade superior desse eixo, um bloco metálico com 1250 g é fixado, determinando a carga de aplicação da agulha sobre o compósito. Para a realização do ensaio, a matriz foi posicionada sob a agulha com o lado oposto ao que recebeu a irradiação voltado para cima. A agulha foi então liberada lentamente sobre o compósito, e a penetração ocorreu até que a porção polimerizada do material fosse alcançada. A profundidade de polimerização foi lida diretamente no mostrador, 15 segundos após a liberação da agulha.

Foram confeccionados três corpos de prova com cada aparelho fotopolimerizador, conforme a especificação 4049:2000 *Polymer-based filling, restorative and luting materials* da *International Organization for Standardization* (ISO). Os corpos de prova do Grupo 1 foram polimerizados com o equipamento de lâmpada halógena XL2500, os do Grupo 2 com o Elipar FreeLight, os do Grupo 3 com o UltraLume-LED2 e os do Grupo 4 com o Single V.

A especificação 4049:2000 da ISO considera a medida de profundidade de polimerização, o comprimento da porção polimerizada do compósito (valor lido diretamente no mostrador), dividido por dois.

De acordo com a norma, para um compósito, como o avaliado no presente trabalho, ser aprovado no ensaio de profundidade de polimerização, todos os corpos de prova precisam alcançar valores maiores que 1,5 mm e não podem ser inferiores a 0,5 mm abaixo do valor estabelecido pelo fabricante. Segundo o fabricante do Z250, para um tempo de irradiação de 20 s (tempo adotado no presente trabalho), esse compósito pode ser polimerizado em incrementos de até 2,5 mm de espessura, portanto, teria que alcançar um valor mínimo de 2 mm.

4.5 RESISTÊNCIA FLEXURAL

O ensaio de resistência flexural foi realizado de acordo com a especificação 4049:2000 da ISO.

Os corpos de prova foram confeccionados utilizando-se uma matriz metálica formada por duas placas recortadas em forma de L de tal forma que ao serem justapostas, deixavam um vão central de 25 ± 2 mm de comprimento, $2 \pm 0,1$ mm de largura e $2 \pm 0,1$ mm de espessura (Figuras 7).

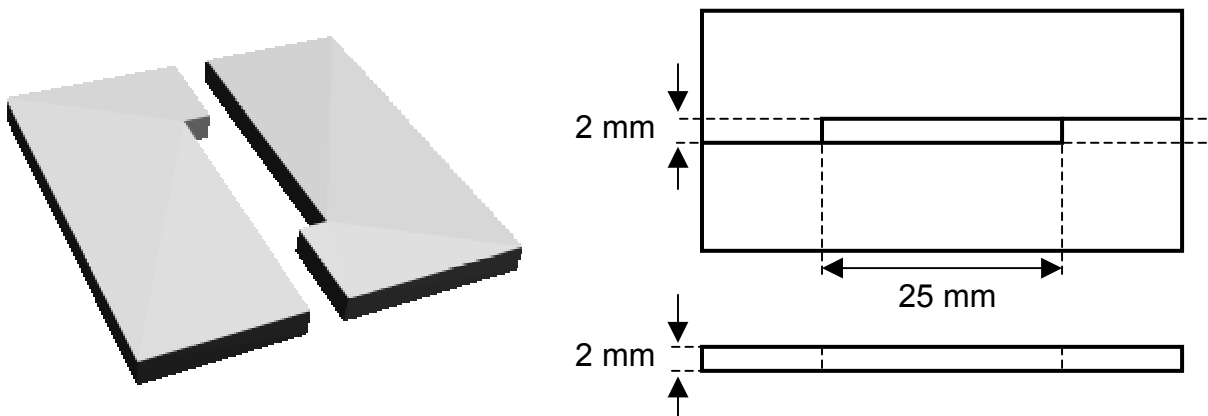


Figura 7. Matriz metálica usada para confecção dos corpos de prova do ensaio de resistência flexural.

Para isso, a matriz foi colocada sobre uma tira de poliéster que ficava sobre uma lâmina de vidro de 1 mm de espessura. A inserção do material foi feita cuidadosamente com um calcador metálico. Após o preenchimento da matriz com o compósito, uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre o material, e sobre essa tira, uma segunda lâmina de vidro foi pressionada, provocando o escoamento do compósito colocado em excesso. A polimerização foi iniciada na região central do corpo de prova colocando-se a ponteira de saída de luz do aparelho fotopolimerizador sobre a lâmina de vidro, perpendicularmente a matriz.

Após a primeira irradiação de 20 s, a ponteira foi deslocada para a esquerda de tal forma que sobrepusesse a metade da primeira região polimerizada, para que um novo ciclo de polimerização fosse realizado. Este procedimento foi repetido até que a extremidade do corpo

de prova fosse alcançada. Após, o mesmo foi feito para o lado direito, completando-se, assim, a polimerização da face superior. Todo esse processo foi repetido para a face inferior do corpo de prova. Em seguida, o conjunto foi imerso em água destilada a $37\pm 1^\circ\text{C}$ durante 15 minutos. Então, o corpo de prova foi removido da matriz e os excessos cuidadosamente removidos com lixa d'água de granulação 320 (Norton, Guarulhos, Brasil).

Após a remoção das rebarbas, o espécime foi novamente imerso em água destilada a $37\pm 1^\circ\text{C}$ onde permaneceu até que se completasse 24 h após o início da polimerização. Passadas as 24 h as dimensões do corpo de prova foram medidas com o micrômetro Tesamaster (Tesa, Suíça) com precisão de $\pm 0,01$ mm.

Foram confeccionados 5 corpos de prova com cada aparelho, de acordo com a ISO 4049:2000. Os corpos de prova do Grupo 1 foram polimerizados com o equipamento de lâmpada halógena XL2500, os do Grupo 2 com o Elipar FreeLight, os do Grupo 3 com o UltraLume-LED2 e os do Grupo 4 com o Single V.

O ensaio foi realizado em uma máquina universal de ensaios DL2000 (EMIC, São José do Pinhais, PR, Brasil) de forma que o corpo de prova era apoiado em dois cilindros de 2 mm de diâmetro posicionados transversalmente ao longo eixo do corpo de prova e distantes 20 mm um do outro. A carga era aplicada através de um cilindro com o mesmo diâmetro dos apoios, também posicionado perpendicularmente ao corpo de prova (Figura 8). A velocidade de aplicação da carga era de $0,75\pm 0,25$ mm/min até a fratura do corpo de prova.

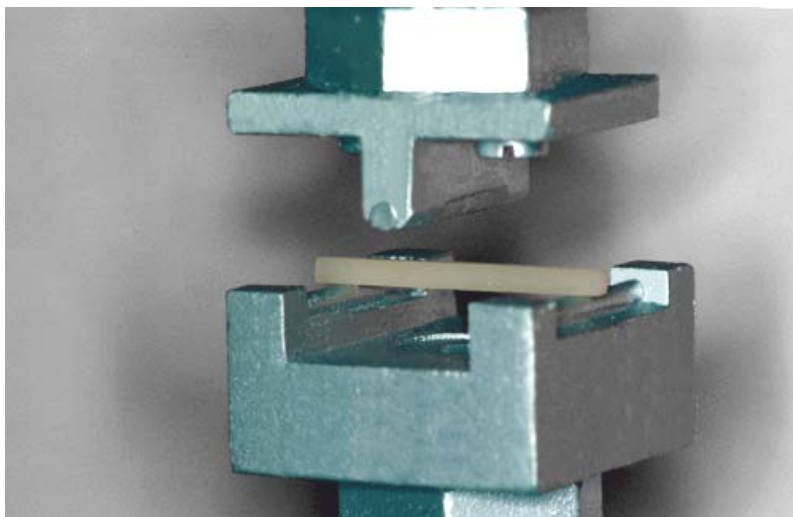


Figura 8. Ensaio de resistência flexural.

O valor da carga máxima aplicada foi automaticamente registrado em newtons pelo software Mtest[®] que controla a máquina de ensaio.

O resultado da resistência flexural (δ) foi expresso em MPa através do cálculo feito usando a equação 2:

$$\delta = \frac{3 \times F \times l}{2 \times b \times h^2} \quad (2)$$

Onde:

F é a carga máxima em newtons, exercida no corpo de prova;

l é a distância, em milímetros, entre os suportes, com precisão de $\pm 0,01$ mm;

b é a largura, em milímetros, do corpo de prova, medida imediatamente antes da realização do ensaio;

h é a altura, em milímetros, do corpo de prova medida imediatamente antes da realização do ensaio.

Os valores de resistência, obtidos para cada um dos cinco corpos de prova de cada grupo foram interpretados de acordo com a especificação 4049:2000 da ISO, que estabelece o seguinte:

- a) Se quatro ou cinco dos resultados forem iguais ou maiores que 80 MPa, considera-se que o material atendeu a especificação;
- b) Se três ou mais dos resultados forem menores que 80 MPa, o material é considerado absolutamente reprovado nesta especificação;
- c) Se apenas três dos resultados forem iguais ou maiores que 80 MPa, todo o ensaio deve ser repetido. Se apenas quatro ou menos resultados forem iguais ou maiores que 80 MPa na segunda ocasião, o material será considerado reprovado nessa especificação.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados da profundidade de polimerização e resistência flexural foram comparados com os requisitos da ISO 4049:2000 e submetidos a análise estatística através dos testes de Kruskal Wallis (5%) e DMS (Diferença Mínima Significativa). Os valores de microdureza foram submetidos a análise de variância ANOVA e teste de Tukey.

5 RESULTADOS

5.1 MICRODUREZA

A Tabela 1 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do compósito Z250, obtidos com os quatro aparelhos fotopolimerizadores.

Tabela 1. Microdureza Knoop (média e desvio padrão) obtida com os aparelhos convencional e com LED.

Grupo	Fotopolimerizador	Média	Desvio Padrão
1	XL2500	64,15	0,53
2	Elipar Freelight	67,65	1,58
3	UltraLume-LED2	66,39	1,34
4	Single V	67,35	0,46

A análise estatística, através dos testes ANOVA e Tukey, mostrou que os aparelhos com LED conferiram ao compósito avaliado, valores de microdureza estatisticamente superiores aos obtidos com o aparelho convencional de lâmpada halógena. Além disso, não houve diferença estatística significativa entre os valores médios obtidos pelos três aparelhos com LED, conforme a Tabela 2, que mostra as médias separadas em colunas, evidenciando os grupos homogêneos, para um nível de significância de 5%.

Tabela 2. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop.

Grupo	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$	
	1	2
1	64,15	
2		67,65
3		66,39
4		67,35
Sig.	1,00	0,063

5.2 PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO

Os valores de profundidade de polimerização de todos os corpos de prova confeccionados com os quatro fotopolimerizadores estão listados na tabela 3.

Tabela 3. Profundidade de polimerização (mm) obtida com os aparelhos convencional e com LED.

Corpo de prova (CP)	Fotopolimerizadores			
	XL2500	Elipar Freelight	UltraLume-LED2	Single V
CP1	4,09	4,7	4,13	4,73
CP2	4,08	4,73	4,12	4,76
CP3	4,06	4,74	4,06	4,75

A tabela 4 mostra as médias e desvios padrão dos valores de profundidade de polimerização, bem como o nível mínimo de significância (p) do teste de Kruskal-Wallis.

Tabela 4. Média, desvio padrão e valor de “p”, para o ensaio de profundidade de polimerização.

Fotopolimerizadores	Média	Desvio Padrão	p
XL2500	4,08	0,02	0,0288
Elipar Freelight	4,72	0,02	
UltraLume-LED2	4,10	0,04	
Single V	4,75	0,02	

De acordo com a ISO 4049:2000 os valores obtidos devem ser divididos por dois e os novos valores calculados, devem ser maiores que 1,5 mm. Além disso, não podem ficar mais do que 0,5 mm abaixo do valor estabelecido pelo fabricante do compósito, que no caso é de 2,5 mm, portanto, no mínimo de 2 mm de profundidade de polimerização.

Sendo assim, considerando os valores apresentados na tabela 4, observa-se que todos os corpos de prova dos quatro grupos atenderam a especificação citada.

Os testes estatísticos mostraram que, em relação ao fotopolimerizador convencional (XL2500), o aparelho Single V, obteve valores de profundidade de polimerização superiores, enquanto que entre os aparelhos Elipar FreeLight e UltraLume-LED2 não houve diferenças estatisticamente significativas (Tabela 5).

Tabela 5. Diferença Mínima Significativa (DMS) para comparação entre os escores de profundidade de polimerização.

Fotopolimerizador	Rank Médio	I	II
XL 2500	2,83		b
Elipar FreeLight	8,50	a	b
UltraLume-LED2	4,17		b
Single V	10,50	a	

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si (5%).

5.3 RESISTÊNCIA FLEXURAL

Os valores de resistência flexural de todos os corpos de prova confeccionados com os quatro fotopolimerizadores estão listados na tabela 6.

Tabela 6. Resistência Flexural do compósito Z250 (MPa) obtida com os aparelhos convencional e com LED.

Corpo de prova (CP)	Fotopolimerizadores			
	XL2500	Elipar Freelight	UltraLume-LED2	Single V
CP1	145,55	160,78	165,89	192,09
CP2	186,84	147,70	149,95	147,80
CP3	165,05	198,42	158,53	179,58
CP4	146,53	168,09	160,69	205,45
CP5	160,78	189,75	161,86	147,70

A tabela 7 mostra as médias e desvios padrão dos valores de resistência flexural, bem como o nível mínimo de significância (p) do teste de Kruskal-Wallis.

Tabela 7. Média, desvio padrão e valor de “p”, para o ensaio de resistência flexural.		
Fotopolimerizador	Média ± desvio padrão	(p)
XL2500	160,95 ± 16,83	0,524
Elipar Freelight	172,95 ± 20,86	
UltraLume-LED2	159,38 ± 5,91	
Single V	174,53 ± 26,10	

De acordo com a análise estatística, não houve diferenças significativas entre os quatro aparelhos, quanto à resistência flexural. Além disso, considerando o valor mínimo de 80 MPa, estabelecido pela ISO 4049:2000 para o ensaio de resistência flexural, percebe-se que todos os corpos de prova dos quatro grupos atenderam à especificação, conforme pode ser observado na tabela 7.

6 DISCUSSÃO

O LED azul é o mais recente dispositivo eletrônico disponível para a polimerização de biomateriais na Odontologia. Desde o seu surgimento, vários pesquisadores têm procurado avaliar a eficácia desse componente através da construção de aparelhos fotopolimerizadores experimentais. Os primeiros LEDs azuis lançados no mercado eram de baixa intensidade luminosa, o que levou os pesquisadores a utilizarem vários desses componentes num mesmo aparelho, buscando-se alcançar um nível de potência suficiente para a adequada polimerização dos compósitos. Mesmo apresentando intensidade de luz muito menor, os LEDs mostraram-se capazes de realizar a polimerização de compósitos com características aproximadas às fornecidas pelos fotopolimerizadores convencionais.

A geração de luz para fotopolimerização a partir do diodo emissor de luz apresenta algumas vantagens bastante importantes em relação à lâmpada halógena. Os LEDs apresentam baixa produção de calor, alta durabilidade (alguns tipos podem durar mais de 100.000 horas), alta resistência a impactos, baixa degradação na intensidade de luz com o tempo de uso, possibilidade de serem alimentados por baterias recarregáveis em aparelhos sem fio e não necessitam de ventiladores para refrigeração, entre outras (STAHL et al., 2000; JANDT et al., 2000; KNEZEVIC et al., 2001; TARLE et al., 2002; YOON et al., 2002).

Os promissores resultados das pesquisas iniciais associados às vantagens inerentes à essa nova tecnologia em relação à lâmpada halógena, e o desenvolvimento de LEDs de maior potência, contribuíram para que, em pouco tempo, os primeiros aparelhos comerciais fossem lançados. Contudo, cabe ressaltar que apesar de todo o marketing que tem acompanhado o lançamento destes novos aparelhos no mercado, existem ainda escassas e incompletas evidências científicas quanto à equivalência dos resultados obtidos com os LEDs em relação à tecnologia convencional de polimerização.

Usando-se as palavras-chave “light emitting diode dentistry” no sistema de busca de artigos científicos, PubMed, no dia 05 de outubro de 2003, foram encontrados apenas 17 artigos. Destes, três não apresentavam relação com o assunto procurado e dois eram artigos de revisão de literatura. Dos 12 artigos restantes, quatro utilizavam aparelhos experimentais com LEDs. Portanto, somente oito artigos utilizaram aparelhos comerciais em suas metodologias. Outro fato bastante importante a se considerar é que, em alguns trabalhos, os pesquisadores reduzem a intensidade de luz do aparelho convencional a fim de fazer comparações no mesmo nível de intensidade de luz dos aparelhos com LED utilizados, o que, apesar de ser de grande valia para investigações iniciais sobre a possibilidade de uso do LED como alternativa na polimerização de compósitos, torna-se pouco elucidativo quanto ao desempenho laboratorial e clínico dessa tecnologia por se distanciar muito das situações reais.

Considerando-se a fundamental importância das avaliações laboratoriais antes que qualquer produto ou material seja aprovado para uso clínico, o presente estudo avaliou a eficácia de três aparelhos com LEDs (dois importados e um nacional), que já estão disponíveis comercialmente, através de algumas propriedades mecânicas do compósito polimerizado por eles.

Na avaliação de materiais odontológicos restauradores, propriedades como resistência flexural, resistência à compressão, microdureza, contração de polimerização, entre outras, são fatores importantes a serem estudados. Isso se aplica especialmente para materiais restauradores, que são usados onde altas forças de mastigação podem exacerbar os defeitos inerentes aos materiais (JANDT et al., 2000).

No presente trabalho foram avaliadas a microdureza, a profundidade de polimerização e a resistência flexural de um compósito amplamente empregado na Odontologia, após este ter sido polimerizado por dois tipos diferentes de fonte de luz (LED e convencional). Buscou-se com isso, trazer informações científicas seguras sobre a eficácia dos novos aparelhos

comerciais com a tecnologia do LED, dando assim respaldo científico para que ensaios complementares e, posteriormente, pesquisas clínicas possam ser realizadas, baseadas em evidências de desempenho “*in vitro*”.

O compósito escolhido Z250 (3M-ESPE) foi utilizado como padrão por suas conhecidas propriedades e por atender plenamente aos requisitos da ISO.

Os ensaios empregados foram escolhidos com base em sua relevância científica, considerando a relação custo/benefício, a viabilidade técnica e econômica de realização, a reprodutibilidade e a possibilidade de comparação com os poucos resultados encontrados na literatura mundial.

Além dos parâmetros estabelecidos pela ISO foram utilizados como referência de comparação os valores obtidos pela polimerização realizada com um aparelho comercial de tecnologia convencional (lâmpada halógena), sendo esse, o grupo controle. Essa escolha foi feita pelo fato de que a tecnologia da lâmpada halógena é, ainda, de longe, a mais amplamente empregada na polimerização de biomateriais e por apresentar resultados conhecidos e aprovados para o uso clínico e laboratorial.

6.1 MICRODUREZA

Rueggeberg e Craig (1988) mostraram que a dureza Knoop é um excelente ensaio para se prever o grau de conversão de monômero de um compósito. Esses autores encontraram um fator de 0,97 para a relação entre a microdureza e o grau de conversão, sendo que esse número se aproxima mais ainda de 1, à medida em que os valores de dureza se aproximam dos valores máximos. Ainda de acordo com esses autores, o grau de conversão de monômero é um dos principais fatores determinantes das propriedades de um compósito e, conseqüentemente, do sucesso clínico da restauração. Além disso, segundo Noort (2002), o ensaio de dureza fornece

uma indicação da resistência à abrasão do material, sendo que os ensaios Knoop e o Vickers são os mais indicados para microdureza.

Para o ensaio de dureza não existe uma norma que determine quais deveriam ser os valores mínimos para que um compósito seja considerado adequadamente polimerizado. Por isso, no presente estudo, os valores de referência, para comparação da polimerização feita com os aparelhos com LED, foram aqueles alcançados pelo aparelho convencional de lâmpada halógena.

Os valores de dureza alcançados pelos três aparelhos com a tecnologia do LED foram superiores aos alcançados pelo aparelho convencional, mostrando assim que houve uma adequada polimerização em todos os casos. Entre os três aparelhos com LED, os valores alcançados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas.

Esses dados diferem dos encontrados por Kurachi e colaboradores em 2001, que encontraram valores de dureza Vickers menores para o compósito Z100 quando polimerizados com a tecnologia do LED comparados com os valores obtidos com a tecnologia de lâmpada halógena. A explicação para esse fato é que o aparelho com LED utilizado pelos autores era experimental e apresentava intensidade luminosa seis vezes menor do que a do aparelho convencional.

Os resultados deste trabalho diferem ainda dos valores encontrados por Dunn e Anekke em 2002 que, comparando a microdureza Knoop do compósito Z250, 24 h após a polimerização com dois aparelhos convencionais (Optilux 400 e Optilux 501) e dois com LED (LumaCure e VersaLux), encontraram valores de dureza significativamente maiores para os aparelhos convencionais. Novamente, a explicação encontrada foi a grande diferença de intensidade de luz entre os aparelhos avaliados, sendo que a dos aparelhos com LEDs era em torno de 10 vezes menor do que a dos aparelhos de lâmpada halógena.

Da mesma forma, os resultados obtidos por Jandt e colaboradores, em 2000, diferiram dos resultados encontrados neste trabalho. Aqueles autores verificaram que com um aparelho fotopolimerizador experimental feito com 27 LEDs os valores de dureza de um compósito foram, em média, 20% inferiores aos obtidos com um aparelho convencional. Esse resultado pode ser explicado pelo fato do aparelho com LEDs utilizado ter menos da metade da intensidade de luz do aparelho convencional. Porém, mesmo com as diferenças citadas, os valores obtidos com a utilização do aparelho experimental atenderam às exigências mínimas requeridas pela ISO.

Soh, Yap e Siow, em 2003, compararam a eficácia de dois aparelhos fotopolimerizadores com LEDs (Elipar FreeLight e GC e-light) e três aparelhos convencionais (Max, Elipar Trilight e Astralis 10) na polimerização do compósito Z100. Em relação aos aparelhos convencionais, os autores encontraram valores de dureza semelhantes para o aparelho com LED Elipar FreeLight, concordando com os resultados encontrados neste trabalho.

6.2 PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO

Conforme visto na revisão de literatura, o poder de penetração de uma onda eletromagnética, como é o caso da luz, está ligado ao seu comprimento de onda, sendo que quanto menor o comprimento de onda, maior será o poder de penetração. A luz produzida pelo LED ocupa uma faixa mais estreita do espectro do que a produzida pela lâmpada halógena, isso significa que a luz do LED possui uma menor variedade de comprimentos de ondas. Teoricamente, para a polimerização da grande maioria dos compósitos odontológicos, essa diferença não é problema para o LED, pois a curva de fotossensibilidade da canforoquinona é extremamente semelhante à curva de emissão de luz do LED azul.

Para avaliação do poder de penetração da luz produzida pelos aparelhos avaliados no presente trabalho foi escolhido o ensaio de profundidade de polimerização. Sabe-se porém, que este ensaio não traz informações quanto à qualidade de polimerização. Além disso, a literatura mostra que o grau de polimerização de um compósito vai reduzindo à medida que o ponto a ser analisado se afasta da fonte de luz. Essas limitações foram consideradas no momento da interpretação dos resultados, pois seguindo as determinações da ISO os valores de profundidade de polimerização obtidos foram divididos por dois antes de serem utilizados como parâmetro de avaliação dos aparelhos fotopolimerizadores estudados.

De acordo com a norma, após o ciclo de polimerização do compósito, a porção do material que estiver amolecida, por não ter sido adequadamente polimerizada, deve ser removida através da raspagem com uma espátula de plástico, antes de se fazer a medida do comprimento da porção polimerizada.

Considerando a impossibilidade de padronização da força de raspagem e também da existência de trabalhos que sugerem alterações na realização deste ensaio para torná-lo mais preciso e confiável, o presente trabalho utilizou um aparelho semelhante ao sugerido por Harrington e Wilson, em 1993, (conforme descrito anteriormente no item materiais e métodos).

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram que, para o ensaio de profundidade de polimerização, tendo como referência os valores obtidos com uso do fotopolimerizador convencional, os valores obtidos com o Single V foram significativamente maiores enquanto que os obtidos com os aparelhos UltraLume-LED2 e o Elipar Freelight não apresentaram diferenças estatisticamente significativas.

Considerando as exigências da ISO 4049:2000 que requer um profundidade mínima de polimerização de 1,5 mm, não podendo ainda ser mais que 0,5 mm menor que especificação

do fabricante do compósito, que neste caso era 2 mm, os resultados mostram que todos os aparelhos avaliados atenderam a norma.

Os achados deste trabalho são semelhantes aos encontrados por Mills, Jandt e Ashworth, em 1999, que avaliaram a eficácia de um aparelho experimental composto por 25 LEDs azuis na polimerização de três compósitos. Os autores mostraram que, em relação a um aparelho convencional, o aparelho experimental com LEDs foi capaz de polimerizar os compósitos com valores de profundidades estatisticamente superiores. Porém, um fato relevante a ser considerado é que esses autores fizeram uma redução na intensidade de luz do aparelho convencional para um valor de 300 mW/cm^2 o que de acordo com Rueggeberg, Caughman e Curtis (1994) e Manga, Charlton e Wakefield (1995) pode ser insuficiente para uma adequada polimerização, adotando-se apenas o tempo de exposição à luz recomendado pelo fabricante.

6.3 RESISTÊNCIA FLEXURAL

Para o ensaio de resistência flexural, os resultados obtidos no presente trabalho mostraram que não houve diferenças estatisticamente significativas para os quatro aparelhos fotopolimerizadores utilizados, e em todos os casos, os valores obtidos ultrapassaram com folga (aproximadamente duas vezes mais) a exigência mínima da ISO 4049:2000 de 80 MPa.

Já no estudo realizado por Stahl e colaboradores, em 2000, os autores encontraram valores de resistência flexural maiores para os compósitos polimerizados com a tecnologia convencional do que com um aparelho experimental de 27 LEDs. A diferença desses resultados em relação ao do presente trabalho pode ser explicada pela grande diferença de intensidade de luz entre os aparelhos testados naquele trabalho, sendo que o aparelho convencional possuía mais do dobro da intensidade de luz do aparelho com LEDs.

Ainda para o ensaio de resistência flexural os valores obtidos neste trabalho concordam com aqueles encontrados por Peutzfeldt em 2003, mostrando que a resistência flexural dos compósitos Z250, Pertac II e Definite, polimerizados pelo aparelho com LED Elipar FreeLight, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas em relação ao aparelho de lâmpada halógena XL 3000.

6.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

De uma maneira geral, os resultados do presente estudo mostraram que para as três propriedades avaliadas do compósito Z250, os aparelhos comerciais com LED (Elipar FreeLight, UltraLume LED-2 e Single V) obtiveram valores que não mostraram diferenças ou foram superiores àqueles obtidos com o aparelho convencional de lâmpada halógena (XL 2500).

Em todos os casos, os valores obtidos atenderam às exigências da ISO 4049:2000.

Com relação à resistência flexural e profundidade de polimerização, em que os requisitos da ISO 4049:2000 foram utilizados como parâmetros de comparação para avaliar a eficácia dos aparelhos de fotopolimerização, não haveria necessidade de análise estatística, pois os corpos de prova são considerados individualmente e os resultados apontam para aprovação ou não. No entanto, a título de comparação entre os aparelhos, os resultados foram submetidos à análise estatística. Os testes aplicados foram Kruskal Wallis (5%) e DMS (Diferença Mínima Significativa) em função do tamanho muito reduzido da amostra.

Quanto ao ensaio de dureza, que não possui parâmetros estabelecidos por norma, foi utilizada a análise de variância ANOVA e posteriormente aplicado o teste de TUKEY.

6.5 HALÓGENA X LED

Os aparelhos fotopolimerizadores com LEDs parecem ser uma alternativa aos aparelhos convencionais de lâmpada halógena, porém existem ainda poucas evidências científicas publicadas dando respaldo ao profissional da Odontologia para optar com segurança por essa nova tecnologia para uso clínico.

As vantagens inerentes aos LEDs frente às lâmpadas incandescentes têm feito com que esse componente se torne alvo de pesquisas para seu aperfeiçoamento e redução de custos no processo de fabricação. Um fato importante a ser considerado é que apesar da grande diferença de custos entre os aparelhos avaliados neste trabalho, em todos os ensaios o modelo nacional apresentou resultados iguais ou superiores aos importados. Isso mostra que não existem vantagens para os modelos importados, quando o parâmetro considerado for a eficácia do aparelho.

Com isso, como já tem acontecido, acredita-se que em breve, o LED possa vir a substituir a lâmpada halógena que, por quase quarenta anos, apesar de algumas limitações, tem servido à profissão odontológica.

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia utilizada e nos resultados obtidos conclui-se que:

- 1- Os valores de microdureza do compósito Z 250, alcançados pelos fotopolimerizadores com LED, Elipar FreeLight, UltraLume-LED2 e Single V, foram superiores ao obtidos com o fotopolimerizador convencional de lâmpada halógena XL 2500. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os resultados obtidos pelos aparelhos com LED.
- 2- Os valores de profundidade de polimerização do compósito Z 250, alcançados com o fotopolimerizador com LED Single V, foram superiores aos obtidos pelo fotopolimerizador convencional XL 2500, e os obtidos pelo aparelho com LED, Elipar FreeLight e UltraLume-LED2, não apresentaram diferenças significativas. Em todos os casos os valores atenderam a especificação 4049:2000 da ISO.
- 3- Os valores de resistência flexural alcançados com os fotopolimerizadores com LED Elipar FreeLight, UltraLume-LED2 e Single V, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas em relação aos obtidos com o fotopolimerizador convencional de lâmpada halógena XL2500. Em todos os casos os valores atenderam a especificação 4049:2000 da ISO.

REFERÊNCIAS¹

- 3M BRASIL. Catálogo Geral de Produtos. **Foto 2500**. Disponível em: <http://www.3mespe.com.br/new/catalogos/xl2500_tech_profile.pdf>. Acesso em: 15 set. 2003.
- ALTHOFF, O.; HARTUNG, M. Advances in Light Curing. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.13, Spec No, p. 77D-81D, Nov. 2000.
- ANUSAVICE, K. J. **Philips' Science of Dental Materials**. 10thed. Philadelphia: Saunders, 1996.
- ASMUSSEN, E. Softening of BISGMA-Based Polymers by Ethanol and by Organic Acids of Plaque. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 92, no. 3, p. 257-261, June 1984.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Light-Emitting Diode Curing: Influence on Selected Properties of Resin Composites. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 34, no. 1, p. 71-75, Jan. 2003.
- BARGHI, N.; BERRY, T.; HATTON, C. Evaluating Intensity Output of Curing Lights in Private Dental Offices. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 125, no. 7, p. 992-996, July 1994.
- BOWEN, R. L.; MARJENHOFF, W. A. Development of an Adhesive Bonding System **Oper. Dent.**, Seattle, Suppl 5, p. 75-80, 1992.
- BRAEM, M. et al. Mechanical Properties and Filler Fraction of Dental Composites. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 5, no. 5, p. 346-348, Sept. 1989.
- CHUNG, K. H. The Relationship Between Composition and Properties of Posterior Resin Composites. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v. 69, no.3, p. 852-856, Mar. 1990.
- COOK, W. D.; STANDISH, P. M. Polymerization Kinetics of Resin-Based Restorative Materials. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 17, no. 2, p. 275-282, Mar. 1983.
- CRAFORD, M. G.; HOLONYAK JUNIOR, N.; KISH JUNIOR, F. A. In Pursuit of the Ultimate Lamp. **Sci. Am.**, New York, v. 284, no. 2, p. 48-53, Feb. 2001.
- CRAIG, R.G. Chemistry, Composition, and Properties of Composite Resins. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 25, no. 2, p. 219-239, Apr. 1981.
- DENTSPLY U.S. Product Catalog - Cosmetic dentistry. **Curing Units & Curing Lights**. Disponível em: <<http://xray.essix.com/cosmetic/curing.html>>. Acesso em: 26 set. 2003.
- DUNN, W. J.; ANEKKE, C. B. A Comparison of Polymerization by Light-Emitting Diode and Halogen-Based Light-Curing Units. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 133, no. 3, p. 335-341, Mar. 2002.

¹ De acordo com a NBR6023, de agosto de 2002, e as abreviaturas dos títulos de periódicos com o Medline.

- DUNN W. J.; TALOUMIS, L. J. Polymerization of Orthodontic Resin Cement with Light-Emitting Diode Curing Units. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 12, no. 3, p. 236-241, Sept. 2002.
- FISCHETTI, M. Tan or Bur. **Sci. Am.**, New York, v. 285, no. 1, p. 76-77, July 2001.
- FRIEDMAN, J. Variability of Lamp Characteristics in Dental Curing Lights. **J. Esthet. Dent.**, Philadelphia, v. 1, no. 6, p. 189-190, Nov./Dec. 1989.
- GAGLIANI, M.; FADINI, L.; RITZMANN, J. M. Depth of Cure Efficacy of High-Power Curing Devices vs Traditional Halogen Lamps. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 4, no. 1, p. 41-47, Spring 2002.
- GIANCOLI, D. C. Electromagnetic Waves. In:_____. **Physics: Principles with Applications**. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1998. V.1. Cap. 20, p. 669-732.
- GILWAY TECHNICAL LAMP. **Engineering Catalog 169**. Woburn, 2001. P. 14.
- GOODIS, H.E. et al. Pulp Chamber Temperature Changes with Visible-Light-Cured Composites in Vitro. **Dent. Mater.**, Killington, v. 6, no. 2, p. 99-102, Apr. 1990.
- HAMAMATSU. **Light Emitting Diode**. Disponível em: <<http://usa.hamamatsu.com/hcpdf/catsandguides/Led.pdf>>. Acesso em: 29 set. 2003.
- HARRINGTON, E.; WILSON, H. J. Depth of Cure of Radiation-Activated Materials--Effect of Mould Material and Cavity Size. **J. Dent.**, Bristol v. 21, no. 5, p. 305-311, Oct. 1993.
- HOFMANN, N.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Effect of Irradiation Type (LED or QTH) on Photo-Activated Composite Shrinkage Strain Kinetics, Temperature Rise, and Hardness. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 110, no. 6, p. 471-479, Dec. 2002.
- HUSSEY, D. L.; BIAGIONI, P. A, LAMEY, P. J. Thermographic Measurement of Temperature Change During Resin Composite Polymerization in Vivo. **J. Dent.**, Bristol, v. 23, no. 5, p. 267-271, Oct. 1995.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Dentistry – Polymer-Based Filling, Restorative and Luting Materials: ISO 4049**. 3thed. Genova, 2000. 34p.
- JANDT, K. D. et al. Depth of Cure and Compressive Strength of Dental Composites Cured With Blue Light Emitting Diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 16, no. 1, p. 41-47, Jan. 2000.
- KNEZEVIC, A. et al. Degree of Conversion and Temperature Rise During Polymerization of Composite Resin Samples with Blue Diodes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, no. 6, p. 586-591, June 2001.
- KNIGHT, R. D. Sound and Light. In:_____. **Physics: A Contemporary Perspective**. Reading: Addison-Wesley, 1997. V. 1. Cap. 14, p. 483-489.

KURACHI, C. et al. Hardness Evaluation of a Dental Composite Polymerized with Experimental LED-Based Devices. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 17, no. 4, p. 309-315, July 2001.

LEE, S.Y. et al. Radiometric and Spectroradiometric Comparison of Power Outputs of Five Visible Light-Curing Units. **J. Dent.**, Bristol, v. 21, no. 6, p. 373-377, Dec. 1993.

LEONARD, D.L. et al. Polymerization Efficiency of LED Curing Lights. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v. 14, no. 5, p. 286-295, 2002.

LEUNG, R. L.; FAN, P. L.; JOHNSTON, W. M. Post-Irradiation of Visible Light-Activated Composite Resin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 62, no. 3, p. 363-365, Mar. 1983.

LONEY, R. W.; PRICE, R. B. T. Temperature Transmission of High-Output Light-Curing Units Through Dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 26, no. 5, p. 516-520, Sept./Oct. 2001.

MALVINO, A. P. **Eletrônica**. 4. ed. São Paulo: Makron Books, 1997. V.1.

MANGA, R. K.; CHARLTON, D. G.; WAKEFIELD, C. W. In Vitro Evaluation of a Curing Radiometer as a Predictor of Polymerization Depth. **Gen. Dent.**, Chicago, v. 43, no. 3, p. 241-246, May/June 1995.

MARTIN, F. E. A Survey of the Efficiency of Visible Light Curing Units. **J. Dent.**, Bristol, v. 26, no. 3, p. 239-243, Mar. 1998.

MENIGA, A. et al. Pulsed Blue Laser Curing of Hybrid Composite Resins. **Biomaterials**, Guilford, v. 18, no. 20, p. 1349-1354, Oct. 1997.

MILLS, R. W. Blue Light Emitting Diodes--Another Method of Light Curing? **Br. Dent. J.**, London, v. 178, no. 5, p. 169, Mar. 1995.

MILLS, R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. Dental Composite Depth of Cure with Halogen and Blue Light Emitting Diode Technology. **Br. Dent. J.**, London, v. 24, no. 8, p. 388-391, Apr. 1999.

MILLS, R. W.; UHL, A.; JANDT, K. D. 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.**, London, v. 193, no. 8, p. 459-463, Oct. 2002.

MIYAZAKI, M. et al. Evaluation of Curing Units Used in Private Dental Offices. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 23, no. 2, p. 50-54, Mar./Apr. 1998.

MOSELEY, H.; STRANG, R.; STEPHEN, K. W. An Assessment of Visible-Light Polymerizing Sources. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 13, no. 3, p. 215-224, May 1986.

NOMOTO R. Effect of Light Wavelength on Polymerization of Light-Cured Resins. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 16, no. 1, p. 60-73, June 1997.

NOORT, R. van. Introduction to Dental Materials. 2nd. ed. Mosby, 2002.

- PAFFENBARGER, G. C.; RUPP, N.W. Composite Restorative Materials in Dental Practice: A Review. **Int. Dent. J.**, London, v. 24, no. 1, p. 1-17, Mar. 1974.
- PEARSON, G. J.; LONGMAN, C. M. Water Sorption and Solubility of Resin-Based Materials Following Inadequate Polymerization by a Visible-Light Curing System. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v. 16, no. 1, p. 57-61, Jan. 1989.
- PEUTZFELDT, A. Resin Composites in Dentistry: The Monomer Systems. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 105, no. 2, p. 97-116, Apr. 1997.
- PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A.; ASMUSSEN, E. Characterization of Resin Composites Polymerized with Plasma Arc Curing Units. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 16, no. 5, p. 330-336, Sept. 2000.
- PIERRET, R. F. **Semiconductor Device Fundamentals**. Reading: Addison-Wesley, 1996. V.1.
- PILO, R.; OELGIESSER, D.; CARDASH, H. S. A. Survey of Output Intensity and Potential for Depth of Cure Among Light-Curing Units in Clinical Use. **J. Dent.**, Bristol, v. 27, no. 3, p. 235-241, Mar. 1999.
- RUEGGERBERG, F. A. From Vulcanite to Vinyl, a History of Resins in Restorative Dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, no. 4, p. 364-379, Apr. 2002.
- RUEGGERBERG, F. A.; CRAIG, R. G. Correlation of Parameters Used to Estimate Monomer Conversion in a Light-cured Composite. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 67, no. 6, p. 932-937, June 1988.
- RUEGGERBERG, F. A.; CAUGHMAN, W. F.; CURTIS JUNIOR, J. W. Effect of Light Intensity and Exposure Duration on Cure of Resin Composite. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 19, no.1, p. 26-32, Jan./Feb. 1994.
- RUEGGERBERG et al. Life-Time Intensity Profiles of Eleven Light-Curing Units. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 75, Sp. Issue, p. 380, 1996.
- SATROM, K. D.; MORRIS, M. A.; CRIGGER, L. P. Potential Retinal Hazards of Visible-Light Photopolymerization Units. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 66, no. 3, p. 731-736, Mar. 1987.
- SÖDERHOLM, K. J. M. Influence of Silane Treatment and Filler Fraction on Thermal Expansion of Composite Resins. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v. 63, no. 11, p. 1321-1326, Nov. 1984.
- SOH, M. S.; YAP, A. U. J.; SIOW, K. S. Effectiveness of Composite Cure Associated with Different Curing Modes of LED Lights. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 28, no. 4, p. 371-377, July 2003.
- STAHL, F. et al. Light-Emitting Diode (LED) Polymerisation of Dental Composites: Flexural Properties and Polymerisation Potential. **Biomaterials**, Guilford, v. 21, no. 13, p. 1379-1385, July 2000.

STEVEN, C.K. **Light Emitting Diodes (LEDs) and Measuring Planck's Constant.**

Disponível em: <<http://www.jcphysics.com/pdfs/ledplanck.pdf>>. Acesso em: 29 set. 2003.

TARLE, Z. et al. Composite Conversion and Temperature Rise Using a Conventional, Plasma Arc, and a Experimental Blue LED Curing Unit. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, no. 7, p. 662-667, July 2002.

TOLIDIS, K.; NOBECOURT, A.; RANDALL, R. C. Effect of a Resin-Modified Glass Ionomer Liner on Volumetric Polymerization Shrinkage of Various Composites. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 14, no. 6, p. 417-423, Nov. 1998.

YOON, T.H. et al. Degree of Polymerization of Resin Composites by Different Light Sources. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, no. 12, p. 1165-1173, Dec. 2002.

ZORPETTE, G. Blue Chip. **Sci. Am.**, New York, v. 283, no. 2, p. 19-20, Aug. 2000