Efeito de fontes de luz na microdureza de resinas compostas

Effect of light sources on the microhardness of composite resins

Benícia Carolina laskieviscz RIBEIRO[1]
Juliana Maria Capelozza BOAVENTURA[2]
Ubiracy GAIÃO[2]
José Roberto Cury SAAD[2]
Maria Salete Machado CANDIDO[2]

RESUMO

Objetivo
Avaliar a microdureza superficial de resinas compostas polimerizadas por diferentes fontes de luz.

Métodos
Foram selecionadas três resinas compostas microhíbridas (Vit-l-escence™, Amelogen® Plus, Opallis) e uma nanoparticulada (Filtek™ Z350, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA). Foram submetidas à polimerização utilizando-se um aparelho halógeno (Ultralux, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) com duas ponteiras, uma de vidro semi-orientada e outra de acrílico pintada e também um dispositivo à base de LED (UltraLume 2, Ultradent®, South Jordan, USA). Os corpos-de-prova obtidos a partir de uma matriz circular de alumínio, após receberem a resina composta, foram fotopolimerizados por 40 segundos e em seguida armazenados a seco por 24 horas. Decorrido esse período, procedeu-se ao ensaio de microdureza superficial Vickers, realizando-se quatro aferições na superfície de topo (dureza 1) e na superfície de base (dureza 2). Utilizou-se a análise de variância que foi complementada pelo teste de Newman-Keuls de comparações múltiplas de médias, ao nível de significância de 5%.

Resultados
No topo, as menores médias de dureza foram obtidas com a resina Opallis submetida ao UltraLume 2 (Ultradent®, South Jordan, USA). As médias maiores referem-se ao compósito Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) polimerizado com o Led UltraLume 2 (Ultradent®, South Jordan, USA) e luz halógena Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil), seguidas da resina Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) submetida ao UltraLume 2 (Ultradent®, South Jordan, USA). Quanto à base, a menor média de dureza também foi da resina composta Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil), sob ação do LED UltraLume 2 (Ultradent®, South Jordan, USA) e a maior da Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA), seguida pela Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) quando polimerizada pelo Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) com a ponta semi-orientada.

Conclusão
O aparelho LED permitiu polimerização e consequentes valores de microdureza equivalentes ao dos aparelhos halógenos convencionais, para três dos quatro compósitos avaliados.

Termos de indexação: Dureza. Resinas compostas. Luz.

ABSTRACT

Objective
This study assessed the surface microhardness of compound resins cured by different light sources.

Methods
Three micro hybrid (Vit-l-escence™, Amelogen® Plus, Opallis) and one nanoparticle (Filtek™ Z350, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) compound resins were selected. The resins were polymerized by a halogen light unit (Ultralux, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) with two tips, one semi-guided made of glass and another of painted acrylic and a LED-based source (UltraLume 2, Ultradent®, South Jordan, USA). Specimens constructed from a circular aluminum matrix were photopolymerized for 40 second after they received the compound resin and stored dry for 24 hours. After this period, a Vickers surface microhardness assay was performed, measuring the top (hardness 1) and base (hardness 2) surfaces four times each. Variance analyses were complemented by Newman-Keuls method, with significance set at 5%.

Results
The Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) resin subjected to UltraLume 2 (Ultradent®, South Jordan, USA) obtained the lowest mean hardness values for the top surface. The Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) compound cured by Led UltraLume 2 (Ultradent®, South Jordan, USA) and by Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) halogen light obtained the highest mean hardness, followed by the Filtek™ Z350(3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) resin subjected to UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA). The Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) resin cured by LED UltraLume 2 (Ultradent®, South Jordan, USA) also obtained the lowest mean hardness for the base surface and the Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) resin obtained the highest value, followed by Amelogen® Plus, when cured by Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) using the semi-guided tip.

Conclusion
The polymerization and, consequently, the microhardness achieved by the LED unit was equivalent to those achieved by conventional halogen units for three of the four composites tested.

Indexing terms: *Hardness. Composite resins. Light.*

[1] Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Faculdade de Odontologia. Av. Senador Filinto Müller, s/n., Vila Ipiranga, 79080-190, Campo Grande, MS, Brasil. Correspondência para / *Correspondence to*: BCI RIBEIRO. *E-mail*: <becarol.odonto@uol.com.br>.
[2] Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Odontologia, Departamento de Dentística Restauradora. Araraquara, SP, Brasil.

INTRODUÇÃO

Com o advento da tecnologia com luz halógena, a fotopolimerização se tornou altamente utilizada na Odontologia. Os aparelhos halógenos geram luz por meio de filamentos incandescentes e são considerados de amplo espectro por emitirem luz azul na faixa de 400-500nm, o que confere capacidade de ativar outros tipos de fotoiniciadores além da canforoquinona[1]. Apesar de seu uso frequente, as unidades fotopolimerizadoras baseadas nesta tecnologia apresentam vários inconvenientes, pois, embora as lâmpadas halógenas tenham grande potência de saída[2], envelhecem e danificam por diferentes razões afetando seriamente a intensidade de polimerização luminosa[3]. Desta forma, tem-se como resultado deteriorações mecânicas e físicas que comprometem diretamente a vida útil e a qualidade de uma restauração[4]. Outra fonte de luz é a produzida pela tecnologia de Diodos Emissores de Luz (do inglês *Light Emission Diods* - LED) que utilizam a junção de semicondutores absorvedores (junções p-n) à base de nitrito de gálio para produzir a luz azul. A emissão espectral do LED azul se enquadra entre 450 e 490nm, com um grau de pureza que permite a utilização dos mesmos sem a necessidade de filtros ópticos seletores[4]. Essa característica torna o LED efetivo para a polimerização de materiais com fotoiniciadores de canforoquinona. Os aparelhos à base de LED possuem uma longa durabilidade e não emitem calor significativo, são silenciosos, necessitam de baixa voltagem e podem ser operados por baterias[2].

Atualmente, os LED oferecem uma alternativa vantajosa em relação às lâmpadas halógenas, já que não provocam aquecimento, são de baixo custo; consomem pouca energia, porém com uma taxa de conversão 40 vezes mais eficiente que os aparelhos halógenos e sua vida útil é estimada entre 10 mil e 100 mil horas[4]. As resinas compostas, embora extensamente estudadas, ainda devem ter suas propriedades físicas, mecânicas e químicas investigadas. Portanto, a interação das resinas compostas com diferentes fontes de luz ainda deve ser motivo de averiguações científicas. Dentre os estudos que podem ser realizados, a propriedade de dureza é muito importante na comparação entre materiais restauradores, por estarem numa relação direta com diversas outras propriedades[5] e ser também uma forma de avaliar a capacidade dos aparelhos fotopolimerizadores converterem monômeros em polímeros[6].

O objetivo deste trabalho foi avaliar a microdureza superficial de resinas compostas polimerizadas por meio de diferentes fontes de luz.

MÉTODOS

Foram selecionadas quatro resinas compostas fotopolimerizáveis indicadas para restaurações diretas, sendo três microhíbridas: Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA), Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA), Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) e outra de nanopartículas Filtek™ Z350, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA), todas na matiz A2[7-9] de acordo com a Escala Vita™. No Quadro 1 são verificadas as principais características das resinas compostas.

As resinas foram submetidas à polimerização por diferentes aparelhos fotoativadores, utilizando-se luz halógena (Ultralux, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) e aparelho à base de LEDs (UltraLume 2, Ultradent®, South Jordan, USA).

Quadro 1. Composição e classificação das resinas utilizadas no estudo.

Resina	Composição	Classificação
Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA)	Bis-GMA, vidro de estrôncio, boro, alumina, silicato com partículas de silício de 0,4 a 0,7µm 58,0% do volume e 75,0% do peso	Microhibrida
Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA)	Bis-GMA, vidro de boro, alumínio, silicato de bário 0,4 a 0,7µm 61,0% do volume e 76,0% do peso	Microhibrida
Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil)	Bis-GMA, BisEMA, TEGDMA, Vidro de Bário-alumínio silicato silanizado, pigmentos e sílicas, partículas na faixa de 40nm a 3,0µm volume 57,0% a 58,0% e peso de 78,5 a79,0%	Microhibrida
Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA)	Matriz de Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, silica primária (não aglomerada com tamanho médio de 20nm e aglomerados de zircônia e sílica com partículas variando entre 5 e 20nm, formando aglomerados de 0,6 a 1,4µm 78,5% do peso e 84,5% do volume	Nanoparticulada

Fonte de luz halógena

O aparelho Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) apresenta lâmpada halógena, 75 W, frequência de 50/60 Hz, intensidade de luz de 350 a 500 mW/cm^2 e comprimento de onda de 400 a 500nm (dados fornecidos pelo fabricante). Foram utilizadas duas ponteiras, com a finalidade de observar se as mesmas influenciariam na polimerização dos corpos-de-prova. Ambas com diâmetro de 0,8mm, sendo uma de vidro denominada semi-orientada (SO) e outra ponta comum de acrílico, pintada (PCP). Todas as fontes de luz usadas neste estudo tiveram sua irradiância aferida antes da confecção dos corpos-de-prova, por um medidor de Potência ou Powermeter Fieldsmaster fabricado por Coherent, modelo FM série 11M96. Para tanto foi usada à fórmula: I= P/A onde I= Irradiância ou densidade de potência, P= Potência e A= Área, sendo que a potência é determinada por mW e a área por cm^2. A ponta semi-orientada apresentou uma intensidade de 426 mW/cm^2 e a PCP 310 mW/cm^2.

Fonte de luz a base de LEDS

O aparelho UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) pertence à segunda geração de LED, possui ponta ativa oval com dimensões de 10mm x 13mm, dois LED, com espectro de ação entre 410 e 490nm e sua irradiância mensurada, apresentou 346 mW/cm^2.

Todas as fontes de luz, utilizadas neste estudo, tiveram seus espectros de luz aferidos com um espectrofotômetro fabricado por Ocean Optics modelo USB 2000 conectado a um computador com Software OBASE 32. Os gráficos dos espectros podem ser visualizados na Figura 1.

Confecção dos corpos- de- prova para medida de dureza

Os corpos-de-prova foram obtidos a partir de uma matriz circular de alumínio com diâmetro externo de 2,5cm, apresentando uma perfuração central de 4mm de diâmetro e 2mm de profundidade (ISO 4049). Sobre uma placa de vidro, foi depositada uma tira de poliéster e sobre esta, disposta a matriz de alumínio onde foi inserida a resina composta, na matiz A2[7-10]. Para tal, foi utilizado apenas um incremento[11-12] com auxílio da espátula CIGFTMIN 3 (Oraltech). Em seguida, outra tira de poliéster foi posicionada sobre o compósito[3,6] e sobre este, colocou-se uma lamínula de vidro, sob ligeira pressão, para se obter lisura superficial do corpo-de-prova[7-8,12], tanto na superfície que foi denominada topo, como na base. Na sequência, a lamínula de vidro foi removida, deixando a tira de poliéster no local[8]. Observou-se o tempo de polimerização de 40 segundos[3,6] para ambos os aparelhos independente da indicação dos fabricantes dos mesmos e das resinas compostas, a uma distância de 2mm da superfície.

Após a fotoativação de cada corpo-de-prova, o mesmo foi submetido ao ensaio de microdureza superficial com o auxílio do aparelho MMTT-3 Microhardness Tester (Buehler Lake Bluff, Illinois USA), sob carga de 50 gramas por um tempo de 30 segundos[6,12-14].

Para todos os grupos estudados, foram realizadas medidas de dureza na superfície do topo da amostra (dureza 1) e na superfície de base (dureza 2), oposta à fonte de luz. Cada corpo-de-prova foi dividido em quadrantes recebendo uma indentação por quadrante.

Os resultados obtidos das medidas de dureza foram inicialmente determinados em micrômetros e, em seguida, transformados em valores de dureza Vickers (VHN) diretamente pelo referido aparelho. Foram calculadas as médias de dureza para cada superfície analisada, sendo a dureza 1, referente à leitura realizada na superfície que esteve diretamente exposta à fonte de luz, e dureza 2 concernente à superfície oposta.

Metodologia estatística

Para avaliação da dureza Vickers de resinas compostas microhíbridas e nanoparticuladas, submetidas a fontes fotopolimerizadoras à base de luz halógena e LED, foram utilizadas a análise de variância, considerando as medidas nas superfícies de topo e de base dos corpos-de-prova das resinas. Essa análise foi complementada pelo teste de Newman-Keuls de comparações múltiplas de médias, ambos ao nível de significância de 5%.

RESULTADOS

Na Tabela 1 são dadas as médias e desvios-padrão de dureza Vickers obtidas nas superfícies de topo e de base de amostras das resinas compostas Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil), Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA), Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) e Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA), submetidas a fontes fotopolimerizadoras a base de luz halógena (Ultralux PCP e Ultralux SO, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) e LED (UltraLume 2, Ultradent® South Jordan, USA).

Uma análise de variância conjunta, de medidas repetidas nas superfícies de topo e de base, indicou que todas as interações entre os três fatores (fonte de luz, resina

e superfície de medição) foram significativas (p<0,006). Complementando essa análise foram realizadas comparações entre cada média de dureza Vickers do topo e a média correspondente na base pelo teste de Newman-Keuls. O resultado se encontra na Tabela 1, onde pares de médias (topo e base) de uma mesma fonte de luz e resina com asterisco são significativamente diferentes ao nível de 5%. Observa-se então que todas as resinas submetidas ao Ultralux SO (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil), a resina Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) submetida ao LED UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) e as resinas Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) e Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) polimerizadas com luz Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) não apresentaram alteração significativa entre topo e base. As outras tiveram, em média, a dureza no topo significativamente maior do que na base.

Devido à complexidade da análise de variância conjunta, empregaram-se duas análises de variância para avaliar os efeitos de fonte de luz e resina, respectivamente, na superfície de topo e na de base. Observou-se também, evidência de interação significativa nos dois casos (p≤0,001) e o teste de Newman-Keuls foi aplicado para comparações múltiplas de médias duas a duas. O resultado dessas comparações está resumido na Tabela 1, onde médias com letras iguais relativamente à superfície de topo ou em relação à superfície de base não são significativamente diferentes pelo teste de Newman-Keuls ao nível de 5%.

Observa-se que no topo, as médias menores de dureza são da resina Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil), principalmente quando submetida ao UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA). Por outro lado, as médias maiores são do Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) polimerizada com UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) e Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil), seguidas da Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) sob ação do UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA).

Quanto à base, a menor média foi da resina composta Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) submetida ao LED UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) e a maior da Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA), seguida pela Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) submetidas ao Ultralux SO (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil). Todas as outras médias são valores intermediários, sendo somente a Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) com UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) e Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) sob ação do Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) significativamente menores do que a maior média.

Neste estudo, todas as resinas polimerizadas com Ultralux SO (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) não apresentaram diferenças significantes entre topo e base, com exceção da Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) em que a microdureza da base foi superior a do topo.

Na Figura 2 é dada a representação gráfica das médias amostrais de dureza, juntamente com representações de intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais, que permitem de certa forma quantificar as evidências de diferenças entre médias apontadas pelo teste de Newman-Keuls.

Tabela 1. Médias e desvios-padrão de microdureza Vickers.

Luz	Resina	Topo		Base	
		Média	Dp	Média	Dp
UltraLume	Opallis	27,6	4,9 ^{a*}	16,8	2,9 ^{a*}
	Filtek™ Z350	49,4	7 ^{e*}	40,4	4,5 ^{bcd*}
	Amelogen® Plus	40,8	4,5 ^{cd}	35,5	8,7 ^{bcd}
	Vit-l-escence™	51,1	3,9 ^{e*}	41,3	2,2 ^{cd*}
Ultralux SO	Opallis	35,3	3,5 ^{bc}	39,9	3,9 ^{bcd}
	Filtek™ Z350	39,8	6,4 ^{cd}	38,2	4,9 ^{bcd}
	Amelogen® Plus	44,5	2,2 ^{de}	41,4	4,6 ^{cd}
	Vit-l-escence™	46,5	5,5 ^{de}	45,1	7,4 ^{d}
Ultralux PCP	Opallis	32,6	1,8 ^{ab}	32,8	7,4 ^{bc}
	Filtek™ Z350	40,4	4,6 ^{cd*}	30,1	4,2 ^{b*}
	Amelogen® Plus	43,3	4,3 ^{cde}	36,2	5,8 ^{bcd}
	Vit-l-escence™	51,6	2,9 ^{e*}	36	4,1 ^{bcd*}

Médias com letras iguais na coluna não tem diferença significativa pelo teste de Newman-Keuls ao nível de 5%.

* Médias significativamente diferentes entre topo e base.

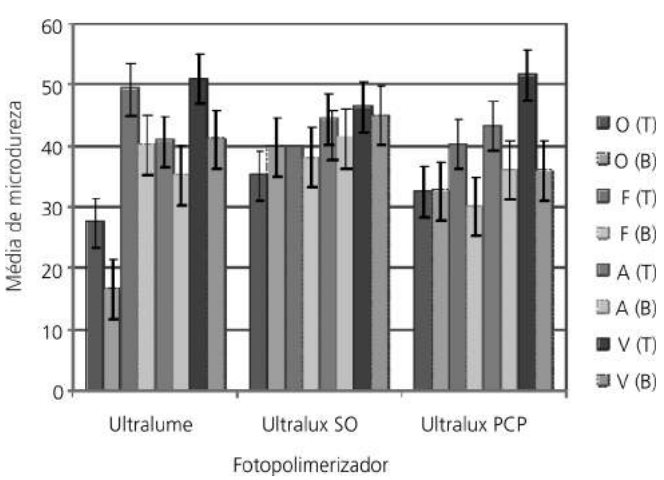

Figura 1. Médias amostrais (colunas) e intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais (barra vertical) de microdureza Vickers de acordo com o fotopolimerizador.

Nota: resina: Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) (O), Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) (F), Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) (A) e Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) (V) e a superfície de medição: topo (T) e base (B).

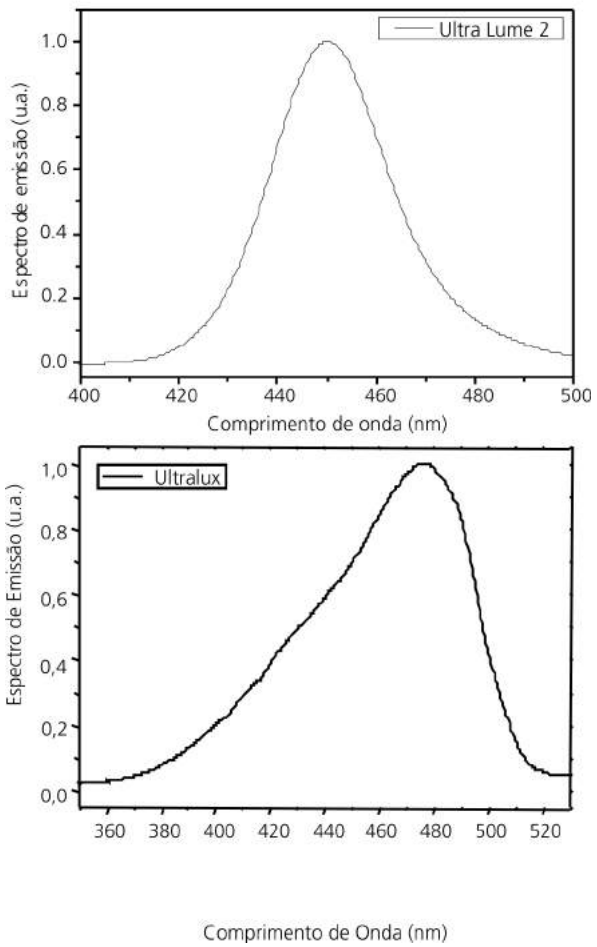

Figura 2. Espectros de emissão dos aparelhos fotoativadores à base de LED e luz halógena Ultra Lume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) e Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil).

DISCUSSÃO

A introdução de LED na Odontologia tem repercutido de modo favorável e promissor[2], visto ser esta uma tecnologia alternativa em razão das limitações das lâmpadas halógenas: pouca durabilidade do bulbo, baixa eficiência na conversão de energia elétrica, emissão de calor, progressiva diminuição da luz de saída[3], mau funcionamento das fibras condutoras de iluminação[15], o que produz uma entrega de intensidade de luz inadequada[16] que provoca seu envelhecimento, afetando seriamente a intensidade de polimerização[3].

A geração de luz produzidas pelos LED não envolve processo térmico, sua vida útil é estimada em milhares de horas com reduzida degradação do fluxo luminoso ao longo do tempo, tem baixo consumo de energia[4,17] e não necessita de filtros, porque o feixe de luz emitido coincide com o espectro de absorção da canforoquinona, que é o fotoiniciador presente na maioria dos compósitos dentais[1]. Entretanto, significativa parcela de profissionais utiliza os aparelhos de luz halógena em função da sua efetividade comprovada, simplicidade tecnológica, custo relativamente baixo e capacidade de promover ativação de grande número de fotoiniciadores[1]. Devido a essa popularidade encontram-se no mercado odontológico, diferentes tipos de aparelhos que possuem diversas opções de ponteiras condutoras de luz.

Optou-se por um distanciamento padronizado de 2mm entre a ponta da luz e a superfície da resina, pois Felix & Price[18] consideram essa a mais curta distância da ponta da luz guia ao fundo de uma classe I. Também Aravamundhan et al.[10] comentam que o espaço entre a ponta da luz fotopolimerizadora e a superfície da resina composta é considerada uma variável que pode interferir nos resultados, opinião esta, corroborada por Nomoto et al.[19], que afirmam ser as propriedades físicas dos compósitos curados pela luz, influenciadas pela distância da superfície irradiada.

Alguns estudos têm comparados a efetividade de polimerização dos LED e aparelhos de luz halógena, mas ainda restam muitas dúvidas a serem elucidadas[3,7,13-14,19-20]. Entre elas, se haveria diferença ao se utilizar condutores de luz de vidro ou de acrílico, assim como, quais seriam mais efetivos quando comparados com os LED de segunda geração.

Nesta pesquisa, constatou-se que todas as resinas polimerizadas com o LED UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA), a resina Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) submetida à luz Ultralux SO (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) e as resinas Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) e Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) sob ação da luz Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) não apresentaram alteração significativa de microdureza entre as superfícies de topo e base, o que é corroborado pelos resultados obtidos por Tsai et al.[20] e Oberholzer et al.[21] que também avaliaram LED e luz halógena. Ressalta-se porém, que nesse estudo as menores médias de dureza na superfície de topo foram obtidas com a resina Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil), principalmente quando polimerizada com o LED. Por outro lado, as maiores médias pertencem ao grupo da resina composta Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) quando submetidas ao UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) e Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil), seguidas da Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental

Products, St. Paul, USA) sob a ação do LED. Quanto à base, a menor média foi obtida com o compósito Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) polimerizado com o UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA) e a maior da resina Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) seguida pela Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA) submetido ao aparelho Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) com a ponta semi-orientada.

Para produzir radicais livres suficientes para ocorrer uma polimerização adequada, as resinas fotoativadas devem não somente receber energia total suficiente como também no comprimento de onda apropriado[8]. Ainda, de acordo com Price & Felix[8], a diferença na produção espectral pode ter um efeito significante sobre os sistemas fotoiniciadores e sobre a polimerização final da resina, pois a fotossensibilidade é dependente do comprimento de onda.

Essa poderia ser a explicação para os resultados obtidos com a resina Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) que ao ser submetida ao LED UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA), tanto no topo como na base, apresentou uma microdureza significativamente inferior em relação aos outros compósitos. Situação inversa foi encontrada por Oberholzer et al.[21] que também avaliaram o Led UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA), porém com diferentes resinas compostas, e obtiveram resultados em ambas as superfícies, significativamente maiores que os proporcionados pela luz halógena. Entretanto, neste estudo, essa mesma marca comercial de resina, apresentou os menores resultados de microdureza na superfície de topo, em relação às outras, mesmo quando polimerizada pela luz halógena, independente do tipo de ponteira. Durante a realização dessa investigação, ao se manipular essa resina, observou-se menor resistência, apresentando maior escoamento quando comparada às outras que fizeram parte desta pesquisa. As constatações observadas e obtidas nesta averiguação científica são concordes com os resultados de estudos[11] que afirmam ser a dureza da superfície de materiais com maior capacidade de escoamento significantemente menor.

As três resinas compostas microhíbridas, são similares em percentual de peso e volume. Já a resina nanoparticulada, apresenta maior carga inorgânica com 78,5% do peso e 84,5% do volume como informa seu fabricante (Quadro 1).

Os quatro compósitos possuem na sua composição o monômero Bis-GMA com alto peso molecular (PM 512). Todavia, a resina composta Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil), que apresentou menor dureza superficial, possui também o monômero diluente TEGDMA (PM 286) o que poderia justificar sua menor viscosidade. Entretanto, em sua composição, de acordo com o fabricante, consta o monômero Bis-EMA, que tem PM superior (629) ao Bis-GMA, o que promoveria maior viscosidade. Já a resina nanoparticulada Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA), apresenta também os mesmos monômeros de alto peso molecular (Bis-GMA e Bis-EMA) além do monômero TEGDMA que reduz a viscosidade e facilita a incorporação de maior quantidade de carga[22]. Contudo, a mesma quando manipulada não demonstra menor viscosidade. Ao contrário da resina Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil), a resina Filtek™ Z350 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA), apresentou maiores valores de dureza quando polimerizada pelo LED Ultralume II (49,4 topo e 40,4 base) sendo que a dureza das superfícies de topo, quando submetidas à luz halógena foi similar ou seja 39,8 com Ultralux SO (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) e 40,4 com Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil). Por outro lado, houve diferença quando se comparou as superfícies de base, apresentando menor dureza, quando utilizou-se a Ultralux PCP (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) (30,1) e maior (38,2) quando polimerizada com a ponta semi-orientada de vidro do aparelho Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil). Há que se ressaltar que para todas as resinas investigadas, as menores discrepâncias entre a microdureza de topo e base das resinas compostas, foram obtidas quando se utilizou a luz halógena com ponteira de vidro (SO).

A faixa mais estreita de radiação emitida pelos LED[23] é adequada para polimerizar compósitos que possuem canforoquinona em sua composição, no entanto, fotoiniciadores alternativos que absorvem em comprimentos de onda mais curtos provavelmente não serão suficientemente ativados[24]. Segundo Alvim et al.[25], os fabricantes normalmente não citam todos os fotoiniciadores incluídos em seus produtos, o que poderia explicar o desempenho da resina Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil), visto que seu perfil técnico informa que a mesma possui co-iniciador, mas não o especifica. Poder-se-ia deduzir que o referido co-iniciador não é ativado com o comprimento de luz emitido pelo LED em questão. Entretanto, o LED UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA), por ter uma abrangência de 410 a 490nm, é capaz de polimerizar compósitos que usam fotoiniciadores e co-iniciadores que são ativados por luz com comprimento de onda mais baixo[18]. O espectro do referido aparelho pode ser visualizado na Figura 1 assim como do dispositivo de luz halógena.

A microdureza de um compósito tem sido utilizada para demonstrar a existência de correlação com o grau de conversão de monômero[6,22] e que a menor dureza de um compósito pode indicar menor grau de conversão de monômero[11]. Consequentemente, restaurações confeccionadas com resinas compostas que apresentem menor microdureza são supostamente menos resistentes aos esforços mastigatórios e passíveis de menor longevidade clínica.

Neste estudo a resina composta Vit-l-escence™ (Ultradent®, South Jordan, USA) apresentou a maior microdureza tanto na superfície de topo como na base e a Amelogen® Plus (Ultradent®, South Jordan, USA), um desempenho ligeiramente inferior, porém homogêneo, tanto quando submetidas ao LED de segunda geração, quanto com a luz halógena. Esse resultado está em concordância com autores[17,26], quando alegam que muitas luzes LED de segunda geração são capazes de produzir um desempenho de polimerização equivalente ao das fontes halógenas convencionais, usando tempos de exposição similares. Todavia, deve-se considerar como exceção a resina Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) que neste experimento apresentou melhor desempenho quando submetida à luz halógena, porém inferior aos demais compósitos quando polimerizados por quaisquer fontes de luz avaliadas.

CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos é possível inferir que o aparelho LED proporcionou microdureza equivalente ao dos aparelhos halógenos convencionais mesmo que estes utilizem diferentes ponteiras condutoras de luz. As resinas compostas estudadas apresentaram diferentes valores de microdureza independente da fonte de luz.

Em relação às superfícies de topo e base, todas as resinas polimerizadas com o LED UltraLume 2 (Ultradent® South Jordan, USA), apresentaram maior microdureza na superfície de topo, o mesmo ocorreu com a luz halógena, com exceção da resina Opallis (FGM, Santa Catarina, Brasil) que apresentou diferentes comportamentos frente às fontes de luz estudadas.

As menores discrepâncias entre a microdureza de topo e base das resinas compostas foram obtidas quando se utilizou a luz halógena com ponteira de vidro (SO).

Agradecimentos

À empresa Odontopan, representante da Dabi Atlante em Mato Grosso do Sul, pelo empréstimo do aparelho Ultralux para elaboração deste trabalho e à Profa. Dra. Maria Salete Machado Candido (*in memorian*), pelas orientações transmitidas e exemplo profissional.

Colaboradores

BCI RIBEIRO e MSM CANDIDO participaram da concepção, análise e interpretação dos dados e redação do artigo. JMC BOAVENTURA auxiliou na parte laboratorial da pesquisa e redação do texto. U GAIÃO colaborou na análise e interpretação dos dados e redação do artigo. JRC SAAD participou da estrutura do texto e redação do artigo.

REFERÊNCIAS

1. Rebelatto C, Reis A, Loguercio AD, Gomes JC, Miranda Júnior WG. Fotoativação e unidades fotoativadoras In: Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários: restauradores diretos - dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos; 2007. p. 275-320.

2. Souza Junior MHS, Araújo JLN, Silva CM. Aparelhos fotopolimerizadores que empregam LEDs e lâmpada halógena de quartzo tungstênio. JBD Rev Ibero-am Odontol Estét Dentística. 2005;4(14):189-94.

3. Bala O, Ölmez A, Kalayci ES. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. J Oral Rehab. 2005;32(2):134-40.

4. Tuboy AM. A tecnologia do LED utilizada na polimerização de materiais dentais. São Carlos: MMOptics; 2003.

5. Anusavice KJ. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: Anusavice KJ. Phillips, materiais dentários. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p.69-97.

6. Pereira SK, Rastelli ANS, Souza CD, Bortoli D. Efeito da luz halógena e Led's na microdureza de resinas compostas. RGO - Rev Gaúcha Odontol. 2004;52(1):7-12.

7. Cefaly DF, Ferrarezi GAO, Tapety CM, Lauris JR, Navarro MF. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. Braz Dent J. 2005;16(2): 998-102.

8. Price RBT, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. Dent Mat. 2009;25(7):899-908.

9. Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. Dent Mater. 2005;21(3):217-23.

10. Aravamundhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. Dent Mater. 2006;22(11):988-94.

11. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dent Mater. 2004;20(1):80-7.

12. Becker BA, Costa SXS, Rastelli ANS, Andrade MF, Bagnato VS, Bier CAS. Influencia dos agentes clareadores na microdureza de resina composta nanoparticulada. RGO - Rev Gaúcha Odontol. 2009;57(1):27-31.

13. Firoozmand LM, Araújo RM, Balducci I. Influência de fotopolimerizadores de luz halogena X led azul na dureza de resina composta. Ciênc Odontol Bras. 2005;8(1):67-74.

14. Gomes GM, Calixto AL, Santos FA, Gomes OMM, Dalpino PHP, Gomes JC. Hardness of a bleaching-shade resin composite polymerizes with different light-curing sources. Braz Oral Res. 2006;20(4):337-41.

15. Campregher UB, Samuel SM, Fortes CB, Medina AD, Collares FM, Ogliari FA. Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. J Contemp Dent Pract. 2007;8(2):35-42.

16. Davidson CL, Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. J Adhes Dent. 2000;2(3):167-73.

17. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. J Dent. 1999;27(3):235-41.

18. Felix CA, Price RB. The effect of distance from light source on light intensity from curing lights. J Adhes Dent. 2003;5(4):283-91.

19. Nomoto R, Asada M, McCabe JF, Hirano S. Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems. Dent Mater. 2006;22(12):1135-42.

20. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. Dent Mater. 2004;20(4):364-9.

21. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. Biomaterials. 2005;26(18):3981-6.

22. Reis A, Loguercio AD, Bittencourt DD, Góes MF. Resinas compostas. In: Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários: restauradores diretos - dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos; 2007. p. 131-77.

23. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater. 2000;16(1):41-7.

24. 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. 2002;110(6):471-9.

25. Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, Furlan M, Oliveira JE, Saad JR. Analysis of camphorquinone in composite resinsas a function of shade. Dent Mat. 2007;23:1245-9.

26. Rueggeberg FA, Blalock JS, Callan RS. LED curing lights: what's new? Compend Contin Educ Dent. 2005;26(8):586, 588, 590-1.

Recebido em: 18/12/2009
Versão final reapresentada em: 28/5/2010
Aprovado em: 9/6/2010