

Análise comparativa da profundidade de cura de uma resina micro-híbrida fotoativada por distintas fontes de luz

Comparison of curing depth of a microhybrid composite resin with different light-curing units

Beatriz Tholt de Vasconcelos¹, Manoel Roberto de Paula Macedo², Alexander Kraul², Murilo Rangel¹, Miriam Lacalle Turbino²

¹Mestrado Profissional em Odontologia da Universidade Veiga de Almeida, Rio de Janeiro-RJ, Brasil; ²Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo-SP, Brasil.

Resumo

Objetivo – Este estudo comparou a eficácia de profundidade de cura entre distintas fontes de luz, dois LEDs (Ultra Blue IS-DMC and Bright Lec-MMOptics) e uma luz halógena (Degulux – Soft-Star – Degussa). A microdureza de uma resina composta micro-híbrida (Z-250 -3M ESPE) foi analisada em diferentes espessuras. **Métodos** – Setenta e cinco espécimes foram realizados com o uso de uma matriz de polipropileno utilizando a resina composta micro-híbrida (Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). Três grupos foram determinados: 1 mm, 2 mm e 4 mm de espessura de resina composta. A microdureza foi analisada com um microdurômetro e ponta Vickers e os dados foram analisados estatisticamente com ANOVA e teste de Tukey. **Resultados** – Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos quando 1 mm de camada de resina composta foi utilizada. Em 2 mm de espessura de resina composta, os equipamentos Ultra Blue IS-DMC e a luz halógena (Degulux-Soft Start-Degussa) apresentaram valores superiores de microdureza quando comparados ao LED: Bright Lec-MM Optics. A fonte de luz halógena indicou resultados superiores às demais fontes de ativação quando a espessura de 4 mm de resina composta foi analisada. **Conclusões** – Este estudo demonstra haver diferença entre as fontes de ativação no que diz respeito à profundidade de cura da resina composta.

Descritores: Resinas compostas; Equipamentos odontológicos; Polimerização

Abstract

Objective – This study used depth of cure measurement to compare the effectiveness of two light-emitting diodes units (Ultra Blue IS-DMC and Bright Lec- MMOptics) and a conventional quartz tungsten halogen equipment (Degulux – Soft-Star – Degussa). The microhardness of a light-cured resin composite (Z-250 -3M ESPE) was compared according to the depth from the composite surface. **Methods** – Seventy-five samples were made in polytetrafluoroethylene molds using a micro hybrid composite resin (Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). Three different groups of: 1 mm, 2 mm and 4 mm resin layer thickness were determined. The microhardness of the upper and lower surfaces were measured with a Vickers hardness-measuring instrument and analyzed by a two-way ANOVA/Tukey's test (alpha = .05). **Results** – There were no statistically significant differences in the microhardness values among groups of 1mm layer thickness. When 2 mm of resin was used, significant differences were found based on curing light. The Ultra Blue IS-DMC and quartz tungsten halogen units showed better results when compared to Bright Lec-MM Optics. The conventional quartz tungsten halogen had overall the highest values of microhardness when 4 mm resin layer thickness of resin was considered. **Conclusions** – In this study, depth of cure differed significantly among the different light-curing units.

Descriptors: Composite resins; Dental equipment; Polymerization

Introdução

Estudos anteriores inferem que os resultados obtidos com a fotoativação de resinas compostas (RC) através da luz visível podem variar de acordo com tipo de RC (diferentes composições, tamanhos de partículas e escoamentos), fotoativadores, tempo de exposição, potência do equipamento e distância da fonte luminosa.

A polimerização inadequada da RC pode constituir uma das principais causas de insucessos clínicos, possibilitando maior solubilidade do material restaurador em meio bucal e aumentando o risco de infiltração marginal, manchamento e irritações pulpares.

Trabalhos de cura de RC referem que o grau de conversão está diretamente relacionado a propriedades mecânicas do material, por isso, testes de resistência flexural¹ e microdureza²⁻³ vêm sendo largamente empregados como métodos indiretos de avaliação do grau de conversão dos monômeros em polímeros nestes materiais resinosos.

No intuito de melhorar a conversão dos radicais não-polimerizados, a indústria odontológica tem alterado a composição química das RCs. A grande evolução tecnológica resultou em novas unidades fotoativadoras, as quais possibilitam a escolha do espectro de luz mais específico para a ativação das resinas⁴⁻⁵. Entre as várias unidades fotoativadoras, destacam-se a luz halógena e, mais recentemente, os LEDs -Light Emitting Diodes⁶.

A luz halógena emite luz branca de amplo espectro, que é filtrada permitindo a passagem de uma faixa de luz azul. Esta lâmpada pos-

sui um filamento de tungstênio no interior de uma câmara de quartzo que, quando aquecido, emite a luz, dessa maneira, podendo variar de 300-1200 mW/cm² de potência e ativando todos os tipos de fotoiniciadores. Diferentemente das lâmpadas halógenas, as lâmpadas LEDs são semicondutores em estado sólido, assim, emitindo uma faixa estreita de comprimento de onda com pico de emissão de 470 nm cuja intensidade pode variar de 100-1200 mW/cm².

O objetivo deste trabalho foi avaliar o grau de polimerização de uma resina composta micro-híbrida em diferentes profundidades: 1, 2, 3 e 4 mm, assim como da superfície irradiada (0 mm), por meio do teste de microdureza Vickers, utilizando três diferentes fontes de ativação: luz halógena (Degulux Soft-Start Degussa) e dois tipos de LEDs (Ultra Blue IS, DMC e Bright Lec MMOptics).

Métodos

Setenta e cinco corpos de prova foram confeccionados com a RC micro-híbrida Z-250 (3M ESPE), cor A2. Para tal foi utilizada uma matriz de polipropileno na cor preta em diferentes espessuras (1, 2, 3 e 4 mm). A matriz foi posicionada sobre uma placa de vidro e a RC inserida em um só incremento sobre a resina, uma lamínula de vidro foi utilizada para planificar a superfície do material e uma tira de poliéster foi mantida sobre o material durante a fotoativação.

As fontes ativadoras: luz halógena (Degulux – Soft-Star – Degussa), LED (Bright Lec MMOptics), LED (Ultra Blue IS – DMC), fo-

ram posicionadas em contato com a superfície da RC7 e ativadas por 40 segundos. A superfície irradiada pela fonte ativadora foi denominada de 0 mm; a variável testada foi a microdureza Vickers (Microdurômetro HMV-2000 – Shimatzu, Japão) e os fatores de variação foram as fontes de ativação e espessuras da RC. Quinze grupos experimentais foram definidos.

Os espécimes foram armazenados em recipientes escuros à prova de luz, em estufa a 37°, durante 7 dias.

Decorrido esse período, o teste de microdureza Vickers foi realizado em cada amostra, recebendo 5 identações com 50 gramas de carga, durante 45 segundos. Uma média foi calculada, entre os 5 valores obtidos, para definir o resultado de uma amostra, totalizando 375 identações.

Resultados

Para a variável testada, microdureza, 75 valores foram obtidos nos grupos estudados, com diferentes espessuras e distintas fontes de ativação, apresentados na Tabela 1. Os fatores de variação: fontes de ativação e espessuras foram analisados estatisticamente. O teste de Normalidade realizado no Programa GMC concluiu que os resultados eram homogêneos e um teste Paramétrico foi conduzido. Análise de variância (ANOVA) apresentada na Tabela 2, apontou diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% entre as três fontes estudadas e as espessuras 0 e 1 para 2, 3 e 4 e, por isso, a interação foi avaliada pelo teste de Tukey. Para os grupos com 0 e 1 mm de espessura, a RC demonstrou valores de microdureza semelhantes, independentemente da fonte de ativação empregada. Para os grupos com 2 mm de espessura, a RC registrou valores superiores de microdureza quando polimerizada pela luz halógena ou LED-DMC em relação ao LED-MMOptics. Os grupos com 3 e 4 mm de espessura de RC apontaram valores superiores de microdureza quando polimerizados por luz halógena. As médias estão apresentadas na Tabela 3.

Tabela 1. Dados obtidos de valores de microdureza com diferentes espessuras e distintas fontes de ativação

	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm
Luz halógena	76,66	78,46	77,18	61,92	49,22
	83,36	82,44	74,88	67,74	50,0
	79,22	78,58	72,60	71,08	42,84
	79,84	78,98	75,34	69,06	44,30
	62,38	75,27	72,6	69,06	47,74
LED DMC	88,0	75,54	71,0	43,2	19,0
	76,02	68,48	64,06	40,86	19,7
	72,48	66,92	71,32	27,96	25,74
	76,64	71,48	75,04	31,6	20,9
	77,16	69,22	74,26	38,04	23,06
LED MMOptics	90,08	83,24	55,32	35,78	26,24
	73,4	81,12	57,9	46,66	18,4
	72,9	70,40	55,9	37,42	21,54
	82,64	66,94	59,86	42,8	21,68
	77,5	80,70	53,72	47,8	22,30

Tabela 2. Dados da estatística- Análise de Variância

Fonte de variação	Soma de quadrados	G.L.	Quadrados médios	F	Prob H0
Entre colunas	24326.6660	4	6081.6665	244.70	0.0%
Entre linhas	3012.5601	2	1506.2800	60.61	0.0%
Interação CxL	3079.5740	8	384.9467	15.49	0.0%
Resíduo	1491.2000	60	24.8533		
Variação total	31910.0000	74			

Tabela 3. Médias obtidas de valores de microdureza das resinas compostas fotoativadas com as distintas fontes e em diferentes espessuras

	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm
Luz halógena	75,8	78,2	74,0	67,4	46,4
LED DMC	77,8	69,8	71,0	35,8	21,20
LED MMOptics	78,8	76,0	55,80	41,40	21,60

Discussão

Há muitos anos, tem-se dedicado atenção à evolução dos materiais resinosos concernentemente às suas propriedades mecânicas e químicas. Alterações quanto ao tipo, tamanho de carga e volume de carga em peso são constatadas, na literatura, como uma linha de pesquisa que, por muitos anos, foi responsável pela evolução deste material⁹.

Mais recentemente, a modificação da matriz orgânica tem constituído-se em uma alternativa, desse modo, oferecendo novas vantagens ao material. No final da década de 90, estudos voltados à reação de polimerização do material e aos sistemas de ativação foram objeto de estudo em várias pesquisas¹⁰⁻¹².

Sabe-se que uma polimerização inadequada pode ocasionar maior solubilidade do material em meio bucal, maior risco de microinfiltração e representa, assim, uma das principais causas de insucessos clínicos.

A luz que passa através dos compósitos é absorvida e espalhada, diminuindo sua intensidade e reduzindo sua efetividade de polimerização, principalmente em regiões mais profundas. De acordo com Kildal e Ruyter¹³ (1994), a simples aplicação da luz visível para a polimerização não resulta em uma polimerização completa de toda matriz resinosa e, ainda, fatores como tempo de exposição, intensidade da fonte luminosa ou densidade de energia e/ou comprimento de onda podem interagir na polimerização das RCs. Por sua vez, fatores como tipo, cor, quantidade e tamanho de partícula de carga, peso molecular e espessura da resina podem atenuar a luz, assim, ressaltando a importância do conhecimento e controle desses fatores e minimizando, por conseguinte, os riscos de insucesso clínico¹⁴.

Trabalhos de análise de profundidade de cura de RC têm verificado que o grau de conversão está correlacionado com as propriedades mecânicas: resistência flexural e microdureza¹⁵⁻¹⁷.

A microdureza Vickers é definida como resistência à deformação plástica permanente, causada por indentação e pode ser calculada como a carga aplicada, dividida pela área de superfície projetada da indentação criada em consequência do teste.

A microdureza é um método, portanto, indireto de avaliação do grau de conversão dos monômeros em polímeros de materiais resinosos. É importante ressaltar que valores de dureza não significam superioridade de um material em outros aspectos, como resistência ao desgaste, fato demonstrado por Harrison e Draughn¹⁸ (1976) e Chadwick *et al.*¹⁹ (1990).

RCs diversas podem apresentar valores diferentes de microdureza em consequência a fatores já comentados anteriormente, como diferença de coeficiente de transmissão da luz em profundidades ou por concentrações distintas de fotoiniciadores no material²⁰⁻²¹. O presente trabalho estudou a RC Z-250 com coloração A2, fotoativada por 40 segundos. A RC em questão possui a canforquinona como fotoiniciador em alta concentração, levando à indicação, pelo fabricante, de um tempo de cura menor, mas, visando à padronização do estudo, foi estabelecido o tempo de fotoativação de 40 segundos para todas as fontes.

As fontes de ativação empregadas foram luz halógena e dois tipos de LEDs. A preocupação com a intensidade das fontes é descrita por vários autores que, de maneira geral, concordam que maiores intensidades, até certo ponto, levam à melhor polimerização e dureza²². Segundo Neumann *et al.*¹ (2005), após análise do grau de conversão de uma resina experimental em função de dife-

rentes fotoiniciadores e fontes de luz, diferenças relacionadas à curva espectral de cada equipamento tiveram papel fundamental nos resultados, em função das diferenças marcantes no perfil de absorção das resinas testadas.

Por isso, a preocupação com o perfil espectral dos novos fotoativadores e com o tipo de fotoiniciador presente no material que se deseja polimerizar é, hoje, primordial; fator mais importante até que a potência dos equipamentos, visto que alguns fotoativadores de faixa estreita de comprimento de onda não possibilitam a polimerização de materiais resinosos (resinas compostas, adesivos dentinários ou cimentos resinosos) que possuem fotoiniciadores diferentes da canforquinona, como derivados do óxido alquil-fosfínico, Tioxantona, Fenil-propanodiona (PPD). Quanto aos equipamentos testados no presente estudo, estes apresentam distintas densidades de energia e comprimentos de onda e o objeto do estudo é a profundidade de polimerização alcançada pelos distintos equipamentos presentes no mercado nacional.

Os LEDs apresentam as vantagens de especificidade de espectro, baixa produção de calor e energia, o estreito espectro de emissão de luz leva a uma menor perda de energia quando comparado com a luz halógena. A evolução desta tecnologia parece promissora, sugerindo uma polimerização adequada em menor tempo clínico. Apesar de apresentarem intensidades inferiores ao equipamento de luz halógena, os LEDs empregados têm espectro de absorção muito próximo ao do fotoiniciador (canforquinona) presente nesta resina composta, justificando, assim, os valores de microdureza equivalentes aos registrados pela luz halógena, nas profundidades 0, 1 e 2 mm.

O fator profundidade é bastante discutido na literatura e parece ser opinião unânime que maiores profundidades levam a um menor grau de conversão e dureza da resina, como observaram Phillips²³ (2005), Turbino *et al.*²⁴ (1992), Masuda *et al.*²⁵ (2001) e Hammouda²⁶ (2010).

De acordo com a metodologia empregada neste estudo, com 0 e 1 mm de espessura, a RC assinalou valores de microdureza semelhantes, independentemente da fonte empregada.

Com 2 mm de espessura, a RC apontou valores superiores de microdureza quando fotoativada pela luz halógena ou LED DMC em relação ao LED MM Optics. Tal observação, de que equipamentos distintos de LEDs apresentam comportamentos diferentes, era esperada, considerando que as empresas têm lançado no mercado evoluções de seus equipamentos. Tais equipamentos vêm sendo aprimorados e ganhando maiores valores de potência, maior quantidade de lâmpadas LEDs ou dispostas de modo a potencializar sua efetividade (em forma de escamas) ou, ainda, com apenas uma lâmpada LED, mas de elevada potência, como é o caso do UltraBlue IS (uma lâmpada de 5W); o UltraBlue pode ser programado para operar com 200 mW ou 600 mW/cm². Autores ressaltam que as potências de equipamentos LEDs devem ser testadas com radiômetros apropriados, que se adaptem ao diâmetro da sonda utilizada, para que as mensurações sejam precisas. O equipamento Bright LEC testado apresenta 380 mW/cm² e o fabricante, seguindo a tendência evolutiva de tais aparelhos, lançou o Bright LEC II, que opera com 600 mW/cm².

Com 3 e 4 mm de espessura, a RC revelou valores superiores de microdureza quando fotoativada com luz halógena. Pode-se sugerir que, apesar de controversos resultados de qualidade de polimerização com LEDs em relação à luz halógena, quando a resina composta é inserida e fotoativada em pequenos incrementos, a qualidade de polimerização entre luz halógena e LED se equivale, mantendo a indicação do uso da técnica de inserção em camadas.

Os resultados obtidos em 4 mm de espessura de RC demonstraram que a luz halógena alcançou melhor profundidade de cura. Cabe ressaltar que, para RC com distintos fotoiniciadores, esperavam-se valores de conversão diferentes, dependendo do comprimento de onda da fonte de ativação utilizada. As fontes de luz halógena apresentam maiores intensidades de luz, sendo que, de acordo com Neumann *et al.*¹ (2005), apenas 1% da energia é aproveitada. Além do fato ressaltado por Harrington e Wilson²⁷ (1993) que, a partir de uma energia ótima (440 a 450 nm), a profundidade de polimerização se mantém a mesma sem a necessidade de intensidades maiores de luz, não justificando, dessa forma, a necessidade de intensidades altas para os equipamentos fotoativadores, a qual poderia, ainda, ser responsável

por um significativo aumento de energia superficial ou temperatura pulpar, dependendo da espessura de dentina remanescente.

Enquanto os equipamentos LEDs têm vida útil prolongada, os equipamentos de luz halógena podem apresentar degradação do filtro e bulbo pelo calor. Os LEDs, portanto, dispensam a refrigeração, não produzem raios ultravioleta ou infravermelho, oferecem aparelhos à bateria, mais compactos, mas, como qualquer outra nova tecnologia, estes equipamentos estão sendo aprimorados a cada dia.

Conclusões

Baseando-se na metodologia empregada, é possível concluir:

1. Com 0 e 1 mm de espessura, a resina composta demonstrou valores de microdureza semelhantes, independentemente da fonte de ativação empregada.
2. Com 2 mm de espessura, a resina composta indicou valores superiores de microdureza quando polimerizada pela luz halógena ou UltraBlue IS – DMC, em relação ao Bright Lec - MMOptics.
3. Com 3 e 4 mm de espessura, a resina composta assinalou valores superiores de microdureza quando polimerizada por luz halógena.

Referências

1. Neumann M, Miranda WG Jr, Schmitt CC, Rueggeberg, FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005;33(6):525-32.
2. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986;20(1):121-31.
3. Turbino ML, Santos LA, Matson E. Microdureza de resina composta fotopolimerizável: a cor da matriz experimental pode alterar os resultados dos testes? *Pesqui Odontol Bras.* 2000;14(3):232-6.
4. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995;23(3):183-9.
5. Garone Netto N, Ramos RNB, Burger RC. Microdureza da superfície de duas resinas compostas fotoativadas por aparelhos com lâmpadas halógenas e aparelhos com lâmpadas LED. *Rev Odontol UNICID.* 2003;15(3):201-311.
6. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999;(25):S4-15.
7. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993;101(1):62-4.
8. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(4):429-34.
9. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.* 1988;67(6):932-7.
10. Corrêa I, Neumann M, Cavalheiro C, Ferreira G. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater.* 2006;22(6):499-505.
11. Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *J Dent Res.* 1994;73(2):516-21.
12. Kalliyana KV, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabil.* 1998;25(10):747-51.
13. Kildal KK, Ruyter IE. How different curing methods affect the degree of conversion of resin-based inlay/onlay materials. *Acta Odontol Scand.* 1994;52(5):315-22.
14. Yu H, Li Q, Cheng H, Wang Y. The effects of temperature and bleaching gels on the properties of tooth-colored restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):100-7. PubMed PMID: 21262407.
15. Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(5):446-50.
16. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000;16:41-7.
17. Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Contraction stress related to composite inorganic content. *Dent Mater.* 2010;26:704-9.
18. Harrison A, Draughn RA. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins-is there a relationship? *J Prosthet Dent.* 1976;36(4):395-8.

19. Chadwick RG, McCabe JF, Walls AW, Storer R. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater.* 1990;6(2):123-8.
20. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001;17(4):309-15.
21. Kanca J. Visible light-activated posterior composite resins – a comparison of surface hardness and uniformity of cure. *Quintessence Int.* 1985;16(5):345-7.
22. Catramby MF, Franco EB. Interrelation of light intensity depth of cure and curing units. *J Dent Res.* 1997;76(Spec.):324.
23. Phillips RW. *Materiais dentários*. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
24. Turbino ML, Vinha D, Centola ALB, Campos GM. Photopolymerized resins: surface hardness variation in relation to time of polymerization and setting. *Braz Dent J.* 1992;3(2):87-94.
25. Masuda MS, Muench A, Grande R, Braga R, Mallman A. Hardness variations of composites related to storing solutions. *J Dent Res.* 2001;80(4):1002.
26. Hammouda, IM. Effect of light-curing method on wear and hardness of composite resin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(2):216-22.
27. Harrington E, Wilson HJ. Depth of cure of radiation-activated materials – effect of mould material and cavity size. *J Dent.* 1993;21(5):305-11.

Endereço para correspondência:

Beatriz Tholt de Vasconcellos
Rua Paissandu, 385 - apto. 301 – Flamengo
Rio de Janeiro-RJ, CEP 22210-080
Brasil

E-mail: biatholt@hotmail.com

Recebido em 21 de março de 2011
Aceito em 27 de maio de 2011