



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluna: Ana Paula Piovezan Fugolin

Orientador(a): Simonides Consani

Ano de Conclusão do Curso: 2008

TCC 493

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Simonides Consani'.

Assinatura do(a) Orientador(a)

Ana Paula Piovezan Fugolin

**Avaliação da densidade de potência e do espectro de luz
de fotoativadores usados em consultórios odontológicos.**

Monografia apresentada
ao Curso de Odontologia
da Faculdade de
Odontologia de
Piracicaba – UNICAMP,
para obtenção do
Diploma de Cirurgião-
dentista.

Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani.

Piracicaba
2008

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
.....
Vol. Ex.
Tombo BC/

C.T. 786449

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª / 6159

F954a	<p>Fugolin, Ana Paula Piovezan. Avaliação da densidade de potência e do espectro de luz de fotoativadores usados em consultórios odontológicos. / Ana Paula Piovezan Fugolin. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2008. 17f.</p> <p>Orientador: Simonides Consani. Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Materiais dentários. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(mg/fop)</p>
-------	--

**Dedico este trabalho aos meus pais,
por todo o investimento feito em meus
estudos e a Deus que permitiu realizar
todos os objetivos que tracei.**

AGRADECIMENTOS

Ao professor doutor Simonides Consani, por todo apoio que me deu durante o desenvolvimento desse trabalho, sempre acolhendo com carinho e atenção as minhas dúvidas e mostrando-se disposto a ensinar e a me preparar para ser uma boa profissional.

Ao meu co-orientador professor, Ricardo Danil Guiraldo que não poupou esforços para me ajudar a desenvolver esse trabalho, se mostrando sendo interessando em fazer o que fosse necessário para concretização dos objetivos propostos nesse projeto e a me preparar para enfrentar com segurança a pós-graduação em Materiais Dentários.

Aos meus amigos, que foram meu porto seguro durante os muitos momentos de dificuldade que enfrentei na graduação.

Aos professores de clinica, que não pouparam esforços para me tornar apto para o pleno exercício da odontologia.

Aos meus pais, por todo investimento e confiança que depositaram em mim.

A Deus, que me deu saúde e força pra enfrentar esses anos de graduação.

SUMÁRIO

RESUMO	6
INTRODUÇÃO	7
MATERIAIS E MÉTODOS	9
RESULTADOS	11
DISCUSSÃO	12
CONCLUSÃO	14
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	15

RESUMO

O estudo tem como objetivo avaliar a densidade de potência e o espectro de diferentes fontes de luz usadas em consultórios odontológicos na cidade de Piracicaba, SP. A densidade de potência foi calculada utilizando medidor de potência Ophir 10A-V2-SH (Ophir Optronics, Har – Hotzvim, Jerusalém, Israel), acoplado a um microprocessador (NOVA; Ophir Optronics, Har). Em cada consultório foi avaliada a fonte de luz submetida à análise de potência (mW). O diâmetro da ponta do aparelho fotoativador foi mensurado, com o qual foi calculada a área de emissão de luz (πr^2) e posteriormente verificada a densidade de potência (irradiância), por meio de cálculo matemático (potência/ área). O espectro de luz emitido pela fonte de luz foi obtido com auxílio de espectrômetro (USB 2000; Ocean Optics, Dunedin, FL, 34698, EUA), com corretor cossenoidal conectado ao computador, para a caracterização dos espectros e aferição da irradiância conforme a ISO/TS:10650, nas regiões entre 400-515nm os comprimentos de onda não devem ser menores que 300mW/cm² ou maior que 1.000mW/cm²; entre 190-400nm não deve exceder 100mW/cm²; acima de 515nm não deve exceder 50mW/cm². Por meio de cálculos integrais da área, os valores de densidade de potência foram obtidos nas regiões do espectro. Para avaliação, os consultórios foram classificados de acordo com o preço praticado para uma face de restauração de compósito: valor mínimo de R\$50,00 (consultório nível C); de R\$50,00 até R\$70,00 (nível B); acima de R\$70,00 (nível A); consultório de serviço público; e de planos odontológicos. Na região de 400-515nm, o nível A apresentou 30% de fotoativadores abaixo do mínimo recomendado; o nível B e clínicas de convênios apresentaram 50%. O nível C registrou 40%, e serviço público mostrou 20%. Na região 190-400nm não foi observado fotoativadores fora da norma em nenhum nível. Para a região acima de 515nm, o nível A mostrou 20% e os níveis B e C registraram 10% dos fotoativadores acima de 50mW/cm². Em todos os níveis, a densidade de potência dos fotoativadores não está de acordo com o recomendado pela ISO/TS:10650.

INTRODUÇÃO.

Em meados dos anos 60 foram introduzidos no mercado odontológico compósitos com indicação para dentes anteriores, em substituição aos restauradores estéticos cimento de silicato e resina acrílica (Bowen, 1963). No entanto, os compósitos fotoativados foram introduzidos no mercado somente na década de 70. Os primeiros produtos eram fotoativados por luz ultravioleta, que oferecia riscos à visão, tanto do operador quanto do paciente e proporcionava propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias ao compósito (Peutzfeldt *et al.*, 2000; Sahafi *et al.*, 2001). Como consequência, versões posteriores passaram a ser fotoativadas por luz visível (Ruyter & Øysæd, 1982). Para o uso dessas fontes foi necessário o desenvolvimento de compósitos restauradores apropriados, os quais passaram a conter fotoiniciadores sensíveis à luz visível.

Os aparelhos mais tradicionais com emissão de luz visível são compostos por lâmpada de quartzo-tungstênio-halogênio (também conhecida como lâmpada halógena). Essas lâmpadas contêm um filamento de tungstênio conectado a eletrodos, o qual permite o fluxo da eletricidade, gerando luz e calor (Rueggeberg, 1999). As lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio emitem luz branca que ao passar por filtros específicos seleciona determinadas regiões do espectro eletromagnético. Desta forma, apenas a região azul do espectro é selecionada para a fotoativação do compósito odontológico (Burgess *et al.*, 2002), região de absorção da canforoquinona, considerado o fotoiniciador mais utilizado na composição das resinas compostas, com espectro de absorção no intervalo entre 400 e 500nm. O comprimento de onda mais eficiente para a polimerização seria no intervalo de 468 – 470nm (Nomoto, 1997).

A luz emitida por diodo (LED) foi desenvolvida com o objetivo de minimizar o calor gerado durante a fotoativação produzida pela luz halógena (Uht *et al.*, 2003). O LED emitindo um comprimento de onda de 455 a 486nm se relaciona com a taxa de absorção do espectro da canforoquinona (Parr & Rueggeberg, 2002).

Tempos de exposição prolongados para fotoativação são desconfortáveis para os pacientes, especialmente pediátricos e inconvenientes para os profissionais por tomar maior tempo clínico para a realização dos procedimentos de restauração e cimentação. Para reduzir o tempo de fotoativação, os aparelhos de arco de plasma de xenônio foram introduzidos no mercado odontológico, propondo a utilização de fonte de luz que gerasse alta intensidade. A luz é emitida por um plasma incandescente, o qual é composto por uma mistura gasosa de moléculas ionizadas e elétrons (Hofmann *et al.*, 2000; Peutzfeldt *et al.*, 2000).

Além da correlação entre o espectro emitido pela fonte de luz e o espectro de absorção do fotoiniciador, o processo de fotoativação é dependente de outros fatores como, por exemplo, a densidade de potência (mW/cm^2) emitida pela fonte de luz e o tempo de exposição. Caso o compósito não receba quantidade suficiente de densidade de energia, o grau de conversão monomérico será baixo (Munksgaard *et al.*, 2000), resultando em possível aumento da citotoxicidade (Caughman *et al.*, 1991), desgaste e quebra de margens (Ferracane *et al.*, 1997), assim como redução da dureza e do módulo de elasticidade (Harris *et al.*, 1999).

O espectro emitido pela fonte de luz, a intensidade da luz emitida e o modo de fotoativação são fatores importantes quando associados à efetividade de fotoativação das fontes de luz (Rueggeberg, 1999, Price *et al.*, 2005). Entretanto, a maioria dos estudos (Dunn & Bush, 2002; Soh *et al.*, 2003) que comparam o desempenho de diversas fontes de luz não verificam o espectro emitido pelas fontes de luz. Além disto, utilizam apenas radiômetros para verificar a intensidade (mW/cm^2) das mesmas. No entanto, esses métodos mostram apenas a intensidade total emitida pela fonte de luz e trazem informações limitadas sobre diferenças existentes no desempenho de diferentes fontes de luz, dependentes dos radiômetros utilizados. No entanto, parece haver pouca consistência nos resultados encontrados em radiômetros comumente utilizados nos consultórios odontológicos (Hansen & Asmussen, 1993; Shortall *et al.*, 1995; Fano *et al.*, 2002). Além disso, caso a emissão do espectro da fonte de luz seja registrada por meio de espectrômetro, pode-se mensurar a densidade de potência da luz em função do comprimento de onda por meio de cálculo integral da área (Price *et al.*, 2005).

MATERIAIS E MÉTODOS.

Este estudo foi realizado em Piracicaba, SP, onde foram visitados 50 consultórios odontológicos para mensuração dos fotoativadores, com a intenção de verificar se esses aparelhos emitem a densidade de potência mínima necessária para ocorrer polimerização eficiente dos compósitos.

Inicialmente, foram verificadas as condições das fontes de luz utilizadas pelos Cirurgiões Dentistas, agrupando-as de acordo com a natureza dos diferentes métodos de fotoativação empregados. Em seguida, foi avaliada a densidade de potência (mW/cm^2) e calculado os espectros emitidos pelas fontes de luz.

O diâmetro da ponta de saída de luz do aparelho foi mensurado com paquímetro digital (Mitutoyo, Japão), para determinar a área de emissão da luz (πr^2). A potência (mW) das fontes de luz foi mensurada com potenciômetro (Ophir 10A-V2-SH; Ophir Optronics, Har – Hotzvim, Jerusalém, Israel) acoplado a um microprocessador (NOVA; Ophir Optronics, Har – Hotzvim, Jerusalém, Israel).

Com estes dados foi possível determinar a densidade de potência por meio da fórmula: *Densidade de potência (mW/cm^2) = Potência (mW) / Área (cm^2)*.

As distribuições dos espectros emitidos pelas fontes de luz foram obtidas com auxílio de espectrômetro (USB 2000; Ocean Optics, Dunedin, FL, 34698, EUA), com corretor cossenoïdal conectado ao computador.

Os valores de densidade de potência (mW/cm^2) e dos espectros emitidos foram transferidos para o programa Origin 6.1 (OriginLab Corp. Northampton, MA 01060, EUA) para obter, por meio de cálculos integrais da área, os valores de densidade de potência nas seguintes regiões do espectro:

1. Região entre 400-515nm: não deve ser menor do que $300mW/cm^2$, nem maior do que $1.000mW/cm^2$.
2. Região entre 190-400nm: não deve exceder $100mW/cm^2$.
3. Região acima de 515nm: não deve exceder $50mW/cm^2$.

Os dados foram aferidos para verificar se as fontes se enquadram nas normas preconizadas pela ISO/TS:10650 e para auxiliar no entendimento dos resultados observados.

Os consultórios foram agrupados em diferentes níveis de classe social, de acordo com o preço praticado nos procedimentos. O critério básico para classificação dos consultórios foi o preço por face de uma restauração de compósito. Até o valor mínimo estipulado em R\$50,00, o consultório foi considerado nível **C** (n=10). De R\$50,00 até R\$70,00, nível **B** (n=10). Acima de R\$70,00, nível **A** (n=10). Também foi avaliado o consultório de serviço público (n=10) e os consultórios de diferentes planos odontológicos (n=10). Os dados foram submetidos à análise descritiva baseada em porcentagem.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

RESULTADOS.

A tabela 1 mostra que na região entre 400-515nm, 30% dos consultórios considerados nível A, 50% nível B, 40% nível C, 50% dos consultórios de convênios e 20% dos consultórios públicos tiveram equipamentos com intensidade de luz inferior a 300 mW/cm^2 ; e não houve em nenhum nível equipamento com intensidade superior a 1.000 mW/cm^2 . Na região entre 190-400nm não houve em nenhum nível equipamento com intensidade superior a 100 mW/cm^2 . Na região acima de 500nm, 20% do nível A, 10% dos níveis B e C excederam 100 mW/cm^2 .

Tabela 1 – Porcentagem de equipamentos fora dos padrões ISO/TS:10650.

Níveis	400-515nm – (menor que 300 mW/cm^2)	400-515nm – (maior que 1000 mW/cm^2)	190-400nm (excesso de 100 mW/cm^2)	Acima de 500nm (excesso de 100 mW/cm^2)
Nível A	30%	0%	0%	20%
Nível B	50%	0%	0%	10%
Nível C	40%	0%	0%	10%
Consultórios de Convênios	50%	0%	0%	0%
Consultórios públicos	20%	0%	0%	0%

DISCUSSÃO.

A fotoativação realizada com baixos valores de intensidade de luz resulta em menor número de radicais livres gerados (Asmussen & Peutzfeldt, 2001). Este fato pode estar associado com menores densidades de ligações cruzadas, as quais seriam evidenciadas pelo aumento da susceptibilidade à degradação da restauração (Ferracane, 1994).

Neste estudo em todos os níveis foram encontrados aparelhos fotoativadores fora da norma ISO/TS:10650. Rueggberg (1999) relata que somente 9% da intensidade de luz que incide sobre a superfície do compósito, chega até a base em um incremento de 2mm. Desse modo, isto poderia levar a propriedade indesejada ao compósito na porção da base da restauração. Clinicamente em uma restauração Classe II, a área de adesão substrato dental – resina composta no local proximal mais profundo seria a área onde ocorreria a falha podendo levar a cáries recorrente e a até mesmo a uma lesão pulpar irreversível.

A ativação dos compósitos por luz visível também pode contribuir para aumentar a temperatura no interior da câmara pulpar, causando possíveis danos à polpa (McCabe, 1985; Masutani *et al.*, 1988). O aumento da intensidade da luz pode elevar a temperatura durante a polimerização, devido a maior energia de radiação fornecida pelo aparelho fotoativador (Hansen & Asmussen, 1993). No presente estudo, nenhum nível apresentou intensidade superior a 1000 mW/cm^2 dentro da região entre 400-515nm.

Dentre as unidades fotoativadoras disponíveis no mercado, as mais tradicionais são as que utilizam lâmpadas halógenas como fonte de luz. Contudo, a principal irradiação produzida por essas lâmpadas é o espectro infravermelho, o qual é absorvido pelo compósito e resulta em grande vibração molecular e geração de calor (Uhl *et al.*, 2003). Assim, fontes de luz que utilizam lâmpadas halógenas como necessitam de filtros termo-absorventes que reduzem a passagem da energia infravermelha para o dente (Rueggberg, 1999). No entanto, a eficiência destes filtros varia conforme o fabricante e, assim, a energia não absorvida pode resultar na produção de calor.

Na região entre 190-400nm não deve exceder 100 mW/cm^2 , região qual relaciona com a região ultra violeta do espectro de luz. Nenhum aparelho

mostrou-se fora da norma ISO/TS:10650. Tendo em vista que nesta região a luz oferece riscos à visão tanto de operador quanto ao paciente, este achado se faz de grande valia. Pois tanto profissionais quanto pacientes não estão correndo risco de danos visuais.

No presente estudo, 20% no nível A e 10% nos níveis B e C na região acima de 515nm excederam 50 mW/cm² foi o observado em aparelhos que tinham fotoativação por luz halógena. Desta maneira, esta região relaciona com a região infravermelha do espectro da luz, ou seja, região onde existe liberação de calor, que poderia aumentar a temperatura no interior da câmara pulpar, causando possíveis danos à polpa (McCabe, 1985; Masutani *et al.*, 1988). Além da ineficiência dos filtros, este fato também pode ser relacionado com quedas acidentais ou/e mau conservação do aparelho fotoativador que leva a quebra destes filtros termo-absorventes.

O presente estudo sugere que a qualidade de irradiância dos fotoativadores não está relacionada com a classe econômica dos clientes e em todos níveis classificatórios deste trabalho existem aparelhos que não se enquadram na norma ISO/TS:10650.

CONCLUSÃO.

Os resultados alcançados a partir da análise dos aparelhos de fotopolimerização existentes nos diversos consultórios visitados, demonstraram que em todos os níveis de consultório, a densidade de potência desses aparelhos não obedece ao que é recomendado pela ISO/TS:10650.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *Journal of Dental Research* 2001; 80: 1570-1573.
2. Bowen RL. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of American Dental Association* 1963; 66(1): 57-64.
3. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing – an update. *Compendium* 2002; 23: 889-892.
4. Caughman WF, Caughman GB, Shifflett RA, Rueggeberg FA, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991; 12: 737-740.
5. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen-based light-curing units. *Journal of American Dental Association* 2002; 133: 335–341.
6. Fano L, Ma WY, Marcoli PA, Pizzi S, Fano V. Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomaterials* 2002; 23: 1011-1015.
7. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 1994; 21: 441-452.
8. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degree of cure. *Journal of Dental Research* 1997;76: 1508-1516.
9. Hansen EK, Asmussen E. Reliability of three dental radiometers. *Scandinavian Journal of Dental Research* 1993; 101: 115-9.
10. Harris JS, Jacobsen PH, O'Doherty DM. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999; 26: 635-639.
11. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clinical Oral Investigations* 2000; 4: 140-147.
12. International Organization for Standardization (ISO). Norma ISO/TS: 10650: 1999.

13. Parr GR & Rueggeberg FA. Spectral analysis of commercial LED dental curing lights. *Journal of Dental Research* 2002;81(Special Issue) Abstract #507:88
14. Masutani S, Setcos JC, Schinell RJ, Philips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins *Dent Mater.* 1988; 4(4): 174-178.
15. McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985; 1(6):231-234.
16. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal* 1999;186:388-391.
17. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European Journal of Oral Sciences* 2000; 108: 341-345.
18. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Effect of aperture size on irradiance of LED curing units. *Dental Materials* 2004; 20: 687-692.
19. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials* 2000; 16: 330-6.
20. Price RBT, Felix CA and Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials* 2005; 26: 2631-2641.
21. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20(Suppl 25):S4-S15.
22. Ruyter IE, Øysæd H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 1982; 40: 179-192.
23. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation *in vitro*. *American Journal of Dentistry* 2001; 14: 145-147.
24. Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. *Journal of Dentistry* 1995; 23: 227-232.

25. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Operative Dentistry* 2003; 28: 371–377.
26. Uhl A, Mills RW & Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003;24(10):1809-1820.