

# Eficácia dos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas

## Efficacy of curing lights in use in private dental offices

Álvaro Della Bona<sup>1</sup>, Janesca de Lurdes Casalli<sup>2</sup>, Paula Virginia Schleider<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Professor de Oclusão e Prótese dos cursos de graduação e de pós-graduação; coordenador de pesquisas da Faculdade de Odontologia da UPF; professor de Oclusão da Faculdade de Odontologia da PUCRS. <sup>2</sup>Cirurgiões-dentistas.

### Resumo

O uso do fotopolimerizador (FT) é rotina entre os cirurgiões-dentistas. Este estudo objetivou avaliar a intensidade de luz (I) e calor (C) produzidos pelos fotopolimerizadores presentes nos consultórios odontológicos de Passo Fundo, RS, Brasil, bem como a dureza das resinas compostas por eles fotoativadas. A I e o C produzidos foram relacionados às condições dos FTs, tais como refrigeração (R), filtro (F), ponta ativa (P) e refletor do bulbo (B), além de se avaliarem as informações provindas de um questionário dirigido aos cirurgiões-dentistas. Usando radiômetro, calorímetro e discos de teste (Demetron Research Corp.), um examinador avaliou 140 FTs. Entre 19 marcas comerciais diferentes, o Primelite (Dentsply) foi o FT mais encontrado (22,1%). A idade média dos FTs foi de 5,5 anos, sendo 10 anos (12,1%) a mais freqüente. Outras características freqüentes foram: o diâmetro da P de 6mm (63,5%); o uso diário (73,5%) com tempo fixo em 40s (53,3%); problemas na R (63,6%), no F (81,4%) e na P (68,6%). Apesar desses resultados, a maioria dos CDs (75%) estavam satisfeitos com o desempenho de seus FTs. Não foi encontrado problema no B de 62,1% dos FTs. A I variou entre 0 e 650 mW/cm<sup>2</sup>, com

uma média de  $215 \pm 152$ . As maiores I foram verificadas nos FTs Optilux (Demetron) e XL1500 (3M). Pela escala Demetron para I, 84 (60%) dos FTs foram considerados inadequados; 29 (20,7%), adequados e 27 (19,3%) necessitaram de tempo adicional. O C produzido variou de 0 a 300 mW/cm<sup>2</sup>, sendo que 55% dos FTs produziram um calor menor que 50 mW/cm<sup>2</sup>, considerado adequado. A dureza Vickers (HV) média para a resina composta de restauração (HVR) foi de  $46.3 \pm 21$  HV5 e, para a resina composta de cimentação (HVC), foi de  $45.4 \pm 21$  HV5. Houve uma correlação positiva entre a I e HVR e HVC e correlação negativa entre a I e a presença de problemas em R, F e P.

**Palavras-chave:** fotopolimerizadores, resinas compostas, cerâmicas.

Recebido em 13/5/97. Aceito em 30/6/97

## Introdução

A indiscutível superioridade das resinas compostas fotopolimerizáveis tem feito delas o material mais utilizado na odontologia restauradora estética. Essas resinas apresentam em sua composição elementos fotosensíveis que, quando ativados, promovem a sua polimerização. Esse processo se efetua, freqüentemente, por via de um aparelho fotopolimerizador que emite uma luz halógena entre 400 e 520 nanômetros (nm) e cuja intensidade deve estar acima de 300 mW/cm<sup>2</sup>. O pico ideal para fotopolimerização de resinas compostas se encontra em 470 nm. Qualquer energia produzida fora da região do espectro azul (entre 400 e 520 nm) é desnecessária nesse processo, pois poderá até produzir calor, causando danos ao tecido pulpar.

A dificuldade para verificação visual da correta intensidade da luz deixa o profissional na incerteza quanto ao grau ideal de polimerização das resinas compostas (Barghi *et al.*, 1994). A utilização de um radiômetro para verificação da intensidade da luz é o meio mais eficaz para se examinar os fotopolimerizadores (Lee *et al.*, 1993; Fowler *et al.*, 1994). O radiômetro apresenta, portanto, a capacidade de medir a intensidade das ondas luminosas no ponto de saída do feixe de luz do fotopolimerizador.

Muitas são as possíveis causas para a degradação de energia e que não são perceptíveis pelo cirurgião-dentista, tais como: o desalinhamento das fibras óticas que levam a luz até a saída do fotopolimerizador, a ruptura dessas fibras, a queda na voltagem elétrica ou, ainda, o contato elétrico inadequado (Pollack e Lewis, 1984; Fan *et al.*, 1987; Fan *et al.*, 1993). Esses problemas podem levar o cirurgião-dentista a realizar procedimentos odontológicos inadequados com resinas com-

postas fotopolimerizáveis.

Uma série de outras variáveis pode influenciar significativamente na redução do grau de fotopolimerização, o que inclui: a degradação do bulbo (Leung, 1983) e de seu refletor (Friedman, 1989), os filtros danificados, as variações no *design* do FT (Watts *et al.*, 1984; Strang *et al.*, 1987) e os danos na ponta ativa. Além disso, o grau de polimerização também depende de fatores associados ao procedimento clínico, a saber: a direção, a localização e o diâmetro do feixe de luz ou tamanho da ponta ativa (Kelsey *et al.*, 1987); a técnica, a tonalidade e a espessura dos incrementos de resina (Tirtha *et al.*, 1982; Kanca, 1986); as características da própria resina (Watts *et al.*, 1984; Onose *et al.*, 1985) e do material por onde a luz será transmitida até atingir a resina (Chan e Boyer, 1985; Strang *et al.*, 1987; Blackman *et al.*, 1990; Linden *et al.*, 1991; O'Keefe *et al.*, 1991; Watts e Cash, 1994); o tempo de polimerização utilizado (Yearn, 1985; Rueggeberg *et al.*, 1993; Rueggeberg *et al.*, 1994) e a localização e o tamanho da cavidade a ser restaurada (Swartz, 1983; DeWald e Ferracane, 1987; Carvalho *et al.*, 1996). Todos esses fatores podem levar a uma polimerização deficiente, que aumenta a sorção de água e diminui a dureza das resinas compostas fotoativadas (Fan *et al.*, 1987; Parson e Longman, 1989; Chain, 1995).

O calor produzido por outros tipos de luz que não a azul, como a ultravioleta e a infravermelha, e que apresentam um comprimento de onda entre 520 e 1100 nm, pode ser medido por um aparelho chamado calorímetro.

Este estudo teve como objetivo avaliar a intensidade de luz e o calor produzidos pelos aparelhos fotopolimerizadores presentes nos consultórios odontológicos de Passo Fundo,

RS, Brasil, bem como a dureza das resinas compostas para restauração e cimentação por eles fotopolimerizadas. A intensidade de luz e o calor produzido foram relacionados às condições dos aparelhos fotopolimerizadores, tais como a refrigeração, o filtro, a ponta ativa e o refletor do bulbo e, também, às informações provindas de um questionário dirigido ao cirurgião-dentista.

## Materiais e métodos

Um examinador, usando um radiômetro, um calorímetro e um disco de testes, todos fabricados pela Demetron Research Corporation, avaliou 140 fotopolimerizadores em uso por cirurgiões-dentistas que autorizaram pre-

viamente tal investigação.

Inicialmente, um questionário foi aplicado para identificação do cirurgião-dentista e de seu fotopolimerizador. Após, os componentes principais de cada FT foram examinados e avaliados segundo critérios previamente definidos (Chain, 1995) e evidenciados no questionário a seguir. Para verificar as condições do sistema de refrigeração, do filtro, do bulbo e do refletor, um examinador, previamente treinado, removeu a caixa externa protetora de todos os fotopolimerizadores para um acesso visual direto desses componentes. A ponta ou ponteira ótica também foi examinada visualmente a fim de detectar qualquer degradação e acúmulo de detritos.

### Questionário aplicado aos cirurgiões-dentistas

#### 1. Identificação do profissional:

- Nome:
- Endereço:
- Ano e local da graduação:
- Especialização:

#### 2. Identificação do aparelho fotopolimerizador:

- Marca comercial e fabricante:
- Modelo, número de série e ano de fabricação:
- Diâmetro da ponta ativa:
- Voltagem do aparelho e bulbo:

#### 3. Avaliação pelo profissional:

- Freqüência de uso:
- Procedimentos para o qual o aparelho é usado:
- Tempo mais freqüente de fotopolimerização (fixo ou variável):
- Se variável: Quando: Quantos:
- Durante o procedimento de fotopolimerização, o refletor permanece ligado e direcionado para o campo de trabalho?
- Sim ( ) Não ( )
- Tipo de lâmpada do refletor:
- Costuma verificar o resultado da fotopolimerização de suas restaurações após a realização do procedimento clínico?
- Sim ( ) Não ( )
- Alguma vez já trocou o bulbo do seu aparelho?

Sim ( ) Não ( ) Quando:

- Está satisfeito com seu aparelho?
- Sim ( ) Não ( )

#### 4. Verificação técnica do aparelho fotopolimerizador:

- Sistema de refrigeração:
  - Sem detrito ( ) Com detrito ( ) Ausente ( )
- Degradiação do filtro: Presente ( ) Ausente ( )
- Condições da ponta (ponteira ótica):
  - Sem detrito ( ) Com detrito ( )
- Condições do refletor do bulbo:
  - Sem degradação ( ) Com degradação ( )

#### 5. Testes:

- Intensidade da luz em mW/cm<sup>2</sup>:
 

1 <sup>a</sup> leitura:	2 <sup>a</sup> leitura:	3 <sup>a</sup> leitura:
média:	média:	média:

- Calor produzido pelo fotopolimerizador:
 

1 <sup>a</sup> leitura:	2 <sup>a</sup> leitura:	3 <sup>a</sup> leitura:
média:	média:	média:
- Verificação da profundidade de fotopolimerização pela análise da dureza por raspagem da superfície oposta do disco pelo cirurgião-dentista (teste tático):
  - ( ) ótimo ( ) bom ( ) ruim
- Dureza Vickers (verificada no laboratório da UPF)

**Tabela 1** - Escala padrão da Demetron para classificação do fotopolímerizador quanto à intensidade de luz, com espessura do incremento de 2-3 mm e tempo de fotopolimerização de 20-30 segundos

Resultado em mW/cm <sup>2</sup>	Classificação
Grupo A - a partir de 300	adequado
Grupo B - entre 200 e 299	precisa de tempo adicional
Grupo C - entre 0 e 199	inadequado mesmo com aumento no tempo de polimerização

**Tabela 2** - Escala padrão da Demetron para classificação do fotopolímerizador quanto ao calor produzido

Resultado em mW/cm <sup>2</sup>	classificação
Grupo A- entre 0 e 49	aceitável
Grupo B- a partir de 50	inaceitável

Para a aferição da intensidade de luz (radiômetro) e calor (calorímetro), foi seguida a seguinte metodologia:

- o FT foi acionado por 1 minuto antes de qualquer leitura a fim de se assegurar um registro que se aproximasse da realidade;

- cada FT foi aferido por três vezes, sendo calculada a média; na presença de qualquer variação maior de 25 mW/cm<sup>2</sup>, para I, e de 5 mW/cm<sup>2</sup>, para C, novas aferições foram realizadas.

Para categorizar cada FT segundo sua I e C, foram utilizadas as escalas padrões da Demetron (Tabelas 1 e 2).

Para a aferição de dureza (D), fotopolímerizou-se a resina nos três orifícios do disco de testes da Demetron (D = 45 ± 0.5 HV5 ou D = 75 Barcol) da seguinte maneira: em dois orifícios, polimerizaram-se 3 mm de resina composta fotopolímerizável (Charisma A20, Kulzer) por 40 segundos e, no terceiro, foi fotopolímerizada, também por 40 segundos, uma camada de 1 ± 0.1 mm de espessura de resina composta para cimentação (Adheren-

ce, Confi-Dental) sob um disco cerâmico (Vitadur Alpha) de 1 ± 0.1 mm de espessura.

Em um dos dois orifícios contendo a resina Charisma, o cirurgião-dentista usou uma sonda exploradora para testar por raspagem a dureza do material do lado oposto àquele fotopolímerizado, o que permite também avaliar a profundidade de polimerização de seu FT. O cirurgião-dentista teve como parâmetro comparativo a dureza do disco de testes da Demetron (D = 75 Barcol). No momento da raspagem, o profissional emitiu a sua opinião sobre o resultado do teste (ótimo, bom ou ruim).

A seguir, os discos foram armazenados em um envelope de cor preta, ficando protegidos de qualquer fonte luminosa até a realização do teste de dureza Vickers (VEB, Werksstoffprüfmaschinen, no. Série 99201/46, Germany), no qual foi usada carga de 5 kg ou 49 N (VH5), de acordo com as orientações do fabricante do instrumento. Esse teste foi realizado no lado oposto à fotopolimerização dos materiais contidos nos dois outros orifícios, ou seja, um com resina composta para restauração (Charisma) e outro com resina para cimentação (Adherence). Em ambos os materiais, foram realizadas três medições de dureza Vickers, sendo registradas essas medidas.

A análise estatística dos dados foi realizada usando-se teste de Student's *t*, Pearson *r* (paramétrico) e Spearman's *rho* (não-paramétrico).

## Resultados

Entre as 19 marcas comerciais diferentes, o Primelite (Dentsply), com 22,14% (31 unidades), o Heliomat (Vivadent), com 17,85% (25 unidades), e o Translux (Kulzer), com 11,42% (16 unidades), foram os fotopolimerizadores mais encontrados nos consultórios de Passo Fundo. A idade média de uso dos aparelhos fotopolimerizadores foi de 5,5 anos, sendo 10 anos (12,1%) a mais freqüente.

Outras características normalmente encontradas neste trabalho foram: o diâmetro da ponteira ativa em 6mm (63,5%), o uso diário do FT (73,5%) e com tempo fixo em 40s (53,3%), os problemas no sistema de refrigeração (63,5%), no filtro (82,1%) e na ponta ativa

(68,6%), apresentados nas Tabelas 7, 8 e 9.

Não foi encontrado qualquer problema no bulbo ou no seu refletor em 62,1% dos aparelhos examinados (Tabela 10).

A maioria dos cirurgiões-dentistas (75%) disseram estar satisfeitos com o desempenho de seus aparelhos fotopolimerizadores.

A intensidade de luz variou entre 0 e 650 mW/cm<sup>2</sup>, sendo que a média ficou em 215 ± 152 mW/cm<sup>2</sup>. Os maiores valores de intensidade foram verificados nos fotopolimerizadores Optilux (Demetron) e XL1500 (3M). Pela escala Demetron para intensidade (Tabela 1), 84 (60%) aparelhos foram considerados inadequados; 27 (19,3%) necessitavam de tempo adicional para uma polimerização considera-

**Tabela 3** - Resultados da avaliação da intensidade de luz, de acordo com a tabela padrão da Demetron (Tabela 1)

Grupo (mW/cm <sup>2</sup> )	Classificação	Nº de FTs
A- a partir de 300	adequado	29 (20,7%)
B- entre 200 e 299	precisa de tempo adicional	27 (19,3%)
C- entre 0 e 199	inadequado mesmo com aumento no tempo de polimerização	84 (60%)

**Tabela 4** - Relação dos modelos de fotopolimerizadores que apresentaram intensidade de luz abaixo de 199 mW/cm<sup>2</sup>

Nº total de aparelhos examinados por modelo	FTs com I abaixo de 199 mW/cm <sup>2</sup> e média	FTs com problema em P, B ou F
20 - Primelite (Dentsply) 1085	12 - 118 mW/cm <sup>2</sup>	12
5 - Primelite (Dentsply) 0587	4 - 106 mW/cm <sup>2</sup>	4
6 - Primelite (Dentsply) 0984	5 - 114 mW/cm <sup>2</sup>	5
9 - Translux (Kulzer) III	5 - 126 mW/cm <sup>2</sup>	2
6 - Translux (Kulzer) BR	4 - 150 mW/cm <sup>2</sup>	4
25 - Heliomat (Vivadent)	16 - 115 mW/cm <sup>2</sup>	16
6 - Heliomat (Vigodent)	3 - 132 mW/cm <sup>2</sup>	3
14 - Heliolux (Vivadent)	12 - 141 mW/cm <sup>2</sup>	12
12 - Fibralux (Dabi Atlante)	12 - 118 mW/cm <sup>2</sup>	8
6 - Odontolux (Vicol)	6 - 82 mW/cm <sup>2</sup>	6
2 - Odontolux (Rhos)	1 - 190 mW/cm <sup>2</sup>	1
1 - Starlight (Starlight)	1 - 110 mW/cm <sup>2</sup>	1
1 - Laser (Precisa)	1 - 80 mW/cm <sup>2</sup>	1
1 - Termolux (Termotron)	1 - 100 mW/cm <sup>2</sup>	1

da eficiente e apenas 29 (20,7%) aparelhos fotopolimerizadores foram considerados adequados (Tabela 3). Os fotopolimerizadores que produziram intensidade de luz consideradas inadequadas encontram-se na Tabela 4. Com exceção de três aparelhos Translux III (Kulzer) e de quatro unidades FTs Fibralux (Dabi Atlante), todos os demais fotopolimerizadores que apresentaram problemas de I também apresentavam alguma deficiência no P, no B ou no F. Todos os aparelhos Fibralux (Dabi Atlante), Odontolux (Vicol), Starlight, Laser (Precisa) e Termolux (Termotron) apresentaram I inadequada (abaixo de 199 mW/cm<sup>2</sup>).

O calor produzido variou de 0 a 300 mW/cm<sup>2</sup>, sendo que 55% dos fotopolimeriza-

dores produziram um calor menor que 50 mW/cm<sup>2</sup> (Tabela 5), considerado limite máximo aceitável. Os fotopolimerizadores que produziram calor acima de 50 mW/cm<sup>2</sup> encontram-se na Tabela 6. Com exceção de dois aparelhos Translux III (Kulzer), de duas unidades Optlight II (Gnattus) e dos fotopolimerizadores Ultralux (Dabi Atlante), os demais que apresentaram problemas de calor também apresentavam alguma deficiência no P, no B ou no F, sendo este último (F) um problema constante.

Na verificação da profundidade de fotopolimerização pela análise da dureza por raspagem da superfície oposta do disco de testes (teste tático), 19 profissionais (13,5%) consideraram o resultado obtido ótimo; 96 (68,6%)

**Tabela 5** - Resultados da avaliação do calor, de acordo com a tabela padrão da Demetron (Tabela 2)

Grupo (mW/cm <sup>2</sup> )	Classificação	Nº de FTs
A- entre 0 e 49	aceitável	77 (55%)
B- a partir de 50	inaceitável	63 (45%)

**Tabela 6** - Relação dos modelos de fotopolimerizadores que apresentaram calor acima de 50 mW/cm<sup>2</sup>

Nº total de aparelhos examinados por modelo	FTs com C acima de 50 mW/cm <sup>2</sup> e média	FTs com problema em P, B ou F
20 - Primilite (Dentsply) 1085	16 - 135 mW/cm <sup>2</sup>	16
5 - Primilite (Dentsply) 0587	2 - 86 mW/cm <sup>2</sup>	2
6 - Primilite (Dentsply) 0984	6 - 184 mW/cm <sup>2</sup>	6
9 - Translux (Kulzer) III	6 - 115 mW/cm <sup>2</sup>	4
6 - Translux (Kulzer) BR	1 - 300 mW/cm <sup>2</sup>	1
25 - Heliomat (Vivadent)	6 - 157 mW/cm <sup>2</sup>	6
6 - Heliomat (Vigodent)	6 - 251 mW/cm <sup>2</sup>	6
14 - Heliolux (Vivadent)	2 - 105 mW/cm <sup>2</sup>	2
7 - Optlight II (Gnattus)	4 - 88 mW/cm <sup>2</sup>	2
2 - Odontolux (Rhos)	2 - 300 mW/cm <sup>2</sup>	2
1 - Starlight (Starlight)	1 - 110 mW/cm <sup>2</sup>	1
1 - Laser (Precisa)	1 - 300 mW/cm <sup>2</sup>	1
2 - Ultralux (Dabi Atlante)	2 - 112 mW/cm <sup>2</sup>	0

disseram que o resultado foi bom e 25 (17,9%) acharam que o resultado foi ruim, ou seja, apenas 17,9% dos CDs não ficaram satisfeitos com o grau de dureza da resina composta fotopolimerizada quando a verificação deste item ocorreu pelo teste tátil (Tabela 11).

A dureza Vickers média para as resinas compostas usadas para restauração da estrutura dentária foi de  $46.3 \pm 21$  HV5 e de  $45.4 \pm 21$  HV5, para as resinas compostas de cimentação.

## Discussão

Atualmente, em torno de 80% dos cirurgiões-dentistas possuem um fotopolimerizador para efetuar procedimentos na área da odontologia restauradora. A inacessibilidade a um radiômetro ou o desconhecimento da forma de verificação tátil da dureza do mate-

rial fotopolimerizado (teste com os disco da Demetron) pode deixar o profissional inseguro quanto à avaliação correta do potencial de seus aparelhos fotopolimerizadores; por conseguinte, pode, igualmente, levar a resultados inadequados quando da realização de procedimentos que envolvem resinas compostas fotopolimerizáveis (Barghi *et al.*, 1994). Isso também foi demonstrado neste trabalho, pois, embora 75% dos cirurgiões-dentistas entrevistados estivessem satisfeitos com o desempenho de seus aparelhos fotopolimerizadores e apenas 17,9% o considerassem ruim, na análise da dureza por raspagem (teste tátil), 60% possuíam intensidade para polimerização considerada inadequada, segundo escala padrão da Demetron (Tabela 1).

Deve ser preocupação constante dos profissionais da área a análise da intensidade

**Tabela 7** - Resultados da verificação sobre o sistema de refrigeração

Sem detrito	Com detrito	Ausente
51 (36,4%)	45 (32,1%)	44 (31,4%)

**Tabela 8** - Resultados do exame sobre a degradação do filtro

Presente	Ausente
115 (82,1%)	25 (17,9%)

**Tabela 11** - Resultados sobre a satisfação dos CDs quanto à profundidade de fotopolimerização pela análise da dureza por raspagem da superfície oposta do disco de testes Demetron (teste tátil)

Ótimo	Bom	Ruim
19 (13,5%)	96 (68,6%)	25 (17,9%)

**Tabela 9** - Resultados do exame das condições da ponta ativa

Sem detrito	Com detrito
44 (31,4%)	96 (68,6%)

**Tabela 10** - Resultados do exame das condições do bulbo e de seu refletor

Sem degradação	Com degradação
87 (62,1%)	53 (37,9%)

e do calor emitidos pelo fotopolimerizador, bem como a análise de fatores causais de degradação da potência de polimerização, tais como a ruptura ou o desalinhamento das fibras óticas que levam luz até a ponta ativa do fotopolimerizador, a queda na voltagem, a obstrução da ponta ativa do fotopolimerizador ou, ainda, o contato elétrico inadequado.

A importância dessa análise reside na correlação negativa constatada entre a intensidade de luz e a idade do fotopolimerizador e as condições do filtro, da ponta, do bulbo e da refrigeração, bem como na correlação negativa entre o calor produzido e as condições do filtro e do sistema de refrigeração.

Um fotopolimarizador deve emitir uma luz halógena entre 400 e 500 nanômetros (nm), cuja intensidade ideal deve estar acima de 300 mW/cm<sup>2</sup>. A intensidade de luz emitida pelos fotopolimerizadores examinados neste estudo variou entre 0 e 650 mW/cm<sup>2</sup>, com uma média de  $215 \pm 152$  (Tabela 3). Uma intensidade deficiente afeta o grau de polimerização das resinas compostas fotopolimerizáveis, aumentando a sorção de água e a solubilidade e diminuindo a dureza dessas resinas. Isso também foi comprovado por este estudo, pois a dureza Vickers baixou consideravelmente quando a intensidade de luz dos aparelhos foi considerada inadequada. Outras consequências clínicas de uma inadequada polimerização das resinas compostas são: a falta de resistência dos *tags* resinosos, causando uma retenção insuficiente à estrutura dentária; o maior risco de agressão pulpar devido às características tóxicas do monômero não polimerizado; a mudança de coloração da resina devido à reação incompleta do acelerador e à absorção de corantes através dos líquidos e o aumento no desgaste por causa da diminuição

das propriedades mecânicas da resina (Fan *et al.*, 1987; Chain, 1995).

O calor produzido variou de 0 a 300 mW/cm<sup>2</sup>, sendo que 55% dos fotopolimerizadores produziram um calor menor que 50 mW/cm<sup>2</sup>, considerado o limite máximo aceitável.

A degradação do filtro foi uma constante sempre que algum problema de manutenção foi constatado. O filtro é uma parte do fotopolimerizador que está sujeita a um calor intenso proveniente do feixe luminoso emitido pelo bulbo. Isso pode provocar o aparecimento de bolhas na superfície de cobertura do filtro e/ou a rachadura do seu vidro, o que permitirá a passagem de luz não filtrada. Mesmo um filtro de boa qualidade pode se deteriorar com o tempo, pelo que o CD deve ficar atento, pois tal problema poderá produzir uma quantidade de calor superior a 50 mW/cm<sup>2</sup>, podendo causar alterações pulpares.

É importante mencionar que alguns conceitos tradicionais apresentados anteriormente, a respeito de intensidade de luz adequada (padrões Demetron) e direção da contração de polimerização estão sendo alvo de análises e discussões interessantes.

## Conclusões

Foi encontrada uma correlação negativa entre a intensidade de luz e a idade do fotopolimerizador, as condições do filtro, da ponta ativa, do bulbo e do sistema de refrigeração. Correlação negativa também foi encontrada entre o calor produzido e as condições do filtro e do sistema de refrigeração.

Houve correlação positiva entre a intensidade da luz e o grau de dureza Vickers encontrados nos corpos de prova de resinas compostas para restauração e cimentação.

As reais condições dos aparelhos fotopolimerizadores era desconhecida da maioria

dos cirurgiões-dentistas e 80% dos aparelhos avaliados não estavam adequados quanto à intensidade de luz medida na saída da ponta ou ponteira ótica.

A grande maioria dos aparelhos que apresentaram um desempenho inadequado quanto à intensidade de luz e de calor também apresentaram problemas relacionados à manutenção, ou seja, aqueles relacionados ao filtro, à ponta ou ao bulbo e ao seu refletor, além de apresentarem uma correlação com a idade média avançada dos aparelhos. Isso sugere que os profissionais devem realizar uma verificação e manutenção das condições básicas dos fotopolimerizadores com maior freqüência para não correrem o risco de realizar um procedimento fotopolimerizador inadequado.

## Agradecimentos

Os autores expressam seus agradecimentos ao técnico de laboratório da Faculdade de Engenharia da UPF, Charles L. Israel de Quadros à professora Dileta Cecchetti da Faculdade de Agronomia da UPF, pela análise estatística; ao Laboratório de Prótese Dentária Coral Ltda.; aos fabricantes dos produtos comerciais utilizados neste estudo e, em especial, a DFL Ind. e Com. Ltda., pelo empréstimo dos aparelhos de medições de calor e intensidade de luz.

Este trabalho de pesquisa foi parcialmente financiado pelo CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), processo nº 110767/95-0.

## Abstract

The use of curing lights (CL) is a routine among the dentists (D). The objective of this study was to evaluate the intensity (I) and heat/glare (H) output of CL at private dental offices in Passo Fundo, RS, Brazil and to examine the degree of polymerization of photocured composite resins (PCR). The I and H output were related to CL conditions, such as: cooling system (CS), filter (F), CL tip (T) and light bulb reflector (B), plus some information from a questionnaire applied to the D and the tactile test. An investigator using I and H radiometers (Demetron Res. Corp.) evaluated 140 CL. It was found 19 different types of CL. Primelite (Dentsply) was the most popular one (22,1%). The mean age of the CL was 5,5 years and the most frequent unit's age was 10 years (12,1%). Other frequent findings were: the 6 mm T size (63,5%), the daily use (73,5%) with a 40 s fixed exposure time (53,3%) and problems in the CS (63,6%), in the F (81,4%) and in the T (68,6%). Even though, most of the D (75%) were satisfied with the performance of their CL. It was not found any problems with the units' B in 62,1%. The I readings ranged from 0 to 650mW/cm<sup>2</sup> and the mean was  $215 \pm 152$  mW/cm<sup>2</sup>. The highest mean I readings were found with Optilux (Demetron) and XL1500 (3M) units. According to the Demetron rating scale, 84 (60%) CL were considered inadequate even with increased time, 27 (19,3%) needed additional time and 29 (20,7%) were adequate to use. The H readings ranged from 0 to 300mW/cm<sup>2</sup> and 55% of these readings were less than 50mW/cm<sup>2</sup>. The Vickers Hardness (VH) means were  $46.3 \pm 21$  HV5 for VHR and  $45.4 \pm 21$  HV5 for VHC. Positive correlation was found between the I readings and the VHR and VHC mean values. Negative correlation was found between the I readings and problems in the CS, F and T. The tactile test is not a sensitive means of measuring H.

**Key words:** curing lights, composite resins, ceramics.

## Referências bibliográficas

- BARGHI, N., BERRY, T., HATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 125, p. 992-996, 1994.
- BLACKMAN, R., BARGHI, N., DUKE, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, v. 63, p. 295-300, 1990.
- CARVALHO, R.M., PEREIRA, J.C., YOSHIYAMA, M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper. Dent.*, v. 21, p. 17-24, 1996.
- CHAIN, M.C. Unidades fotoativadoras de luz visível fotopolimerizadores. In: BARATIERI, L.N. et al. *Estética: restaurações adesivas diretas em dentes anteriores fraturados*. São Paulo: Livraria e Editora Santos, 1995. p.116-133.
- CHAN, K.C., BOYER, D.B. Curing light-activated composite resins through dentin. *J Prosthet Dent* 1985; 54:643-645.
- DeWALD, J.P., FERRACANE, J.L. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light activated composites. *J. Dent. Res.*, v. 66, n. 3, p. 727-730, 1987.
- FAN, P.L., WOZNIAK, W.T., REYES, W.D. et al. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 115, p. 422-445, 1987.
- FAN, P.L., KIM, J., DAWSON, C. et al. Irradiance, depth of cure and voltage dependency of curing lights. *J. Dent. Res.*, v. 72, p. 138 (abstr. 273), 1993.
- FOWLER, C.S., SWARTZ, M.L., MOORE, B.K. Efficacy testing of visible light curing units. *Oper. Dent.*, v. 19, p. 47-52, 1994.
- FRIEDMAN, J. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. *J. Esthet. Dent.*, v. 1, n. 6, p. 189-190, 1989.
- KANCA, J. The effect of thickness and shade on the polymerization of light activated posterior composite resin. *Quintessence Int.*, v. 17, p. 809-811, 1986.
- KELSEY, W.P. III, SHEARER, G.O., CAVEL, W.T. et al. The effects of wand positioning on the polymerization of composite resin. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 114, p. 213-215, 1987.
- LEE, S.Y., CHIU, C.H., BOGHOSIAN, A. et al. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. *J. Dent.*, v. 21, p. 373-377, 1993.
- LEUNG, R.L., FAN, P.L., JOHNSTON, W.M. Post-irradiation polymerization of visible light activated composite resin. *J. Dent. Res.*, v. 62, p. 363-365, 1983.
- LINDEN, J.J., SWIFT, E.J., BOYER, D.B., et al. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J. Dent. Res.*, v. 70, n. 2, p. 154-157, 1991.
- O'KEEFE, K.L., PEASE, P.L., HERRIN, H.K. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J. Prosthet. Dent.*, v. 66, p. 434-438, 1991.
- ONOSE, H., SANO, H., KANTO, H. et al. Select curing characteristics of light-activated composite resins. *Dent. Mater.*, v. 1, p. 48-54, 1985.
- PARSON, 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.*, v. 16, p. 57-61, 1989.
- POLLACK, B.F., LEWIS, A.L. Visible light curing generators: an update. *Gen. Dent.*, v. 32, n. 31, p. 193-195, 1984.
- RUEGGEBERG, F.A., CAUGHMAN, W.F., CURTIS, J.W. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am. J. Dent.*, v. 6, p. 91-95, 1993.
- RUEGGEBERG, F.A., CAUGHMAN, W.F., CURTIS, J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper. Dent.*, v. 19, p. 26-32, 1994.
- STRANG, R., MACDONALD, I., O'HAGAN, S. et al. Variations in performance of curing light units by determination of composite resin setting time. *Br. Dent. J.*, v. 162, p. 63-65, 1987.
- STRANG, R., MCCROSSON, J., MUIRHEAD, M. et al. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. *Br. Dent. J.*, v. 163, p. 149-151, 1987.
- SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W., RHODES, B. Visible light activated resins depth of cure. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 106, n. 6, p. 634-637, 1983.
- TIRTHA, R., FAN, P.L., DENNISON, J.B. et al. In vitro depth of cure of photo activated composites. *J. Dent. Res.*, v. 61, n. 10, p. 1184-1187, 1982.
- WATTS, D.C., AMER, O., COMBE, E.C. Characteristics of visible light activated composite systems. *Br. Dent. J.*, v. 156, p. 209-215, 1984.
- WATTS, D.C., CASH, A.J. Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J. Dent.*, v. 22, p. 112-117, 1994.
- YEARN, J.A. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int. Dent. J.*, v. 35, p. 218-225, 1985.

## Endereço para correspondência

Prof. Alvaro Della Bona  
Universidade de Passo Fundo  
Faculdade de Odontologia  
Rua Teixeira Soares, 817  
99010-080 Passo Fundo-RS  
email:dbona@upf.tchê.br