**COMPARAÇÃO DE DOIS SISTEMAS DE FOTOATIVAÇÃO
DE RESINAS COMPOSTAS, LED E LÂMPADA
HALÓGENA: AVALIAÇÃO ATRAVÉS DE DUREZA EM
AMOSTRAS DE RESINA COMPOSTA**

Humberto Carlos Pires

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Dentística – opção Materiais Dentários.

(Edição Revisada)

**BAURU
2005**

**COMPARAÇÃO DE DOIS SISTEMAS DE FOTOATIVAÇÃO
DE RESINAS COMPOSTAS, LED E LÂMPADA
HALÓGENA: AVALIAÇÃO ATRAVÉS DE DUREZA EM
AMOSTRAS DE RESINA COMPOSTA**

Humberto Carlos Pires

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Dentística – opção Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Amarante de Araújo

Co-orientador: Prof. Dr. Oscar Barreiros de Carvalho Jr.

(Edição Revisada)

**BAURU
2005**

Pires, Humberto Carlos

P665c Comparação de dois sistemas de fotoativação de resinas compostas, LED e lâmpada halógena: avaliação através de dureza em amostras de resina composta. / Humberto Carlos Pires.-- Bauru, 2005.
208p. : il.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Amarante de Araújo

Co-orientador: Prof. Dr. Oscar Barreiros de Carvalho Jr.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Humberto Carlos Pires

Dados Curriculares

<i>09 de abril de 1966 São José do Rio Preto-SP.</i>	<i>Nascimento</i>
<i>João Trindade Pires Edith Cardoso Pires</i>	<i>Filiação</i>
<i>1984 – 1988</i>	<i>Curso de graduação em Odontologia – Faculdade de Odontologia de Lins.</i>
<i>1996 - 1997</i>	<i>Especialista em Dentística Restauradora – APCD – Regional de São José do Rio Preto-SP.</i>
<i>1999 – atual</i>	<i>Professor do Curso de Atualização em Dentística Estética e Restauradora, do Instituto de Odontologia Rio Preto-IORP.</i>
<i>1999 – atual</i>	<i>Professor do Curso de Atualização em Clínica Integrada, do Instituto de Odontologia Rio Preto-IORP.</i>
<i>2000 – atual</i>	<i>Professor junto ao Departamento de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.</i>
<i>2000 – atual</i>	<i>Professor da Disciplina de Materiais Odontológicos do Departamento de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.</i>
<i>2001 – 2005</i>	<i>Curso de pós-graduação em nível de Mestrado, na área de Dentística – opção Materiais Dentários, na Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.</i>
<i>2001 – atual</i>	<i>Professor da Disciplina de Dentística do Departamento de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.</i>
<i>2003 – atual</i>	<i>Professor Responsável pela Disciplina de Materiais Odontológicos do Departamento de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.</i>
<i>2003 – atual</i>	<i>Professor da Disciplina de Clínica Integrada do Departamento de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.</i>

AGRADECIMENTO

A *DEUS*,

*Pai de todos nós,
que em sua infinita bondade
me abençoou com mais
uma oportunidade ímpar,
a qual, porque Ele me ilumina,
pude, com muito amor, abraçar.*

Mesmo que eu falasse a língua
dos homens e dos anjos,
se não tiver amor,
serei como o bronze que soa
ou como címbalo que retine.
Mesmo que eu tivesse o dom de profetizar
e conhecesse todos os mistérios e toda ciência;
mesmo que eu tivesse tamanha fé,
a ponto de mover montanhas,
se não tiver amor, nada serei.
Mesmo que eu distribuísse
todos os meus bens em sustento dos pobres,
e ainda que eu entregasse
o meu corpo para ser queimado,
se não tiver amor,
nada disso valeria.
Tudo passa, tudo,
só o amor jamais acaba.

Carta de São Paulo aos Coríntios (Co. 13:1-4)

Dedicatória

Aos meus queridos pais *João Pires e Edith,*

pelo amor, dedicação, doação e confiança a mim oferecidos. O apoio e o incentivo que sempre me proporcionaram, mesmo que para isso tivessem que substituir os seus sonhos para realização dos meus, foram fundamentais para concretização do meu ideal.

À Sheila, Ilson e Thiago,

Pela compreensão das vezes em que estive ausente do convívio familiar..... que mesmo distantes, se fizeram presentes.

Obrigado pela confiança, pelo apoio e incentivo na busca do crescimento pessoal e profissional.

A vocês, dedico este trabalho.

Agradecimento Especial

Ao meu **Orientador**,

Prof. Dr. Paulo Amarante de Araújo,

pela paciência, dedicação, transmissão de conhecimentos
e por acreditar em mim, permitindo que eu fizesse minhas escolhas
galgando o caminho para a conclusão deste trabalho.

Ao meu **Co-orientador**,

Prof. Dr. Oscar Barreiros de Carvalho Junior,

meu grande amigo que, com total disponibilidade,
atuou de forma intensiva durante o experimento
e contribuindo decisivamente para a conclusão deste trabalho.

Agradecimentos

Aos professores da Disciplina de Materiais Dentários, Prof. Dr. Paulo Amarante de Araújo, Prof. Dr. César Antunes de Freitas e Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi, pela amizade, respeito e incentivo ao longo desses anos.

A todos os Professores do Curso de Pós-Graduação da FOB-USP, pelos ensinamentos transmitidos ao longo do Curso de Mestrado.

Aos colegas do curso de Mestrado em Dentística, opção Materiais Dentários, Anderson, André, Carla, José Henrique e Renato.

A todos os colegas contemporâneos do meu período de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris, pela análise e interpretação estatística dos dados deste experimento.

Ao Prof. Dr. Marco Antonio Húngaro Duarte, pela colaboração na interpretação dos dados estatísticos.

*Aos funcionários da Disciplina de Materiais Dentários, da
FOB-USP, Alcides, Lourisvalda, Sandra, pela amizade e
carinho sempre dispensados a mim.*

*Aos funcionários da Biblioteca da FOB-USP, pela atenção e
carinho com que sempre atenderam às minhas solicitações.*

*A Sr^a Maristela Petenuci Ferrari, pela dedicação na formatação
deste trabalho.*

*Ao Sr. Odemir Ribeiro, técnico de manutenção da Faculdade de
Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, pela
confecção das matrizes utilizadas no experimento, muito
obrigado!*

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, Disciplina de Odontopediatria, na pessoa do Prof. Dr. Alberto Carlos Botazzo Delbem, pela atenção e presteza com que me recebeu, permitindo a utilização de equipamentos de seu laboratório para a realização da fase experimental deste trabalho.

Ao Fundo de Qualificação Docente da Fundação Municipal de Educação e Cultura de Santa Fé do Sul-SP, pelo apoio financeiro para a conclusão deste curso de Pós-Graduação.

Aos Professores e amigos Carlos Alberto Cruz, Gelson Adabo e Heraldo Riehl, que me incentivaram no início dessa jornada.

Ao Prof. Dr. Ivo Carlos Corrêa, docente da Universidade Federal do Rio de Janeiro, que contribuiu de maneira sempre solícita aos questionamentos relacionados a este trabalho.

Aos Professores Ana Cláudia, Eduardo, Juliana, Oscar e Sílvia, da Disciplina de Materiais Dentários, do Curso de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.

Aos Professores Cláudia, Érica, Oscar e Sâmira, da Disciplina de Dentística, do Curso de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.

Aos Professores Aimée, Anelise, Guilherme, Liliana, Ogata e Sônia, da Disciplina de Clínica Integrada, do Curso de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xi
LISTA DE TABELAS.....	xii
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	xiv
DEFINIÇÕES E TERMINOLOGIA.....	xvi
RESUMO.....	xix
1 - INTRODUÇÃO.....	1
2 - REVISÃO DE LITERATURA.....	6
3 - PROPOSIÇÃO.....	102
4 - MATERIAL E MÉTODOS.....	104
5 - RESULTADOS.....	112
6 - DISCUSSÃO.....	131
6.1 - Considerações Iniciais.....	132
6.2 - Sobre o Teste de Dureza.....	132
6.3 - Sobre os Resultados.....	138
6.3.1 - Do Radiômetro.....	138
6.3.2 - Das Diferentes Idades.....	139
6.3.3 - Das Diferentes Profundidades.....	140
6.3.4- Dos Aparelhos Fotoativadores.....	144
7 - CONCLUSÃO.....	152
ANEXOS.....	155
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	192
ABSTRACT.....	206

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 -	Tipos de guia de luz: fibra coerente, não coerente e polímero (transparente)	109
Figura 4.2 -	Radiômetro Demetron, modelo 100	109
Figura 4.3 e 4.4 -	Matriz metálica, constituída por duas partes: hemimatriz inferior e superior	109
Figura 4.5 -	Vista frontal do suporte metálico <u>antes</u> da fixação da base de dentina	110
Figura 4.6 -	Vista frontal do suporte metálico <u>após</u> a fixação da base de dentina	110
Figura 4.7 -	Pedaço de tira de poliéster	110
Figura 4.8 -	Vista superior do suporte metálico com a base de dentina fixada. Na frente, as hemimatrizes inferior e superior	110
Figura 4.9 -	Hemimatriz inferior posicionada sobre a base de dentina ..	110
Figura 4.10 -	Hemimatriz inferior posicionada sobre a base de dentina após o preenchimento com resina.....	110
Figura 4.11 -	Hemimatriz superior posicionada e preenchida com resina	111
Figura 4.12 -	Posicionamento do guia de luz e fotoativação	111
Figura 4.13 -	Espécime composto por duas partes: uma superior e outra inferior	111

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 -	Nome, número de lote e algumas características da resina composta híbrida utilizada	105
Tabela 4.2 -	Relação dos aparelhos fotoativadores utilizados, com algumas de suas características	106
Tabela 5.1-	Aparelhos fotoativadores (ordenados alfabeticamente, com o tipo de fonte de luz, fabricante, tipo de guia de luz e potência) com as médias dos valores de dureza Knoop de cada um dos 5 corpos-de-prova (CP1 a CP5), em cada profundidade analisada (topo, 2mm-s (antes da tira de poliéster), 2mm-i (depois da tira de poliéster) e 4mm), nas duas idades avaliadas (inicial e final - 07 dias -), obtidos nas amostras confeccionadas, com a resina composta Z100	113
Tabela 5.2 -	Aparelhos fotoativadores (ordenados alfabeticamente, com o tipo de fonte de luz, fabricante, tipo de guia de luz e potência) com as médias dos valores de dureza Knoop, com os respectivos desvios-padrão (dp), obtidas em cada profundidade e idade analisada, de amostras de resina composta Z-100 fotoativadas com cada um dos aparelhos (n=5/aparelho).....	117
Tabela 5.3 -	Teste de Tukey para superfície de topo/inicial, com nível de significância de 5%	119
Tabela 5.4-	Teste de Tukey para profundidade de 2mm-s/inicial, com nível de significância de 5%.....	120

Tabela 5.5-	Teste de Tukey para a profundidade de 2mm-i/inicial, com nível de significância de 5%.....	121
Tabela 5.6-	Teste de Tukey para a profundidade de 4mm/inicial, com nível de significância de 5%.....	122
Tabela 5.7-	Teste de Tukey para superfície de topo/final, com nível de significância de 5%	123
Tabela 5.8 -	Teste de Tukey para profundidade de 2mm-s/final, com nível de significância de 5%	124
Tabela 5.9-	Teste de Tukey para a profundidade de 2mm-i/final, com nível de significância de 5%.....	125
Tabela 5.10-	Teste de Tukey para a profundidade de 4mm/final, com nível de significância de 5%	126
Tabela 5.11 -	Teste de Tukey com nível de significância de 5%, para comparar, individualmente para cada aparelho fotoativador, as médias dos valores de dureza Knoop em cada profundidade e idade analisada, obtidos em amostras de resina composta Z-100 (n=5/aparelho)	129

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	por cento
>	maior
±	mais ou menos
≅	aproximadamente
μm	micrômetro
ADA	American Dental Association
ANOVA	teste estatístico de variância
ATR-FTIR	Attenuated total reflectance – Fourier transform Infrared
BHN	número de dureza Barcol
Bis-GMA	Bisfenol glicídico metacrilato
cm	centímetro
CQ	Canforoquinona
dp	desvio padrão
FTIR	Fourier Transform Infrared Spectrometer
FTIR	espectroscopia por infravermelho de Fourier
g	grama
h	hora
Hal.	Aparelho fotoativador à base de lâmpada halógena
HEMA	2-hidroxi-etil metacrilato
in vitro (latim)	em laboratório
ISO	International Standardization Organization
J/cm ²	Joules por centímetro quadrado
Kg	quilograma
KHN	número de dureza Knoop
LED	aparelho fotoativador à base de LED (diodos emissores de luz azul)
mm	milímetro
mW	Miliwatts
mW/cm ²	Miliwatts por centímetro quadrado
NIR	Near Infrared Spectroscopic
nm	nanômetro
n°	número

°C	graus Celsius
r.p.m.	rotação por minuto
RHN	número de dureza Rockwell
s	segundos
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetil dimetacrilato
VHN	número de dureza Vickers
W	Watt

DEFINIÇÕES E TERMINOLOGIA

Radiação eletromagnética: energia que se propaga sob a forma de ondas.

Comprimento de onda: a medida da distância entre os máximos (picos) ou mínimos (vales) vizinhos em ondas que se propagam em um meio.

Luz ultravioleta: radiação eletromagnética com comprimento de onda (em torno de 365 nanômetros) menor do que o da luz visível e maior do que o dos raios X.

Luz visível: radiação eletromagnética com comprimento de onda entre 380 e 760 nanômetros, variando entre o ultravioleta e o infravermelho. O olho humano pode distinguir as cores violeta, azul, verde, amarela, laranja e vermelha.

Luz azul: zona do espectro de luz visível, com comprimento de onda entre 400 e 500 nanômetros.

Lâmpada halógena: tipo de lâmpada incandescente, com filamento de tungstênio tornado incandescente devido à passagem de uma corrente elétrica, em que a atmosfera gasosa contém uma certa proporção de um halogênio (flúor, cloro, bromo, iodo ou astato: elementos da coluna 7A da tabela periódica) ou de um composto orgânico halogenado, cujo papel é regenerar o filamento. Para uma mesma potência, as lâmpadas halógenas apresentam dimensões menores e desempenho superior ao das lâmpadas incandescentes clássicas. Os aparelhos fotoativadores que utilizam lâmpada halógena como fonte de luz emitem valores de intensidade que podem variar de 60 a $\cong 1000 \text{ mW/cm}^2$ e necessitam de sistemas de filtros para emitirem luz com comprimento de onda entre 400 e 500 nanômetros.

Arco de plasma de xenônio: diferentemente das lâmpadas halógenas, no lugar de um filamento de tungstênio, essa fonte contém dois eletrodos, também de tungstênio, separados por um pequeno espaço, localizados dentro de uma cápsula pressurizada preenchida com gás de xenônio. Em função de uma alta descarga elétrica desenvolve-se um alto potencial elétrico, resultando na formação de um arco ionizado entre os eletrodos, em um gás condutivo conhecido como plasma. Os aparelhos fotoativadores que utilizam esse sistema emitem altíssimos valores de intensidade de luz ($\cong 2000 \text{ mW/cm}^2$), com comprimento de onda entre 450 e 500 nanômetros, mas para isso, necessitam de sistemas de filtros, visto que o espectro

de luz emitido por esse tipo de fonte inclui a geração de luz ultravioleta, luz visível e radiação infravermelho.

LASER de argônio: o termo “LASER” é um acrônimo para “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” (amplificação da luz por emissão estimulada de radiação). É uma fonte de luz monocromática, bastante intensa ($>1000\text{mW/cm}^2$), coerente (boa qualidade) e não divergente. O comprimento de onda emitido pelos aparelhos fotoativadores que utilizam essa fonte de luz é de 488 nanômetros. No entanto, devido ao alto custo, dificuldade de manutenção e alta produção de calor, essa tecnologia tem sido pouco difundida.

Diodo: é um dispositivo eletrônico retificador de corrente, com características de um semicondutor, constituído de uma junção p-n (positivo-negativo)

Semicondutor: é um material com resistividade (resistência ao fluxo de corrente) entre a de um condutor e a de um isolante, e que pode variar segundo as condições físicas a que está submetido. Ao se justaporem 2 semicondutores, um do tipo p e outro do tipo n (junção), permite-se aos elétrons em excesso do primeiro circular entre as lacunas do segundo. Essa propriedade é utilizada no diodo.

LED: o termo “LED” é um acrônimo para “Light Emitting Diodes” (diodos emissores de luz). LEDs vermelhos, verdes e amarelos estão disponíveis há vários anos e são utilizados como luzes indicativas em dispositivos eletrônicos, como vídeos cassetes, telefones e alarmes de carro, dentre outros.

Blue LED ou LED azul: fonte de luz alternativa às outras utilizadas para fotoativação de resinas compostas. Diferentemente das outras fontes de luz, o LED azul é constituído pela combinação de 2 semicondutores (p/n) e produz luz visível quando uma tensão é aplicada entre eles. Os aparelhos fotoativadores que utilizam LED como fonte de luz emitem valores de intensidade variando desde 79 a 1390mW/cm^2 e não necessitam de sistemas de filtros para emitirem luz com comprimento de onda entre 450 e 490 nanômetros.

Guia de luz, “sonda” ou ponta ativa: cilindro composto por material condutor, através do qual é possível conduzir uma onda eletromagnética (nesse caso, a luz fotoativadora proveniente da fonte utilizada) e irradiá-la com menor perda por dissipação.

Partícula elementar, quântica ou fundamental: qualquer uma das partículas que compõem o conjunto daquelas consideradas constituintes fundamentais da matéria, como, por exemplo, o fóton, os bósons, os léptons, os mésons e os bárions.

Fóton: partícula elementar da luz. A luz, bem como as outras radiações eletromagnéticas, compreende um fluxo de fótons, desencadeado pela transferência de elétrons de orbitais de maior energia para orbitais de menor energia.

Intensidade de luz ou densidade de potência: quantidade de fótons emitidos (mW/cm^2) por uma fonte de luz.

Informações pesquisadas nas seguintes referências:

- 1 ANDRUS, J.L.; DUNN, W.J.; VANDEWALLE, K. Degree of Conversion Composite Resin with LED Curing Lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 2 ANUSAVICE J.K. Propriedades físicas das materiais dentários. In: Anusavice - **Phillips Materiais Dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998. Cap.3, p.18-27.
- 3 ANUSAVICE J.K. Resinas para restauração. In: Anusavice - **Phillips Materiais Dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998. Cap.12, p.161-77.
- 4 ARAVAMUDHAN, K. et al. Depth of Cure and Temperature Rise with LED Curing Lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 5 FERREIRA, A.B.H. **Novo Aurélio Século XXI: o dicionário da língua portuguesa**. Rio de Janeiro, Nova Fronteira, 1999.
- 6 FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**, v.1, n.2, p.1-59, mar./abr. 2003.
- 7 FRIEDMAN, M.J. et al. New light curing options for composite resin restorations. **Compendium**, v.20, n.2, p.122-35, Feb. 1999.
- 8 FUJIBAYASHI, K. et al. Newly Developed Curing Unit Using Blue Light-Emitting Diodes. **Dent Jpn**, v.34, p.49-53, March, 1998.
- 9 GRANDE **ENCICLOPÉDIA LAROUSSE CULTURAL**. Universo, 1988.
- 10 HOUAISS, A.; VILLAR, M.S. **Dicionário Houaiss da língua portuguesa**. Rio de Janeiro, Objetiva, 2001.
- 11 MILLS, R.W. Blue light emitting diodes- another method of light curing? **Brit Dent J**, v.178, n.5, p.169, Mar.1995.
- 12 NOMOTO, R. Effect of Light Wavelength on Polymerization of Light-cured Resins. **Dent Mat**, v.16, n.1, p.60-73, 1997.
- 13 PARANÁ, D.N.S. Movimentos oscilatórios. In: _____. **Física para o ensino médio**. São Paulo, Ática, 1999. Cap.22, p.414-34.
- 14 SEARS, F.W.; ZEMANSKY, M.W. Corrente, resistência e força eletromotriz. In: Física – **Eletricidade, magnetismo e tópicos de física**. Rio de Janeiro, Livros Técnicos e Científicos, 1977. Cap.35, p.497-517.
- 15 SEARS, F.W.; ZEMANSKY, M.W. Forças magnéticas sobre condutores de corrente. In: Física – **Eletricidade, magnetismo e tópicos de física**. Rio de Janeiro, Livros Técnicos e Científicos, 1977. Cap.38, p.545-55.
- 16 TOUATI, B.; MIARA, P.; NATHANSON, D. Transmissão de luz e cor. In: _____. **Odontologia estética e restaurações cerâmicas**. São Paulo, Ed. Santos, 2000. Cap.4, p.39-60.

RESUMO

RESUMO

O presente estudo objetivou avaliar a eficiência de dois sistemas de fotoativação de resinas compostas, diodos emissores de luz (LED) e à base de lâmpada halógena, e verificar se existe correlação entre a eficácia desses sistemas e a intensidade de luz (mW/cm^2) produzida pelos mesmos. O método utilizado foi o teste de dureza em amostras de um compósito híbrido fotoativável (Z100, 3M/ESPE, cor A3). Foram selecionados 26 aparelhos fotoativadores, sendo 18 à base de LED e 8 à base de lâmpada halógena. Para aferir a intensidade de luz emitida pelos aparelhos, foi utilizado um radiômetro (Demetron, modelo 100). Cada espécime ($n=5/\text{aparelho}$) foi confeccionado com o auxílio de uma matriz metálica, constituída por duas partes chamadas de hemimatrizes inferior e superior, cada uma com 2mm de espessura e orifício central com diâmetro de 5mm. Sobre a hemimatriz inferior preenchida com resina, era colocado um pedaço de tira de poliéster, sobre o qual, com uma lâmina de vidro, era exercida uma pressão para promover uma superfície lisa e plana. Posicionava-se então a hemimatriz superior e, após seu preenchimento, colocava-se um outro pedaço de tira de poliéster, e nova pressão era exercida com a lâmina de vidro. A fotoativação era efetuada durante 40s com a ponta ativa de uma das unidades fotoativadoras mantida em contato com a tira de poliéster, colocada sobre a hemimatriz superior. Assim, cada espécime era composto de duas partes, uma superior e outra inferior, cada uma com 2mm de espessura. Dez minutos após a fotoativação, as hemimatrizes inferior e superior eram separadas e realizavam-se 5 impressões de dureza Knoop (dureza inicial), com carga de 100g durante 10s, em cada uma das 4 superfícies, que eram: 1ª) metade superior do espécime, voltada para a fonte de luz (topo); 2ª) metade superior do espécime, oposta à fonte de luz (2mm-s, antes da tira de poliéster); 3ª) metade inferior do espécime, voltada para a fonte de luz (2mm-i, depois da tira de poliéster), e 4ª) metade inferior do espécime, oposta à fonte de luz (4mm de profundidade ou base). Após 7 dias de estocagem numa estufa a 37°C, novas leituras de dureza eram realizadas (dureza final). Verificou-se que: 1) houve aumento da dureza da medição imediata para a com 7 dias; 2) os valores de dureza decresceram com o aumento da profundidade; 3) o uso de um radiômetro é importante para aferir os aparelhos fotoativadores, visto que todos emitiram intensidades de luz menores que a informada pelos fabricantes; 4) a melhor

profundidade para avaliação da eficiência de aparelhos fotoativadores é a de 2mm, que é a espessura indicada para que ocorra uma polimerização adequada; 5) dentre os 26 aparelhos pesquisados pode-se identificar 5 grupos distintos, assim divididos a partir dos melhores resultados: I) LED com intensidade de luz de 350 a 800mW/cm²; II) LED de 250 a 330mW/cm² e Hal. de 340 a 500mW/cm²; III) LED de 170 a 210mW/cm² e Hal. de 220mW/cm²; IV) LED de 120 a 140mW/cm²; e V) Hal. de 60mW/cm². Esses resultados permitem concluir que: 1) a eficiência das unidades fotoativadoras, tanto para os sistemas à base de lâmpada halógena como à base de LED, está principalmente relacionada com a intensidade de luz, visto que os aparelhos que apresentaram melhor desempenho foram os de maior potência, independentemente da fonte utilizada; 2) é de fundamental importância que os fabricantes de aparelhos fotoativadores informem o comprimento de onda emitido, e que os dentistas clínicos e pesquisadores certifiquem e monitorem a intensidade de luz emitida por esses aparelhos. Da mesma forma, os fabricantes de resina composta e de outros materiais poliméricos fotossensíveis deveriam informar tanto a energia necessária para que ocorra uma eficiente polimerização, como o tipo de substância fotossensível utilizada na composição de seus materiais.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As resinas compostas restauradoras apresentam características que permitem ao cirurgião-dentista realizar restaurações funcionais e estéticas altamente satisfatórias. Atualmente, apresentam-se com dois mecanismos básicos de polimerização: sistemas quimicamente ativados e sistemas fisicamente ativados **ANUSAVICE⁸ (1998), CRAIG; POWERS³⁸ (2004).**

Nas resinas compostas ativadas quimicamente (sistema de duas pastas), a reação química de polimerização ocorre quando as pastas, uma contendo o iniciador (peróxido de benzoíla) e outra um ativador, constituído por uma amina terciária (N,N-dimetil-p-toluidina), são misturadas. Assim que as pastas são espatuladas, a amina reage com o peróxido de benzoíla para formar os radicais livres, e a polimerização por adição é iniciada e propagada **ANUSAVICE⁸ (1998), CRAIG; POWERS³⁸ (2004), ADA² (1985).**

Quanto às resinas compostas ativadas fisicamente (fotoativadas), fornecidas na forma de pasta única contida em uma seringa, inicialmente, eram ativadas por luz ultravioleta produzida por uma fonte que emitia uma radiação luminosa com comprimento de onda 365 nanômetros **CRAIG³⁷ (1981)**, o que proporcionava pouca profundidade de polimerização, além de ser considerada nociva à saúde do cirurgião-dentista **COOK³² (1980), POLLACK; BLITZER¹¹⁴ (1982).**

Essas resinas foram substituídas por novos sistemas restauradores, sensíveis à luz visível, com os quais tornou-se possível aumentar a profundidade de polimerização **ANUSAVICE⁸ (1998)**. Ademais, essas resinas fotoativáveis atuais apresentam vantagens quando comparadas às ativadas quimicamente, como adequado tempo de trabalho, várias tonalidades de cores, polimerização em incrementos, contração de polimerização direcionada, maior conversão monômero-polímero, maior estabilidade de cor e não requerem mistura de pastas, o que poderia ocluir bolhas de ar no interior do material, aumentando a porosidade da restauração **ADA² (1985), CORRER SOBRINHO et al.³⁶ (2000), PILO; OELGIESSER; CARDASH¹¹¹ (1999)**. Esses materiais contêm, como parte de sua composição, uma substância fotossensível (fotoiniciador), geralmente a canforoquinona, e uma amina ativadora (agente redutor). Quando esses dois

componentes não são expostos à luz, eles não interagem. No entanto, a canforoquinona é uma diacetona que absorve luz azul do espectro visível, com comprimento de onda entre 400 e 500nm, e cuja absorção máxima dá-se com um comprimento de onda de 468nm. Ao absorver energia radiante suficiente, a canforoquinona torna-se excitada e capaz de reagir com a amina para formar os radicais livres que, por sua vez, rompem as duplas ligações dos radicais metacrilato da molécula do BISGMA (bisfenol-glicidil-dimetacrilato) as quais iniciam a polimerização por adição^{8, 17, 33, 37, 74, 153}. Embora a canforoquinona seja o fotoiniciador mais comumente usado pelos fabricantes na composição das resinas **ANUSAVICE⁸ (1998)**, outras substâncias também são utilizadas, porém de forma menos usual **CORRÊA³⁴ (2003)**, **CRAIG; POWERS³⁸ (2004)**.

Por terem efetividade comprovada e custo relativamente baixo, os aparelhos, ou unidades fotoativadoras, freqüentemente utilizados para fotoativar essas resinas são à base de lâmpadas halógenas. Atualmente, esses equipamentos funcionam por um sistema de bulbo halógeno associado a filtros que permitem a emissão de luz azul com comprimento de onda entre 400 e 500nm e uma ponteira condutora de luz (sonda ou guia de luz). A intensidade de luz emitida por esses aparelhos tem sido considerada como fator primordial na determinação do desempenho dessas unidades, uma vez que a variação dos valores de intensidade poderia resultar em alterações significantes na profundidade de polimerização das resinas compostas^{10, 11, 29, 32, 34, 35, 36, 46, 47, 52, 54, 55, 63, 72, 74, 80, 81, 85, 87, 90, 91, 99, 108, 109, 111, 113, 117, 127, 129, 153}.

Outros sistemas de fotoativação mais sofisticados foram desenvolvidos utilizando-se diferentes fontes de energia, como as unidades de polimerização de arco de plasma de xenônio e as de laser de argônio. Esses sistemas, com altíssima intensidade de energia ($\cong 2000\text{mW/cm}^2$ e $>1000\text{mW/cm}^2$, respectivamente) diminuíram muito o tempo de fotoativação das resinas e otimizaram a hora clínica de consultório **FRIEDMAN⁵⁸ (1999)**; no entanto, estudos evidenciaram o efeito negativo dessa elevada intensidade de luz no aumento do estresse gerado pela rápida contração de polimerização **SUH¹³⁹ (1999)**, **YAMAUTI¹⁵⁸ (1999)**, **BARROS¹² (2003)**, **RODRIGUES JUNIOR¹²⁴ (2003)**.

Em um artigo publicado na sessão “cartas ao editor” do periódico *British Dental Journal*, **MILLS⁹³ (1995)**, escreveu sobre a possibilidade da utilização de diodos emissores de luz azul (blue light emitting diodes ou LEDs azuis) para

fotoativação de resinas compostas. Relatou que as unidades convencionais de fotoativação fazem uso de uma lâmpada incandescente e apresentam desvantagens como: necessitam de um filtro para gerar uma fonte de luz azul com comprimento de onda na região de 470nm; são relativamente ineficazes, pois a luz consiste de vários comprimentos de onda supérfluos e muito dessa energia é convertida em calor; e, com o uso, ocorre perda da potência efetiva e a lâmpada necessita ser trocada. Já os LEDs apresentam várias vantagens: são baratos, utilizam baixa voltagem, têm longa vida útil, podem ser projetados para emitir comprimentos de onda específicos, são compactos e a sua resistência ao impacto e vibração é superior às das lâmpadas incandescentes. Afirma que LEDs vermelhos, verdes e amarelos estão disponíveis há vários anos e produzem luz através de um semicondutor de arseniato de gálio ou arseniato fosfato de gálio; já os LEDs azuis, mais recentes, produzem luz através de um semicondutor de nitreto de gálio e são usados para escaneamento colorido de alta velocidade e em transmissão de dados através de líquidos. A empresa Ledtronics (Califórnia, EUA) desenvolveu um aparelho à base de LEDs para que o autor pudesse testá-lo na fotoativação de resinas compostas. Esse aparelho polimerizou satisfatoriamente uma amostra de resina com 5mm de diâmetro por 2mm de profundidade após irradiação por 80 segundos. O autor afirma que isso foi animador, pois LEDs podem ser montados para emitir um feixe de energia com comprimento de onda de 470nm (fonte em pulso, possivelmente em foco com uma lente) o que, provavelmente, melhoraria essas descobertas preliminares.

O LED, ao contrário da lâmpada halógena, não produz luz visível por aquecimento de filamentos metálicos, mas pelas características próprias de um semicondutor que necessita da aplicação de uma tensão para vencer a barreira de energia interna; assim, o LED se constitui na combinação de dois diferentes semicondutores, um do tipo n (negativo), que tem excesso de elétrons, e o outro, do tipo p (positivo), que tem falta de elétrons, mas rico em lacunas receptoras de elétrons; quando uma tensão é aplicada entre esses dois semicondutores haverá a passagem de elétrons da camada n para a camada p, e esse fluxo gera fótons em uma faixa estreita de comprimento de onda, em torno de 470 nanômetros, bastante próxima ao pico de absorção máxima da canforoquinona (468 nanômetros); dessa forma, a tecnologia LED difere da convencional pela eficiência do comprimento de onda da luz emitida, podendo ser eficiente mesmo com uma menor densidade de potência (mW/cm^2) **FRANCO; LOPES⁵⁴ (2003)**.

Esse novo sistema de fotoativação, composto por LEDs azuis, logo foi lançado no mercado odontológico, com preço bastante atraente, sendo, dessa forma, mais uma alternativa ao cirurgião-dentista.

Deve-se destacar que as propriedades das resinas fotoativáveis dependem tanto de sua composição como de todo o processo empregado na sua inserção, fotoativação, acabamento e polimento^{2, 7, 20, 26, 27, 28, 47, 89, 90, 95, 117, 125, 144, 156, 158}. No que diz respeito à fotoativação, depende principalmente de três fatores. Primeiramente, deve haver uma intensidade mínima de luz, e num comprimento de onda específico, para ativar a substância fotossensível presente na matriz resinosa; e depois, essa intensidade luminosa deve irradiar o material por um determinado intervalo de tempo de modo que a reação se estenda às camadas mais profundas do material. Como a polimerização das resinas compostas fotoativáveis torna-se menos efetiva à medida que se distancia da superfície irradiada (topo), o que gera prejuízos à qualidade do material, é de fundamental importância que se tenha conhecimento da eficiência dos aparelhos utilizados para fotoativá-las, a fim de que o material restaurador atinja suas propriedades máximas, proporcionando uma vida útil prolongada^{2, 7, 9, 10, 11, 12, 17, 20, 26, 27, 28, 29, 32, 33, 34, 36, 37, 39, 45, 46, 47, 52, 53, 54, 59, 63, 70, 72, 74, 76, 77, 79, 80, 81, 83, 85, 87, 90, 91, 94, 97, 99, 104, 108, 109, 110, 113, 114, 117, 118, 125, 126, 137, 139, 141, 142, 144, 148, 151, 152, 154, 155, 156, 157, 158, 161}.

Testes de dureza superficial em diferentes profundidades de amostras de resinas fotoativáveis têm sido o método mais empregado para se avaliar a profundidade de polimerização e, conseqüentemente, o desempenho dos aparelhos fotoativadores^{2, 5, 7, 9, 10, 11, 15, 17, 20, 21, 26, 27, 28, 29, 32, 33, 31, 35, 36, 39, 45, 46, 47, 52, 53, 55, 59, 61, 63, 70, 72, 74, 76, 77, 79, 80, 81, 83, 85, 87, 89, 90, 91, 94, 97, 98, 104, 108, 109, 110, 113, 114, 117, 118, 125, 128, 129, 134, 136, 138, 139, 141, 142, 144, 148, 151, 152, 153, 155, 156, 157, 158, 161}. Assim, através do teste de dureza Knoop, este trabalho objetivou comparar a eficácia de polimerização proporcionada por aparelhos à base de lâmpada halógena e LED, experimentando esta recente tecnologia.

***REVISÃO
DE LITERATURA***

2 REVISÃO DE LITERATURA

Em 1963, **BOWEN**²⁰ descreveu uma solução monomérica de uma matriz resinosa (fase orgânica) chamada bisfenol-glicidil-dimetacrilato (Bis-GMA) e sua associação com partículas de sílica (fase inorgânica) tratada com vinilsilano (agente de união). As propriedades desse material, com aproximadamente 55% em volume de partículas de sílica silanizadas incluídas nessa matriz resinosa, foram avaliadas e comparadas com as do cimento de silicato e com o mesmo material quando não submetido à silanização das partículas. A contração e o tempo de polimerização, a solubilidade, a resistência à compressão e ao cisalhamento e o módulo de elasticidade, entre outras propriedades, mostraram resultados superiores quando comparados ao cimento de silicato e ao material sem a silanização das partículas, exceção apenas para o coeficiente de expansão térmica do silicato que mostrou-se melhor. A silanização superficial das partículas de sílica foi de extrema importância para a melhoria das propriedades do material, além de aumentar, possivelmente, a quantidade de sílica incorporada à matriz resinosa. Estava desenvolvido, dessa forma, o material restaurador denominado resina composta.

VON FRAUNHOFER¹⁴⁹, em 1971, relacionou a resistência à abrasão de um material com sua dureza superficial. Através de testes de dureza Reichert com carga de 20 gramas durante 10 segundos, foram avaliadas 2 resinas acrílicas (Sevitron e Orthofil) e 2 compostas (Adaptic e TD71), com as quais foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos com 8mm de diâmetro e 5mm de espessura, submetidos aos testes após decorridos os tempos de 15, 30, 60 minutos e 24 horas. A análise dos resultados mostrou as 2 resinas compostas com maiores valores de dureza que as acrílicas e que, com o tempo, havia aumento da dureza superficial.

HARRISON; DRAUGHN⁶⁴, em 1976, avaliaram a relação entre abrasão, dureza superficial e resistência à compressão de 7 resinas compostas (Adaptic, Concise. Portrait, Nuva-Fil, Epoxydent, Restodent e Prestige) e uma resina acrílica (Sevitron). Para os testes de abrasão e dureza superficial foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos, com 4,8mm de diâmetro por 4,5mm de comprimento. Para o teste de resistência à compressão, os corpos-de-prova tinham 3mm de diâmetro por 6mm de comprimento. A manipulação dos materiais seguiu

as instruções dos fabricantes e os espécimes armazenados em água a 37°C durante 21 dias. Para o teste de abrasão foi utilizada máquina que simulava as funções mastigatórias, com carga de 0,25N por 30 minutos, totalizando 5.400 ciclos. A resistência à compressão foi medida em máquina de teste universal, com velocidade de 0,05 centímetros por minuto. Os valores de microdureza foram determinados por uma “ponta piramidal diamantada”, com 10 medidas em cada corpo-de-prova. Os resultados obtidos mostraram que as resinas compostas foram superiores, em todos os testes, à resina acrílica. Os autores concluíram que, por ser a abrasão um fenômeno complexo, não necessariamente existe uma relação direta entre dureza superficial, resistência à compressão e à abrasão dos materiais testados.

KILIAN⁷⁴, em 1979, analisou o grau de polimerização de resinas compostas fotoativadas através dos valores de dureza Rockwell, escala F. Foram confeccionados espécimes com 3mm de espessura, fotoativados por 60 segundos, variando-se a intensidade de luz e o comprimento de onda. Antes de serem submetidos ao teste de dureza, nas superfícies de topo e de fundo, os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C, por 1 e 24 horas. Concluiu que a dureza tem relação direta com o grau de polimerização das resinas; que o aumento na intensidade de luz aplicada sobre elas faz aumentar o grau de polimerização e, conseqüentemente, a sua dureza; que, após 24 horas, os valores de dureza aumentaram em relação aos valores iniciais, indicando que a reação de polimerização continua após cessada a fotoativação; que a dureza da superfície de topo do corpo-de-prova era superior que a de fundo e que o comprimento de onda emitido pelo aparelho fotoativador deveria estar em torno de 468nm.

COOK³², em 1980, através da avaliação da dureza Knoop, estudou os fatores que afetam a profundidade de polimerização de seis marcas de resinas compostas ativadas por luz ultravioleta. Os espécimes foram confeccionados com auxílio de moldes de aço inoxidável de 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade, utilizando as fontes de luz e o tempo de fotoativação indicadas pelos fabricantes. Após 24 horas de armazenamento dos corpos-de-prova em estufa, a porção não polimerizada de resina foi removida com uma espátula plástica e, por meio de um micrômetro, a espessura do remanescente de resina foi medida e dada a profundidade de polimerização. Os resultados permitiram concluir que o grau de polimerização decresceu rapidamente com o aumento da profundidade; o aumento do tempo de fotoativação aumentou a dureza, enquanto o aumento da

concentração de inibidor apresentou efeito contrário; a profundidade de polimerização dependeu do material restaurador, da fonte de luz e do tempo de fotoativação.

KILIAN; MULLEN⁷⁵, 1980, avaliaram a profundidade de polimerização de resinas fotoativadas por luz visível e ultravioleta. Os espécimes, fotoativados durante 60 segundos, foram confeccionados em matrizes cilíndricas de aço e de teflon (politetrafluoretileno) de diferentes translucências. Imediatamente após a fotoativação, a porção não polimerizada de resina foi removida por raspagem e o remanescente foi medido. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre os diferentes tipos de matrizes e de fontes de luz, onde a luz visível produziu maior profundidade de polimerização, assim como as matrizes de teflon proporcionaram valores mais altos que quando utilizadas as matrizes de aço.

CRAIG³⁷, em 1981, num simpósio sobre resinas compostas odontológicas, afirmou que a polimerização desses materiais pode ser completada pela iniciação química, tanto para as fotoativadas por luz ultravioleta, com comprimento de onda de 365nm, quanto por luz visível, com comprimento de onda entre 420 e 450nm. Para os sistemas de luz visível, a canforoquinona, que absorve luz na faixa de 420 a 450nm, é usada em combinação com uma amina orgânica para gerar radicais livres que iniciam a reação de polimerização. As lâmpadas de luz visível produzem uma maior profundidade de polimerização e podem ser usadas para iniciar a polimerização tanto de resinas contendo bisfenol-glicidil-dimetacrilato (BISGMA) quanto uretano-dimetacrilato (UEDMA). Afirmou também que a reação de polimerização é inibida pelo ar, como é evidenciado pela camada pegajosa da superfície, mas que isso é uma vantagem quando uma camada subsequente de resina é adicionada ao material fotoativado.

O'BRIEN; RYGE¹⁰⁶, em 1981, classificaram as resinas em quimicamente ativadas e fotoativadas. As ativadas quimicamente são apresentadas em sistemas de duas pastas, uma contendo o catalisador e a outra contendo o ativador, mas também podem ser encontradas nos sistemas pasta/líquido e pó/líquido. Quanto às fisicamente ativadas, são encontrados sistemas sensíveis à luz ultravioleta e sistemas sensíveis à visível, ambos numa forma de pasta única. Nos sistemas ativados por luz ultravioleta, a substância fotossensível pode ser um éter aromático, substância que, ao absorver energia próxima a 365nm, sofre fragmentação e gera radicais livres para o início da reação; enquanto nos sistemas

ativados por luz visível, uma diquetona, após absorver luz desse tipo de fonte entra em estado de excitação e interage com uma segunda substância para que os radicais livres possam ser gerados.

DENYER; SHAW⁴², em 1982, através de teste de dureza Knoop, avaliaram a interferência do material com o qual as matrizes são confeccionadas na profundidade de polimerização de resinas ativadas por luz visível. Observaram que os resultados mais próximos aos obtidos sob condições clínicas foram aqueles com o molde de metal, enquanto os moldes poliméricos, de plástico e teflon, transmitiram luz através deles mesmos, ampliando os resultados de profundidade de polimerização.

POLLACK; BLITZER¹¹⁴, em 1982, classificaram as resinas compostas em quimicamente ativadas e fotoativadas (ativadas por luz ultravioleta ou visível). Afirmaram que as resinas quimicamente ativadas têm reação de polimerização continuada após a manipulação, mas apresentam desvantagens como a necessidade de manipulação de duas pastas, o que pode incorporar bolhas de ar no interior do material, interferindo nas suas propriedades físicas, e aumentar a vulnerabilidade ao manchamento superficial. Que as resinas compostas polimerizadas por luz ultravioleta (UV) apresentavam fácil manipulação, tempo de trabalho ilimitado com ativação por 20 a 40 segundos e melhores propriedades físicas. Entretanto, a luz UV não apresentava grande penetração e causava danos à saúde. Já as resinas ativadas por luz visível proporcionavam uma polimerização mais rápida e completa, podiam ser fotoativadas através da estrutura dentária, devido à maior penetração desse tipo de luz, apresentavam melhores propriedades físicas, além da eliminação de aminas aromáticas, o que aumentaria a estabilidade de cor. Como desvantagens, teriam o custo dos aparelhos utilizados para sua ativação e possibilidade de danos que essas luzes poderiam causar aos olhos de operadores e assistentes.

TIRTHA et al.¹⁴³, em 1982, dentre outros testes, avaliaram a profundidade de polimerização de seis resinas compostas fotoativadas, durante 60 segundos, através de luz visível e de luz ultravioleta. Os autores afirmam que matrizes de politetrafluoretileno, o teflon, proporcionam maiores valores de profundidade de polimerização que as matrizes opacas de metal. As resinas fotoativadas com o sistema de luz visível apresentaram maior profundidade de polimerização quando comparadas ao sistema ultravioleta. Ainda segundo os

autores, o teste de dureza Barcol apresenta-se como uma técnica sensível para a avaliação da profundidade de polimerização.

BLANKENAU et al.¹⁷, em 1983, avaliaram o comprimento de onda e a intensidade da luz gerada na extremidade da ponta ativa de 7 modelos diferentes de aparelhos fotoativadores. Através de um “scanner” monocromático conectado a um detector celular foi determinado o espectro produzido por cada unidade fotoativadora. Os resultados mostraram uma variação na intensidade de luz e que o comprimento de onda variou entre 460 e 524nm. Os autores concluíram que a intensidade de luz deve ser suficientemente alta para provocar cisão das moléculas e formar radicais livres; a translucência óptica e o índice de refração das resinas determinam a quantidade de luz dispersa, bem como o limite de profundidade; a reação de polimerização das resinas compostas continua após a remoção da fonte luminosa.

COOK; STANDISH³³, em 1983, analisaram a polimerização de várias resinas compostas fotoativadas por lâmpadas halógenas, incorporando vários inibidores e fotossensibilizadores nas resinas existentes no mercado. Os corpos-de-prova, fotoativados pelo tempo especificado por cada fabricante, tinham 4mm de diâmetro e 8mm de comprimento. A profundidade de polimerização foi avaliada através de um micrômetro e comparado com testes de microdureza. Os níveis de sensibilizadores e iniciadores foram analisados por espectroscopia. Os resultados mostraram que a profundidade de polimerização aumentava proporcionalmente ao logaritmo do produto do tempo de exposição pela intensidade da radiação; aumentava, também, com o aumento da concentração do fotossensibilizador, mas acima de um certo nível havia uma redução na profundidade de polimerização.

De GEE; ten HARKEL-HAGENAAR; DAVIDSON⁴⁰, em 1984, utilizaram um corante específico (Astra blue), que adere à resina incompletamente polimerizada, para analisar o grau de polimerização de resinas. Esse corante, largamente conhecido em histoquímica, exibe especificidade por mucopolissacarídeos de baixo pH. Quando interage com os grupos não reagidos de Bis-GMA e TEGDMA a cor persiste, não sendo removida com lavagem. O manchamento obtido informa as regiões parcial e totalmente polimerizadas. Para distinguir regiões de polimerização incompleta, amostras cilíndricas foram seccionadas longitudinalmente em duas metades, imersas em solução corante, lavadas em água corrente e analisadas através de um estereomicroscópio para

determinar as regiões coradas. Houve um aumento gradual do manchamento em direção às regiões mais profundas, refletindo a redução da eficiência da polimerização. Os autores concluíram que o uso desse corante é um método fácil e confiável para determinar a profundidade de polimerização das resinas compostas.

GREENER; GREENER; MOSER⁶¹, em 1984, afirmaram que as evidências clínicas de falhas e insucessos das restaurações de resina composta sugerem que propriedades intrínsecas do material, como a dureza, interferem nesses resultados e devem ser estudadas à luz das variações existentes no meio oral. Assim, avaliaram a dureza de resinas compostas em função da variação de temperatura do meio aquoso. Foram selecionadas 10 marcas de resinas compostas, divididas em 3 grupos, conforme o tipo de partícula: convencional (Prestige, Den-Mat Spectra Bond e Adaptic), para dentes posteriores (Profile e Den-Mat Class II) e de micropartículas (Isopast, Superfil, Miradapt, Den-Mat Extra Smooth e Silar). Os corpos-de-prova, 4 para cada condição estudada, foram confeccionados seguindo-se as orientações do fabricante, inserindo-se os materiais em suportes de plástico (Teflon) e armazenados em água a 37°C, durante 24 horas. Após esse período, foi dado o polimento nos corpos-de-prova com lixa de papel nº 450, sendo os mesmos agora armazenados em diferentes temperaturas (0°C, 22°C, 37°C, 45°C e 60°C). O teste realizado foi o de dureza superficial Rockwell 15T, com 4 medições em cada espécime. Os resultados mostraram uma diminuição nos valores médios de dureza, com o aumento da temperatura da água (0°C - 66 HR15T, 22°C - 62,7 HR15T, 37°C - 58,5 HR15T, 45°C - 54 HR15T e 60°C - 49,6 HR15T). O valor médio de dureza, a 37°C, mostra a seguinte relação entre os materiais testados: Miradapt > Den-Mat Spectra Bond > Profile > Den-Mat Extra Smooth > Prestige > Silar > Den-Mat Class II > Adaptic > Isopast > Superfil. Também compararam seus resultados com os de outros autores, que haviam avaliado a dureza Knoop de 4 dessas resinas compostas, e afirmaram haver correlação entre esses dois métodos de medição de dureza. Concluíram também que as resinas compostas, com maior quantidade de carga, em geral, apresentam maiores valores de dureza e menor variação desta, em função de alterações na temperatura ambiente.

LEUNG; KAHN; FAN⁸², em 1984, compararam três testes de avaliação de profundidade de polimerização, sendo eles determinação óptica por estereomicroscopia, leitura de dureza Knoop em profundidades de 0,5 em 0,5mm e raspagem do material não polimerizado com o uso de um instrumento manual.

Foram utilizados molares extraídos, onde cavidades oclusais de 5mm de profundidade foram preenchidas com a resina Silux e fotoativadas por 20 segundos. Os espécimes foram ensaiados após estocagem durante 24 horas a 37°C. Os resultados obtidos mostraram que os testes de determinação óptica e de raspagem sobrestimam a profundidade de polimerização.

WATTS; AMER; COMBE¹⁵³, em 1984, através da avaliação da dureza Knoop, verificaram a profundidade de polimerização de 5 resinas compostas com diferentes tipos de partículas (Durafil, Prismafil, Silux, Visiodispers e Experimental AC3825B), fotoativadas com seus respectivos aparelhos fotoativadores (Translux, PrismaLite, 3M LC, Elipar e Experimental). Com auxílio de uma matriz de aço inoxidável com cavidade interna nas dimensões de 15x4x2mm, foram confeccionados 5 corpos-de-prova para cada condição experimental e armazenados por 24 horas a 37°C. Os autores afirmam que matrizes de aço inoxidável proporcionam resultados similares aos obtidos com matrizes de dentes extraídos, enquanto teflon e polipropileno transmitem luz em sua extensão. Após o tempo de estocagem foram realizados os testes de microdureza Knoop, com espaço de 0,2mm entre as impressões e carga de 200g. Os resultados mostraram que as fontes luminosas que emitiam ondas de 470nm, medidas com auxílio de um espectrorradiômetro da marca Macan, apresentaram melhor desempenho. Quanto aos aparelhos fotoativadores, foi verificado que a luz menos efetiva pode proporcionar uma polimerização satisfatória, se o tempo de exposição for prolongado,, e que o diâmetro da ponta ativa do aparelho tem importância sobre a sua eficiência. Os autores observaram que a dureza, bem como a profundidade de polimerização, diminuiu substancialmente ao longo de cada espécime devido à redução da transmissão de luz, principalmente nas cores mais escuras. Concluíram que a dureza depende, principalmente, da extensão de polimerização da fase resinosa na superfície voltada para a luz, além do tipo de partícula e sua concentração no material restaurador.

A AMERICAN DENTAL ASSOCIATION², em 1985, comparando as resinas quimicamente ativadas com as fotoativadas, descreveu algumas diferenças entre as propriedades físicas e mecânicas desses materiais. Quanto à composição, a única diferença existente entre os dois sistemas está no sistema catalítico (elementos ativadores e iniciadores); quando as resinas são adequadamente polimerizadas, existem semelhanças nas suas propriedades físicas e mecânicas; as avaliações de profundidade de polimerização dependem de muitos fatores, e não

houve um consenso sobre os valores e métodos de avaliação das mesmas, podendo ser por raspagem, distinção óptica, medidas de dureza superficial, manchamento e espectroscopia. Preconiza o uso de matrizes de aço inoxidável para a confecção dos espécimes e as condições de testes, como temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) e umidade relativa ($50\pm 10\%$). Sugere que todos os materiais fotopolimerizáveis deveriam ser ativados em camadas de, no máximo, 2mm de espessura, por um determinado tempo, dependendo da fonte ativadora, pois existem diferenças nos modelos, na distribuição do espectro e na intensidade de radiação das lâmpadas das unidades fotoativadoras.

PRÉVOST et al.¹¹⁸, em 1985, utilizaram espécimes com 3mm de espessura de resina composta Prisma Fill, submetidos a 10, 20 e 30 segundos de fotoativação, para verificar a capacidade de fotopolimerização de 15 aparelhos fotoativadores comercialmente disponíveis. Foram feitos 3 corpos-de-prova com cada aparelho e tempo escolhido. Imediatamente após a fotoativação foi avaliada a dureza Knoop, com carga de 100 gramas, das duas extremidades de cada espécime. Os autores concluíram que: os aparelhos produziram valores de dureza diferentes na superfície de topo e na de fundo; invariavelmente, a dureza da superfície de topo foi maior que a de fundo do espécime, o que foi relacionado à diminuição de intensidade de luz causada pela distância da fonte; com o aumento do tempo de exposição, é possível aumentar os referidos valores. Os autores propuseram tempo de exposição à luz superior ao indicado pelos fabricantes e afirmaram que a dureza da superfície voltada para a fonte de luz não se apresentou como um bom prognóstico da dureza da superfície de fundo.

YEARN¹⁶⁰, em 1985, em um trabalho onde analisou os fatores que afetam a polimerização das resinas fotoativáveis, afirmou que existem dois métodos para determinar quantitativamente os níveis de conversão que as resinas sofrem durante a polimerização, que são o uso de espectroscopia de reflexão interna múltipla e a espectroscopia a “laser”. Ambos possibilitam a leitura de quantidade de grupos metacrilatos livres antes e após a fotoativação. Declara que a dureza diminui rapidamente antes de ser alcançada a profundidade de polimerização indicada pelo teste de raspagem, concordando então, que esse teste superestima os resultados. O teste de raspagem não diferencia material inadequadamente polimerizado do material bem polimerizado.

CORADAZZI; FRANCISCHONE; FRANCO³¹, em 1986, através de teste de dureza Rockwell, em amostras de resinas compostas, avaliaram a eficiência de um aparelho fotoativador à base de lâmpada halógena (protótipo do Fibrilux). Uma matriz de Teflon, com cavidade de 12mm de profundidade e 6mm de diâmetro, foi utilizada para confecção dos espécimes com as resinas Durafil, Estilux Posterior, Prisma-Fil, Prisma-Fil Posterior, Heliosit, Heliomolar Posterior e Alpha Light, fotoativadas pelos tempos de 20 e 40 segundos. Após a fotoativação, as porções de resina não polimerizada eram eliminadas das amostras com lixa d'água número 600, até torná-las compatíveis com o teste de dureza empregado, e então avaliava-se a profundidade de polimerização medindo-se as amostras com um paquímetro. Após 24 horas armazenadas em temperatura ambiente e ao abrigo de luz, as amostras eram seccionadas transversalmente para possibilitar as leituras na superfície de topo (face voltada para a fonte de luz), no corpo (face central) e na base (face oposta à fonte de luz). Em cada uma dessas superfícies foram realizadas 3 leituras em aparelho Wolpert, com carga de 15Kg durante 30 segundos. Após análise dos resultados, os autores concluíram que: 1) o aparelho experimental teve um desempenho altamente satisfatório para a polimerização das resinas incluídas nesse estudo; 2) a dureza das porções de topo e centro das amostras foi satisfatória; 3) na porção de base, a dureza caiu significativamente. Segundo os autores, esses resultados justificam uma das razões pelas quais deve-se inserir e ativar a resina numa cavidade em pequenos incrementos.

STANFORD et al.¹³⁸, em 1986, através de teste de dureza Barcol, avaliaram o efeito de irradiação contínua e seqüencial na polimerização de 5 marcas de resinas compostas fotoativadas. Com cada resina foram confeccionados 3 espécimes, com 4mm de diâmetro e 2mm de espessura, armazenados a 37°C em umidade relativa de 100%. A dureza da superfície de topo e de base dos espécimes foi verificada com 5, 20, 60 minutos e 24 horas após a fotoativação. Os autores concluíram que: a forma de irradiação é menos importante do que o tempo total de exposição; tempos totais de exposição mais curtos resultaram em resinas compostas inadequadamente polimerizadas e em profundidades menores, podendo comprometer o desempenho clínico de uma restauração.

WATTS; McNAUGHTON; GRANT¹⁵⁴, em 1986, através de teste de dureza Knoop, avaliaram a dureza superficial de 4 resinas compostas (P-30, Herculite, Estilux Posterior e Occlusin) em relação à temperatura, ao meio e ao tempo em que ficaram armazenadas. Os espécimes foram fotoativados por 60

segundos, armazenados em ambiente seco a 20°C e a 37°C, e em água nas mesmas temperaturas. As medidas de dureza foram realizadas nos seguintes intervalos de tempos: 15, 30, 45 e 60 minutos, 3 e 24 horas, 7 e 30 dias. Os autores concluíram que a dureza aumentou constantemente entre 15 minutos e 24 horas, atingindo valores máximos neste tempo. Os espécimes estocados a 37°C apresentaram maiores valores que os armazenados a 20°C e, quando armazenados em ambiente seco, estes valores também foram maiores do que quando estocadas em água.

De WALD; FERRACANE⁴¹, em 1987, realizaram um trabalho a fim de comparar os testes utilizados para a determinação da profundidade de polimerização. Compararam testes de raspagem, microscopia óptica, dureza e espectroscopia por infravermelho. Moldes cilíndricos de alumínio com espessuras de 1 a 5mm foram usados para confecção dos espécimes, utilizando-se três resinas com diferentes tamanhos de partículas, fotoativados por 40 segundos, com distância da fonte de luz ao material de 1mm. Foram, também, confeccionados espécimes para serem analisados quanto ao grau de conversão, em um espectrofotômetro, todos armazenados durante 48 horas. Os espécimes foram cortados longitudinalmente e, para detectar a linha demarcatória entre as porções polimerizada e não polimerizada do material, as metades analisadas sob estereomicroscopia, verificando-se a profundidade de polimerização. Depois, a porção não polimerizada foi raspada e medida, novamente, a profundidade obtida. A dureza Knoop foi lida, nas profundidades de 1 a 5mm, ao longo das superfícies seccionadas. Após os resultados dos quatro testes serem confrontados, os autores concluíram que: 1) a profundidade de polimerização foi influenciada pelo tamanho das partículas; 2) não houve diferença significativa entre os valores de dureza superficial e nem no grau de conversão na superfície de topo das amostras e na profundidade de 2mm; 3) os testes óptico e de raspagem foram similares e ofereceram valores significativamente mais altos de profundidade de polimerização que aqueles obtidos com os outros testes; 4) até a profundidade de 2mm, houve correlação entre grau de conversão e teste de dureza, no entanto, para profundidades maiores que 2mm, o grau de conversão decresceu mais rapidamente que para o teste de dureza.

ELIADES; VOUGIOUKLAKIS; CAPUTO⁴⁶, em 1987, avaliaram o grau de polimerização de cinco resinas compostas fotoativadas (Silux, Heliosit, Command Ultra Fine, Prisma Fill e Estilux Posterior) com suas respectivas unidades

fotoativadoras (Visilux, Heliomat, Command, Prisma-Lite e Translux). Foram realizados testes de microdureza Knoop e de espectroscopia por infravermelho para cálculo da quantidade de duplas ligações de carbono remanescentes. Foram confeccionados espécimes com 4mm de diâmetro e profundidades de 0,5 a 6,0mm, com tempo de fotoativação de 20, 40 e 60 segundos. Os autores concluíram que: a magnitude da polimerização foi menor nas resinas compostas com micropartículas, em função da distância e do tempo de fotoativação; o aumento do tempo de exposição à luz permitiu uma melhoria no nível de polimerização das resinas, possivelmente devido ao maior número de radicais livres gerados dentro do material restaurador; a profundidade de polimerização e o padrão de dureza aumentaram com o aumento da carga inorgânica.

Embora a prática odontológica anteceda a era cristã, até recentemente existia pouca informação científica a respeito dos materiais dentários. Seu emprego era inteiramente artesanal, e o único laboratório de testes era a boca de pacientes que padeciam de problemas orais. Em 1966, a American Dental Association (ADA) criou o Council on Dental Materials and Devices, que atualmente chama-se Council on Scientific Affairs. Esse conselho da ADA passou a assumir a responsabilidade de desenvolvimento de especificações e iniciou a certificação de produtos que satisfazem os requisitos dessas especificações. Estas especificações são padrões pelos quais a qualidade e as propriedades físicas e químicas de um material podem ser aferidas, de tal modo que assegurem um desempenho satisfatório do material quando este é adequadamente empregado pelo dentista e pelo técnico de laboratório. O Council on Scientific Affairs da ADA também é o responsável administrativo por um comitê de formulação de padrões que opera sob a direção do American National Standards Institute (ANSI). Esse comitê, o Accredited Standards Committee (ASC) MD156, desenvolve especificações para todos os materiais e dispositivos odontológicos, excetuando-se drogas e filmes para raios X. Quando uma especificação é aprovada pelo ASC MD156, é submetida ao American National Standards Institute e, se também aceita, passa a ser um padrão americano. Já a International Organization for Standardization (ISO) é uma organização internacional do tipo não governamental, atualmente composta por organizações de padrões nacionais de 146 países, cujo objetivo é desenvolver padrões internacionais. Para citar 2 exemplos, o American National Standards Institute é um dos afiliados representando os EUA, enquanto o Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) é o representante do

Brasil. A Fédération Dentaire Internationale (FDI), outra organização que estabelece especificações para materiais dentários, mas em nível internacional, solicitou à ISO para que considerasse essas especificações como padrões ISO. Esse fato levou a formação do comitê ISO/TC106-Odontologia, o qual, através de programas cooperativos com a FDI, é responsável por padronizar terminologia, métodos para teste e especificações para materiais dentários, instrumentos, aparelhos e equipamentos odontológicos (**ANUSAVICE⁶**). Em 1988, a ISO⁶⁶ publicou a norma 4049 referente aos materiais odontológicos restauradores à base de resina. Essa norma, revisada em 1992 pelo comitê ISO/TC106-Odontologia, dentre outras informações, traz as condições de testes para verificar a profundidade de cura dos materiais resinosos ativados por energia externa. Os espécimes devem ser confeccionados e testados em temperatura de $23\pm1^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa controlada para assegurar que permaneça maior que 30% durante o experimento. Se forem estocados sob outra temperatura, antes de realizar os testes deve-se aguardar tempo suficiente para retornarem à temperatura de teste. Para confecção de cada espécime, posiciona-se uma matriz metálica, com orifício interno de 6mm de profundidade e 4mm de diâmetro, sobre uma lâmina de vidro coberta por uma fina tira transparente de poliéster (30 a $50\mu\text{m}$ de espessura). Após o preenchimento total da matriz com uma resina fotoativável, coloca-se, sobre a superfície de topo, uma segunda tira de poliéster e, com outra lâmina de vidro, pressiona-se para remover o excesso de material e promover uma superfície plana. As duas lâminas de vidro (a da superfície de topo e a da superfície de base) devem ser removidas e o conjunto (matriz preenchida entre duas tiras de poliéster) posicionado sobre um filtro de papel branco. A resina é então irradiada, pelo tempo recomendado pelo seu fabricante, com a ponta do guia de luz em contato com a tira de poliéster posicionada na superfície de topo. Após a irradiação ($180\pm20\text{s}$), separa-se a amostra da matriz, e a porção de resina não polimerizada da superfície de base (oposta à fonte de luz) da amostra é removida através de raspagem manual com uma espátula plástica. Define-se a profundidade de cura de cada espécime como 50% do seu comprimento, medido através de um paquímetro com precisão próxima de 0,01mm. Embora 2mm de profundidade de cura sejam preconizados, as amostras precisam passar pelo critério de seleção ISO para profundidade de cura, para determinar se encontram-se no padrão para serem testadas; este critério de seleção requer que as 3 primeiras amostras tenham, no mínimo, 1,5mm de profundidade de cura; assim, quando os valores da média da profundidade de cura

não se encontrarem nesse critério usando o tempo de irradiação recomendado pelo fabricante da resina, amostras adicionais devem ser preparadas, aumentando em 2 vezes o tempo recomendado pelo respectivo fabricante para, então, determinar a profundidade de cura usando os mesmos métodos descritos anteriormente.

BAHARAV et al.¹¹, em 1988, analisaram a relação entre o tempo de exposição à luz e profundidade de polimerização de resinas compostas, através de testes de dureza Knoop. Selecionaram uma resina composta (Occlusin-Posterior), com a qual foram confeccionados corpos-de-prova com 15mm de espessura e 3mm de diâmetro, fotoativados por 10, 20, 30, 40, 60, 80 e 180 segundos. Os espécimes foram armazenados em água e em estufa a 37°C por 24 horas, e então realizado o teste de dureza Knoop na parte superior e na de fundo de cada espécime. Os autores concluíram que: o grau de polimerização, e conseqüentemente a dureza, aumentaram à medida em que se aumentava o tempo de exposição à luz, até o tempo de 80 segundos; esse aumento também proporcionou uma maior profundidade de polimerização; a dureza máxima alcançada foi com a fotoativação de 80 segundos.

FRIEDMAN⁵⁷, em 1989, estudou a degradação de lâmpadas halógenas pelo uso e a relacionou com variações no rendimento dos aparelhos fotoativadores. Através de um radiômetro foi verificada a intensidade de luz de lâmpadas de lâmpada halógena, com seis meses de uso, por dentistas americanos. Foram encontrados quatro tipos de falhas em algumas lâmpadas analisadas: lâmpadas queimadas ou com o bulbo enegrecido ou esbranquiçado, e degradação do espelho refletor. Isso sugere a possibilidade de as lâmpadas halógenas não apresentarem um rendimento uniforme e contínuo durante sua vida útil.

TJAN; CHAN¹⁴⁴, em 1989, estudaram a rugosidade e a dureza superficial de cinco resinas compostas indicadas para dentes posteriores (Heliomolar, Herculite, Fulfil, P-30 e P-10) e uma de micropartículas (Silux). Para cada material, cinco corpos-de-prova foram confeccionados seguindo as instruções dos fabricantes. Foi feito o teste de dureza Rockwell 15T através do equipamento da Wilson Mechanical, realizando-se 3 leituras em cada espécime, e as médias dos valores observados constam na tabela seguinte.

RESINA	DUREZA ROCKWELL 15T	% EM PESO - PARTÍCULAS
SILUX	75,0	52,0
HELIOMOLAR	73,8	59,1
HERCULITE	81,4	78,0
FULFIL	81,9	75,8
P-30	87,4	84,5
P-10	88,4	83,2

Os autores concluíram que as resinas com maior quantidade de carga apresentaram a maior dureza superficial. Observaram também uma alta correlação entre dureza e rugosidade, ou seja, materiais com altos valores de dureza apresentam também alta rugosidade.

MANDARINO⁸⁵, em 1990, avaliou a profundidade de polimerização de resinas compostas em função de diferentes aparelhos fotoativadores, tonalidade de cor e tempos de exposição à luz (20, 40 e 60 segundos). Para a confecção dos corpos-de-prova foi utilizada uma matriz de aço inoxidável. A porção não polimerizada de resina foi removida por meio de raspagem e o espécime seccionado longitudinalmente para realização da leitura de dureza Vickers a cada milímetro de profundidade. O autor concluiu que: a dureza foi diferente para os diversos materiais e aparelhos fotoativadores pesquisados, sendo o primeiro milímetro voltado para a fonte de luz o que obteve melhor nível de polimerização; os materiais mais claros apresentaram maior dureza que os mais escuros; houve relação indireta entre dureza e profundidade, enquanto o aumento do tempo de exposição resultou em maior profundidade de polimerização.

VINHA; COELHO; CAMPOS¹⁴⁸, em 1990, afirmaram que, devido a várias vantagens, as resinas fotoativáveis estão substituindo aquelas ativadas quimicamente de uma maneira muito rápida. No entanto, ainda existem inúmeros problemas, que vão desde a formulação do compósito, passando pelos aparelhos fotoativadores e terminando na interferência do próprio profissional. Mencionam que o mercado vem sendo suprido por um número crescente de aparelhos fotoativadores, que operam em 110 ou em 220 volts, e que, além de diferenças de modelo e beleza, também são muito desiguais quanto à eficiência. Alertam que nos grandes centros urbanos, em alguns horários, a tensão elétrica chega a cair para 100 volts ou menos e, nos períodos de descanso, pode ultrapassar os 120 volts. Nesse estudo, através de testes de dureza Vickers, os autores analisaram a efetividade de 5 aparelhos fotoativadores de compósitos, em função das variações de voltagem e também da cor de uma mesma resina composta. Corpos-de-provas,

medindo 3mmx3mmx6mm, foram confeccionados com a resina Silux (3M) nas cores L (a mais clara) e DY (a mais escura), fotoativados durante 40 segundos. Em cada milímetro das amostras, utilizando-se carga de 50 gramas durante 1 minuto, tomavam-se 3 medidas de microdureza. Para variar a voltagem, usou-se um transformador de voltagem (Varivolt, 220 volts, tipo VM-215). Os valores de voltagem utilizados foram 100, 105, 110, 115, 120, 125 e 130 volts, medidos através de um equipamento de alta precisão (Engro, mod. 820). Após análise dos resultados os autores concluíram que: 1) houve interferência da cor da resina nos resultados finais: amostras da cor mais clara mostraram-se mais profundamente polimerizadas do que aqueles da cor mais escura; 2) houve diferença estatisticamente significativa entre os aparelhos testados; 3) não se pode afirmar que haja, estatisticamente, diferenças significantes entre os valores de dureza obtidos com a variação de voltagem utilizada.

FRANCO et al.⁵⁵, em 1991, avaliou o efeito do tempo de exposição, aparelho fotoativador e interferência do esmalte dentário sobre a profundidade de polimerização de resinas compostas fotoativadas. Uma matriz cilíndrica de teflon foi preenchida com material restaurador e coberta com uma lamínula de vidro, na qual foi apoiada a ponta ativa do aparelho utilizado. Quando avaliado o efeito do esmalte dentário, uma faceta foi interposta entre a lamínula e a fonte de luz. Após a fotoativação, a porção de resina não polimerizada foi eliminada com lâmina de bisturi e então medida a espessura do remanescente com um paquímetro. Foram realizados testes de dureza Rockwell na superfície voltada e oposta à fonte de luz. Houve diferença nos resultados de profundidade de polimerização para as diferentes resinas compostas e variáveis testadas. O maior tempo de exposição, assim como as resinas de partículas de tamanho intermediário e maior concentração de carga, apresentaram maior profundidade de polimerização. A interposição da faceta de esmalte dentário diminuiu a profundidade de polimerização em torno de 40%; o efeito dessa interposição diminuiu com o aumento do tempo de exposição. A dureza foi reduzida à medida que a espessura do material aumentava. Houve diferença estatística entre os resultados encontrados para as superfícies avaliadas. A profundidade de polimerização superou os valores especificados pelos fabricantes.

SATOU et al.¹³⁰, em 1992, avaliaram a dureza Knoop e o desgaste superficial de 10 resinas compostas (6 fotoativáveis: P-30, Photo Clearfil A, Lite-Fil P, Lite-Fil A, Occlusin e Silux; e 4 quimicamente ativadas: P-10, Clearfil Posterior,

Silar e Microrest AP) e compararam com o esmalte dentário. Para cada material, 6 espécimes foram confeccionados, armazenados em água destilada a 37°C durante 24 horas e polidos com discos de lixa n.º 800. O esmalte foi retirado da face vestibular de incisivos superiores recém extraídos, também polidos com discos de lixa n.º 800. O experimento de desgaste foi feito em dispositivo que realizava simultaneamente movimentos de vibração e deslizamento (desgaste tipo 3 corpos), utilizando-se 2 tipos de abrasivos (hidroxiapatita e partículas de carborundo). Os valores de dureza Knoop, determinados em aparelho específico para esta finalidade, em ordem decrescente foram: esmalte (342), P-10 (83), Clearfil Posterior (77), P-30 (71), Occlusin (68), Lite-Fil (65), Lite-Fil A (63), Photo Clearfil A (62), Silar (30) Silux (27) e Microrest (26). Os autores observaram que houve uma correlação negativa entre a taxa de desgaste e os valores de dureza Knoop, ou seja, quanto maior o desgaste, menor o valor de dureza Knoop.

WILLENS et al.¹⁵⁶, em 1992, propuseram uma classificação dos tipos de resina composta existentes, com base na composição, no tamanho, no formato e na distribuição de suas partículas. Estudaram 89 marcas de resinas analisando as partículas, após serem isoladas da matriz pela dissolução desta parte resinosa em acetona, através de um processo de centrifugação. Um sistema utilizando um aparelho de difração a laser acoplado a um computador foi empregado para determinar as características das partículas. Assim, classificaram as resinas em 6 grupos: 1- densa intermediária (até 60% de carga em volume), 2- densa compacta (acima de 60% de carga em volume), 3- micropartícula, 4- mista, 5- tradicional e 6- reforçada por fibra. Entre outras propriedades, testaram a dureza Vickers, com carga de 100 gramas, tendo sido efetuadas 10 leituras em cada amostra (5mm de diâmetro x 5mm de espessura). Os resultados da dureza, da resistência à compressão e do módulo de elasticidade encontrados para algumas das resinas estão na tabela seguinte.

TIPO	RESINAS	% PARTÍC. VOL.	DUREZA	RESIST. COMP.	MÓD. ELASTIC.
DENS. INTER.	HERCULITE XR	55,2	74	397	16,0
	APH	49,7	77	383	13,6
	CHARISMA	50,7	81	417	14,0
DENS. COMP.	Z-100	64,3	120	448	21,0
	P-10	70,2	174	390	25,1
MICROPART.	DURAFIL	22,6	48	463	6,0
	HELIO	36,1	50	330	9,0
	PROGRESS				
	SILUX PLUS	37,5	59	344	9,3
MISTA	HELIOMOLAR RO	38,5	56	340	9,7
TRADICIONAL	ADAPTIC	61,9	121	240	19,6
	MIRADAPT	63,1	112	310	20,3
REF. FIBRA	RESTOLUX SP4	68,5	125	-	23,8

Os autores concluíram que, para todas as resinas estudadas, as características das partículas de carga interferem nas suas propriedades. Apesar da relativa importância do teste de dureza, fica comprovada sua relação direta com as outras propriedades mecânicas dos materiais. Dos 89 compósitos estudados, apenas 3 conseguiram aliar satisfatoriamente boas propriedades mecânicas e lisura de superfície (Adaptic II, P-50 APC e Z-100). O grupo de resinas densas compactas apresentou os melhores resultados.

PIRES et al.¹¹³, em 1993, através da avaliação da dureza Knoop, verificaram os efeitos da variação da distância da fonte ativadora sobre a dureza de uma resina composta (Silux Plus). Foram confeccionadas 5 amostras para cada distância da fonte ativadora (0, 2, 6 e 12 milímetros da superfície de topo da resina). Os corpos-de-prova, com 2mm de espessura e 6mm de diâmetro, foram submetidos ao teste de dureza nas superfícies de topo e de base. Os resultados revelaram que: embora a dureza superficial tenha se mostrado significativamente maior com a fonte de luz em contato direto (distância de 0mm) com a resina, quando estabelecidas distâncias de 2mm, 6mm e 12mm não houve uma variação expressiva na dureza superficial; a dureza na superfície de base apresentou-se substancialmente menor que a de topo em qualquer distância utilizada, diminuindo substancialmente com o afastamento da ponta fotoativadora, podendo-se deduzir que a profundidade de polimerização reduz-se à medida que aumenta-se a distância entre a fonte de luz e a resina.

RUEGGERBERG¹²⁶, em 1993, comparou a precisão de dois radiômetros (Demetron e EFOS) existentes no mercado. Cada aparelho foi posicionado abaixo da ponta ativa do aparelho fotoativador e preso a um suporte. Através de um reostato, a voltagem foi mantida constante e realizadas 3 leituras para cada radiômetro. Os resultados indicaram que ambos os aparelhos produziram resultados extremamente precisos. O autor conclui afirmando que mostrou-se muito boa a precisão das leituras de intensidade de luz obtidas usando estes medidores, e que, esses aparelhos podem ser instrumentos muito úteis para monitorar periodicamente a intensidade de luz das unidades fotoativadoras.

FOWLER; SWARTZ; MOORE⁵², em 1994, através de teste de dureza Barcol, avaliaram o efeito da redução da intensidade de luz de unidades fotoativadoras sobre a profundidade de cura de várias resinas compostas. Avaliaram também a habilidade do cirurgião-dentista clínico para detectar a eficiência de unidades fotoativadoras através de teste tátil, comparando a dureza de topo e de base, em amostras de resinas. Para a primeira avaliação foram utilizadas 4 resinas (APH, Occlusion, Prisma-Fil e Silux-Plus) fotoativadas pela unidade Coe-Lite (Model 4000), pelos tempos de 30 e 60 segundos. A redução gradual da intensidade de luz foi feita através da utilização de filtros e medidas pelos radiômetros Macam (Modelo R 1035/A) e Demetron (Modelo 100). Três espécimes de cada material foram confeccionados para cada redução de intensidade de luz. Para o teste tátil a unidade fotoativadora foi utilizada sem os filtros para redução de intensidade de luz. Quatro espécimes foram confeccionados para cada resina e fotoativados por 60, 30, 15 e 10 segundos. Utilizando uma sonda exploradora, 3 cirurgiões-dentistas clínicos compararam a dureza da superfície de topo da amostra utilizada como controle com as superfícies de base das outras 3 amostras de cada grupo. Após análise dos resultados os autores concluíram que: 1) a redução da intensidade de luz diminui a profundidade de cura das resinas compostas; 2) os dados recomendam um tempo de fotoativação de 60 segundos, já que tempos de irradiação mais longos podem compensar a diminuição na profundidade de cura devido intensidades de luz mais baixas; 3) o uso de um radiômetro é uma forma mais eficaz de testar o desempenho de unidades fotoativadoras do que a utilização de teste tátil em amostras de resinas compostas.

CAUGHMAN; RUEGGERBERG; CURTIS JR.²⁹, em 1995, analisaram a interdependência entre a intensidade de luz e o tempo de irradiação (com lâmpada halógena) na polimerização de duas resinas (Silux-Plus e P-50), em diferentes

profundidades. Através de filtros seletores, a intensidade de luz da unidade fotoativadora utilizada foi reduzida de 800mW/cm^2 (100%) para 578, 400 e 233mW/cm^2 (29,2%), e verificada periodicamente com um radiômetro. As amostras foram fotoativadas pelos tempos de 20, 40, 60 e 80 segundos, após o que eram seccionadas em discos de 1, 2 e 3mm, a partir da superfície de topo, os quais eram examinados por meio de espectroscopia infravermelha 24 horas após a fotoativação. Os resultados foram submetidos à análise estatística e os autores concluíram que: 1) a fim de compensar intensidade de luz inferior a 400mW/cm^2 , é necessário a utilização de um tempo de 60 segundos, no mínimo, para que ocorra uma adequada polimerização; 2) a espessura máxima de cada incremento de resina deve ser de 2mm, para que haja uma polimerização satisfatória, mais uniforme e menos susceptível a mudanças de intensidade de luz; 3) a irradiação durante 20 segundos promoveu polimerização inadequada para as profundidades iguais ou maiores que 1mm; 4) recomendam, ainda, que aparelhos que forneçam potência de 233mW/cm^2 devem ter suas lâmpadas trocadas, pois tal intensidade foi insatisfatória para a polimerização de camadas de 2mm de espessura.

CORRER SOBRINHO³⁵, em 1995, através da avaliação da dureza Knoop, verificou o grau de polimerização de uma resina composta híbrida, correlacionando-o com a intensidade de luz e o tempo de exposição. Os aparelhos fotoativadores utilizados apresentavam intensidade de luz que variavam de 50 a 520mW/cm^2 . O material foi polimerizado por tempo de 30 segundos para todas as intensidades como controle, e de 45 a 180 segundos com intensidades de 130, 220 e 280mW/cm^2 . Os testes de dureza foram realizados nas superfícies de topo e de base após os corpos-de-prova, com 2mm de espessura, ficarem armazenados a 37°C por 24 horas após a fotoativação. Os aparelhos com maior intensidade de luz proporcionaram valores de dureza mais altos nas duas superfícies. A superfície de topo teve maiores valores de dureza que a de fundo nos grupos-controle. Para intensidades de 130, 220 e 280mW/cm^2 , as exposições por 30, 45 e 60 segundos resultaram em valores de dureza estatisticamente superior na superfície de topo quando comparada à de fundo. No entanto, tempos maiores de exposição proporcionaram uma polimerização mais homogênea, sem diferenças estatísticas nos resultados das duas superfícies. O autor concluiu que as variáveis pesquisadas interferem na profundidade de polimerização das resinas.

MANGA; CHARLTON; WAKEFIELD⁸⁶, em 1995, para avaliar a eficiência de um radiômetro em prever a profundidade de polimerização de

materiais fotoativáveis (forma indireta de avaliação), relacionaram as leituras de intensidade de luz, feitas através de um desses equipamentos (Demetron) posicionado abaixo do guia de luz de um aparelho fotoativador, e os resultados do teste de dureza Knoop (forma direta de avaliação) em amostras de materiais polimerizados. Uma matriz de teflon foi usada para a obtenção dos corpos-de-prova, confeccionados com a resina composta Herculite, fotoativados durante 40 segundos e ensaiados após 48 horas. Após análise dos resultados, os autores concluíram que: 1) o radiômetro demonstrou ser um meio válido para avaliar a intensidade de luz das unidades fotoativadoras; 2) valores de 300mW/cm^2 pareceram baixos para polimerizar adequadamente incrementos de 2mm de espessura de resina composta.

MILLS⁹³, em 1995, em um artigo publicado na sessão “cartas ao editor” do periódico *British Dental Journal*, escreveu sobre a possibilidade da utilização de diodos emissores de luz azul (blue light emitting diodes ou LEDs azuis) para fotoativação de resinas compostas. Relatou que as unidades convencionais de fotoativação fazem uso de uma lâmpada incandescente e apresentam desvantagens como: necessitam de um filtro para gerar uma fonte de luz azul com comprimento de onda na região de 470nm; são relativamente ineficazes, pois a luz consiste de vários comprimentos de onda supérfluos e muito dessa energia é convertida em calor; e, com o uso, ocorre perda da potência efetiva e a lâmpada necessita ser trocada. Já os LEDs apresentam várias vantagens: são baratos, utilizam baixa voltagem, têm longa vida útil, podem ser projetados para emitir comprimentos de onda específicos, são compactos e a sua resistência a choque e vibração é superior à das lâmpadas incandescentes. Afirmo que LEDs vermelhos, verdes e amarelos estão disponíveis há vários anos e produzem luz através de um semicondutor de arseniato de gálio ou arseniato fosfato de gálio; já os LEDs azuis, mais recentes, produzem luz através de um semicondutor de nitreto de gálio e são usados para escaneamento colorido de alta velocidade e em transmissão de dados através de líquidos. Afirmo também que esperava pelo desenvolvimento de um aparelho à base de LEDs para experimentá-lo como fotoativador de resinas compostas, e conseguiu um através da empresa Ledtronics (Califórnia, EUA). Este aparelho polimerizou satisfatoriamente uma amostra de resina com 5mm de diâmetro por 2mm de profundidade após irradiação por 80 segundos. Isso foi animador, já que o comprimento de onda emitido pelo LED utilizado foi 20nm abaixo do pico máximo necessário para muitos materiais fotoativáveis (o espectro

de absorção da canforoquinona, a substância fotossensível mais comumente empregada pelos fabricantes de resina, fica na região de 450 a 500nm, com pico máximo em 470nm) e o aparelho foi usado com 50% de sua capacidade. O autor conclui que LEDs podem ser montados para emitir um feixe de energia com comprimento de onda de 470nm (fonte em pulso, possivelmente em foco com uma lente) o que, provavelmente, melhoraria essas descobertas preliminares.

ALLEN¹, em 1996, afirma que as substâncias fotossensíveis que geram radicais livres recebem uma classificação baseada no mecanismo pelo qual os radicais são formados, sendo: tipo I, após a absorção de luz geram radicais por fragmentação da molécula, e tipo II, após a absorção de luz, a molécula, em seu estado excitado, interage com uma segunda substância, chamada de co-iniciadora, para que os radicais possam ser gerados. Na reação, o radical livre age sobre o monômero presente no meio reacional induzindo a formação, o crescimento e, eventualmente, a terminação das cadeias poliméricas.

MEIRA; CARDOSO⁸⁹, em 1996, avaliaram a dureza Knoop e a resistência ao desgaste de uma resina composta em função da cor e da unidade fotoativadora. Foi selecionada a resina composta TPH nas cores incisal (cor mais clara) e XGB (cor mais escura). A fotoativação foi feita com os aparelhos Visilux ou Primelite, ambos de lâmpada halógena. Os testes de dureza Knoop foram realizados em amostras com 1mm de espessura, tanto na superfície de topo como na de base. Também foram realizados testes de resistência ao desgaste em uma máquina de ciclagem mecânica, cujos espécimes eram constituídos de molares hígidos, embutidos em pequenos anéis de plástico, com cavidades padronizadas restauradas com resina composta. Após 16.000 ciclos, foi realizada a análise do desgaste pelo método indireto comparando os modelos em gesso dos corpos-de-prova com réplicas, também em gesso, dos padrões da escala M-L. Os autores concluíram que: 1) no teste de dureza, a cor incisal apresentou valores maiores e mais uniformes quando comparada com a cor XGB; 2) no teste de desgaste, não houve diferença estatisticamente significativa entre as variáveis estudadas.

AZEVEDO; CATRAMBY; FRANCO¹⁰, em 1997, verificaram a profundidade de polimerização de resinas compostas fotoativadas através de diferentes unidades fotoativadoras com diferentes intensidades de luz. Foram utilizados teste de dureza superficial (Barcol) associado ao de raspagem. Através dos resultados obtidos, os autores concluíram que existe uma relação de

profundidade de polimerização com intensidade de luz, sem no entanto haver diferenças estatisticamente significativa entre as unidades fotoativadoras avaliadas, com intensidade oscilando entre 100 e 500mW/cm², apesar da sugestão de intensidade superior a 200mW/cm² por parte dos fabricantes.

CARVALHO JUNIOR²⁴, em 1997 e, CARVALHO JUNIOR; FREITAS²⁸, em 1998, avaliaram “in vitro” a influência da aplicação de um selante de superfície na dureza de 5 resinas compostas (Charisma, Durafil, Tetric, TPH e Z-100). Para cada material confeccionaram 10 amostras que armazenaram em água deionizada a 37°C durante 24 horas. Após esse período foi efetuada uma primeira medição de dureza (Rockwell 30T) e, em seguida, metade das amostras recebeu a aplicação de um selante de superfície (Fortify). Todas as amostras foram novamente armazenadas, nas mesmas condições, até completarem 30 dias, sendo que aos 14º e 28º dias sofreram um processo de ciclagem térmica, com 300 ciclos, variando-se a temperatura de 5 a 55°C. Após esse período, nova leitura de dureza superficial foi realizada. Os resultados são apresentados na tabela abaixo.

RESINA	24H	30D SEM SELANTE	30D COM SELANTE
CHARISMA	62,408	67,124	71,816
DURAFIL	46,926	54,288	58,060
TETRIC	65,486	66,012	69,900
TPH	61,788	66,048	70,172
Z-100	78,820	80,272	83,416

Concluíram que todas as resinas analisadas aumentaram de dureza de 24 horas para 30 dias e que a aplicação do selante de superfície fez com que todas as resinas apresentassem maiores valores de dureza.

HANSEN; ASMUSSEN⁶³, em 1997, estudaram a correlação existente entre a profundidade de polimerização e a distância de irradiação de resinas. Para isso utilizaram testes de microdureza, realizados em um aparelho montado em uma câmera microscópica (Reichert MedF Universal) com uma ocular medidora. Em dentes humanos recém extraídos, restaurações foram confeccionadas com a resina Silux Plus, fotoativadas pelo aparelho Visilux em diferentes distâncias. Quando mantido o íntimo contato entre a ponta do guia de luz e uma tira de poliéster, colocada imediatamente acima da camada mais externa da restauração, a profundidade de polimerização foi de 6,3mm. Entretanto, quando as distâncias passaram para 6 e 12mm, as profundidades de cura foram de 5,8 e 5,2mm, respectivamente. Após análise estatística dos resultados, os autores concluíram que: 1) o aumento da distância entre a ponta do guia de luz e a superfície do

material proporciona uma diminuição moderada da profundidade de cura das resinas; 2) essas resinas, mesmo em cavidades profundas, podem ser adequadamente polimerizadas se utilizados procedimentos corretos e padronizados, tais como: uso de fonte de luz ativadora efetiva, técnica incremental durante o processo restaurador e, se necessário, um tempo de ativação prolongado.

MARAIS et al.⁸⁷, em 1997, utilizaram duas unidades fotoativadoras com intensidade de luz de 300 e 600mW/cm², para determinar a profundidade de polimerização produzida por esses aparelhos. Utilizando matrizes metálicas, os corpos-de-prova foram confeccionados com a resina Z100 (3M) com diâmetro de 5mm e nas espessuras de 1, 2, 3, 4 e 6mm, divididos em 2 grupos de 10 espécimes, um grupo fotoativado com 300 e outro com 600mW/cm². Imediatamente e 1 hora após a fotoativação, testes de microdureza Vickers foram realizados na base de cada espécime. Os autores concluíram que: as resinas compostas fotoativadas devem ser utilizadas em porções e fotoativadas em camadas incrementais, não devendo exceder 2mm de espessura; o acabamento e polimento das restaurações de resina deveriam ser adiados e as mesmas não deveriam ser submetidas a esforços oclusais antes da maturação e complementação da polimerização; o aumento da intensidade de luz não conduziu a uma melhor conversão em espessuras maiores que 2mm; a luz na intensidade de 600mW/cm² conduziu a maiores valores de dureza Vickers na espessura de 2mm que a de 300mW/cm².

MEIRA; CARDOSO⁹⁰, em 1997, avaliou a dureza Knoop de uma resina composta em função da fonte de ativação e da técnica de inserção. A resina utilizada foi a Herculite XRV, cor A2, e os aparelhos Optilux 400 (350mW/cm²), Optilux 400 com ponta turbo (700mW/cm²) e o Translux (100mW/cm²) utilizados para a fotoativação. Os espécimes foram preparados com 15 molares humanos hígidos onde foram realizadas cavidades proximais padronizadas ("slots") e depois restauradas seguindo os princípios da técnica adesiva. As cavidades mesiais eram preenchidas pela técnica incremental, com 3 camadas de aproximadamente 1,5mm de espessura. Cada camada foi fotoativada por 40 segundos, dando um total de 120 segundos. Os "slots" distais foram preenchidos por incremento único fotoativado por 120 segundos. Depois de 24 horas, os espécimes foram seccionados em fatias longitudinais de 2mm de espessura, as quais eram então embutidas em resina acrílica para serem polidas sob constante refrigeração. Os

testes de dureza foram realizados após 7 dias e após 1 mês. Eram realizadas 6 indentações, 3 no terço oclusal e 3 no terço cervical. Após análise estatística dos resultados, os autores concluíram que: 1) com a técnica do incremento único, a camada cervical ficou sub-polimerizada ou mesmo não polimerizada; 2) a resina polimerizada pelo Translux, aparelho com baixa densidade de potência ($100\text{mW}/\text{cm}^2$), apresentou baixos valores de dureza mesmo na camada oclusal.

MENEZES⁹¹, em 1997, relacionou o número de radicais livres remanescentes da reação de polimerização de 3 resinas compostas (Heliomolar, Silux e Z-100) com sua dureza Knoop. Foram confeccionadas amostras com 2,5mm de diâmetro por 2,0mm de espessura fotoativadas com 4 intensidades de luz (110, 180, 300 e $580\text{mW}/\text{cm}^2$) e, com cada uma, 8 tempos de exposição foram utilizados (10, 20, 30, 40, 50, 60, 80 e 90 segundos). As medições de dureza foram realizadas, na superfície de topo e de fundo, após estocagem das amostras em água destilada, a 36°C , pelos tempos de 5 minutos, 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês. Utilizou-se carga de 100 gramas para Z-100 e 50 gramas para Silux e Heliomolar, sendo realizadas 4 indentações em cada superfície pelo tempo de 30 segundos. Verificou que uma maior intensidade de luz aumentou a dureza das resinas analisadas; que o aumento do tempo de fotoativação de 10 até 80 segundos melhorou a polimerização das resinas, porém não houve diferença entre 80 e 90 segundos; que as 3 resinas aumentaram gradativamente sua dureza com o tempo de armazenagem de 5 minutos até um mês, sendo a Z-100 a mais dura em todas as condições estudadas; e que a superfície de topo sempre apresentou dureza maior que a de fundo.

NOMOTO¹⁰⁴, em 1997, avaliou a influência do comprimento de onda na fotoativação de uma resina composta, procurando definir aquele mais adequado. Para esse estudo, foram adicionados 1,0 mol% de canforoquinona (CQ) e 1,0 mol% de 2-dimetilamina etilmetacrilato (DMAEMA) a uma resina composta experimental (60 mol% BISGMA, 40 mol% TEGDMA e 50% em peso de partículas de quartzo silanizadas), com a finalidade de torná-la fotoativada. Um aparelho comercialmente disponível (New GC Light VL-II, GC Corp.) foi selecionado por apresentar intensidade de luz constante durante a fotoativação. Os filtros originais foram removidos e a intensidade de luz foi medida utilizando-se um radiômetro (LI-190S, Li-Cor Inc.). Para selecionar o comprimento de onda da luz (410, 430, 450, 470, 490, 510, 530 e 550nm), foram utilizados dois outros tipos de filtros. A fim de se avaliar o grau de conversão, a resina foi colocada em uma matriz com cavidade de

40µm de espessura e fotoativada por 5, 10, 20, 30, 60 e 90 segundos. Para cada tempo de exposição e para cada comprimento de onda, foram preparados cinco espécimes, todos armazenados a 37°C em ambiente escuro. Após 24 horas da fotoativação, foram avaliadas as quantidades de duplas ligações carbono-carbono, remanescentes nos espécimes, através de um espectrômetro infravermelho (JIR-100, JEOL Co., Ltda.). A luz absorvida pela CQ e pela mistura CQ-DMAEMA foi medida pelo espectrômetro ultravioleta (UV-160, Shimadzu Co.). Os resultados mostraram que a uma breve exposição de luz (5s) o grau de conversão foi afetado pelo comprimento de onda. O comprimento de onda mais adequado variou entre 450 e 490nm e o mais eficiente foi o de 470nm. A polimerização foi fortemente afetada pela capacidade de absorção de luz pela canforoquinona, especialmente durante o estágio inicial. Entretanto, tendo em vista a relação entre o grau de conversão e a quantidade de energia, o autor afirmou que a polimerização não depende somente do comprimento de onda da luz, mas também da quantidade de energia.

PEREIRA et al.¹⁰⁹, em 1997, avaliaram a capacidade de polimerização, através de testes de dureza Vickers, de uma única resina composta fotopolimerizável (Herculite XR), em função de diferentes intensidades de luz e profundidades de polimerização. Foram selecionados 120 aparelhos fotoativadores, de diferentes modelos e marcas comerciais, dos quais, utilizando um radiômetro (Curing Radiometer-Demetron), foram registrados os valores de intensidade de luz emitida. Posteriormente, os aparelhos foram classificados em 12 grupos distintos, de acordo com cada valor de intensidade encontrado. Para confecção dos corpos-de-prova, utilizou-se uma matriz de poliacetato bipartida, a qual continha uma cavidade com 7mm de comprimento, 4mm de largura e 3mm de profundidade. Foram confeccionados 5 espécimes com cada um dos aparelhos, preenchendo-se as cavidades em incremento único, fotoativando-os por 40 segundos para, em seguida, serem armazenados em temperatura de 37±2°C durante 24 horas. Após o período de estocagem, procedeu-se ao teste de dureza Vickers, realizando-se 3 impressões a cada milímetro de profundidade. Os autores concluíram que: os aparelhos fotoativadores que emitem maior intensidade de luz proporcionaram maior capacidade de polimerização da resina composta; somente os aparelhos que emitiam 800mW/cm² de intensidade de luz proporcionaram uniformidade de polimerização em até 4mm da resina composta; valores máximos de dureza puderam ser obtidos com valores de intensidade de luz de 564,54; 628,21; 692,64 e

756,67mW/cm² para as profundidades de 1, 2, 3 e 4 milímetros, respectivamente; a capacidade de fotopolimerização dos aparelhos fotoativadores necessita de mais estudos laboratoriais devido a controvérsias na literatura, com grande diversidade de informações.

A AMERICAN DENTAL ASSOCIATION³, em 1998, durante a realização de um “workshop”, procurou discutir o uso das resinas compostas como material restaurador para dentes posteriores. Foram indicadas para selamento de fósulas e fissuras, preparos conservadores e moderados de classe I e II, restaurações de áreas estéticas e para pacientes alérgicos a algum metal. Foram contra-indicadas em situações onde o dente encontra-se sob grande esforço oclusal, dentes que não permitem isolamento adequado e para pacientes alérgicos a esses materiais. Citam como vantagens que as resinas associadas às técnicas adesivas resultam em preparos com menor remoção de estrutura dentária sadia e melhor selamento, reduzindo a microinfiltração. Apresentam baixa condutividade térmica e podem ser reparadas, além de serem consideradas seguras para a saúde dos pacientes. Seu uso correto permite uma vida útil similar à do amálgama, entretanto a técnica restauradora continua bastante sensível e requer maior tempo clínico.

ANUSAVICE⁷, em 1998, afirma que um fator importante no desenho de uma prótese dental é a resistência, a propriedade mecânica que assegura que a prótese serve às funções para as quais foi desenhada de maneira adequada, segura e por um razoável período de tempo. De um modo geral, a resistência se refere à habilidade de um material em resistir a forças aplicadas (cargas) sem que haja fratura ou deformação excessiva. Enfatiza que, para a indicação dos materiais restauradores, é importante a análise de todas as suas propriedades, tais como a resistência à abrasão, a resistência flexional, a resistência à fratura e a dureza, entre outras. Aponta que os testes de dureza encontram-se incluídos em várias especificações da American Dental Association (ADA) para materiais odontológicos, e que os mais utilizados são conhecidos pelos nomes de *Barcol*, *Brinell*, *Knoop*, *Rockwell*, *Shore*, e *Vickers*. Declara que eles encontram-se embasados na capacidade da superfície do material testado resistir à penetração por uma ponta, sob uma carga e tempo determinados.

ANUSAVICE⁸, em 1998, classificou as resinas para restauração em materiais ativados quimicamente e fotoativados. Afirma que as resinas ativadas

quimicamente são fornecidas em forma de duas pastas, uma contendo um iniciador (peróxido de benzoíla), e a outra, um ativador constituído por uma amina terciária (N,N-dimetil-p-toluidina). Quando as duas pastas são espatuladas, a amina reage com o peróxido de benzoíla para formar os radicais livres, e a polimerização por adição é iniciada. Já as resinas fotoativadas, que inicialmente eram ativadas por luz ultravioleta (UV), atualmente são materiais ativados por luz visível. São fornecidas em uma única pasta contida em uma seringa, contendo como parte de sua composição uma substância fotossensível, geralmente a canforoquinona (com absorção entre 400 e 500nm, e que é a zona azul do espectro de luz visível), e uma amina ativadora. Quando esses dois componentes não são expostos à luz, eles não interagem. Entretanto, a exposição de uma luz com um comprimento correto de onda (aproximadamente 468nm) produz um estado de excitação da canforoquinona, que interage com a amina para formar os radicais livres que iniciam a polimerização por adição.

FREITAS et al.⁵⁶, em 1998, avaliaram a dureza Knoop de 3 resinas compostas (Z-100, Herculite XRV e Charisma) sob ação de ácidos orgânicos. Quinze amostras, medindo 8mm de diâmetro por 2mm de espessura, foram confeccionadas com cada material, fotoativadas por 40 segundos, armazenadas por 24 horas em estufa a 37°C e umidade relativa de 100%. Após esse período, os valores de dureza Knoop foram determinados através de microdurômetro HMW 2000 (Shimadzu), com carga de 25g aplicada por 30 segundos, sendo realizadas 5 leituras por corpo-de-prova. Nesse momento, os espécimes, divididos em 3 grupos, foram imersos nas soluções de ácidos orgânicos (acético a 99,7%, lático a 85% e propiônico a 99,5%) por 48 horas e então nova leitura de dureza foi efetuada. Os valores obtidos são mostrados na tabela abaixo.

ÁCIDO	RESINA	PRÉ-IMERSÃO	PÓS-IMERSÃO
ACÉTICO	Z-100	103,97	74,72
	Herculite	57,40	30,35
	Charisma	52,72	25,75
LÁTICO	Z-100	105,02	104,37
	Herculite	58,45	57,94
	Charisma	51,61	35,16
PROPIÔNICO	Z-100	105,64	78,53
	Herculite	58,83	29,40
	Charisma	50,95	25,29

Os resultados mostram que, para qualquer condição estudada, houve a seguinte relação de dureza entre as resinas: Z-100 > Herculite XRV > Charisma. Os ácidos acético e propiônico diminuíram a dureza superficial das 3 marcas

estudadas. Entretanto, a imersão em ácido láctico diminuiu a dureza apenas da resina Charisma, não afetando a Z-100 e a Herculite XRV.

FUJIBAYASHI et al.⁵⁹, em 1998, estudaram LEDs azuis com alto poder de iluminação como fonte alternativa de luz às lâmpadas halógenas, utilizadas para fotoativação das resinas compostas. Avaliaram as características ópticas de ambas as fontes de luz, e a profundidade de polimerização e o grau de conversão de uma resina composta (Silux Plus, 3M). Foram utilizadas uma unidade fotoativadora halógena (Optilux, Demetron) e duas unidades do tipo LED, sendo uma com um pico de comprimento de onda de 450nm e variação de 70nm para mais ou para menos (LED1); e outra com pico de 470nm e variação de 35nm (LED2), ambas à base de nitreto de gálio (InGaN) e constituídas de 61 LEDs, visto que a intensidade de luz gerada por apenas um LED é muito baixa. Lentes ópticas com distância focal de 34,5mm foram utilizadas para focar a luz produzida pelos LEDs em uma área de aproximadamente 8mm de diâmetro, enquanto um condutor (guia) de luz e um filtro óptico da Optilux (Demetron) foi usado para a lâmpada halógena. A voltagem foi regulada usando um voltímetro DC Power Supply (Modelo PAD16-10L, JAPÃO). A distribuição espectral de cada fonte de luz foi medida com um espectrorradiômetro (LI-1800 LICOR, EUA), a eficiência definida pela relação da amplitude do comprimento de onda pela polimerização da resina, e a amplitude do comprimento de onda total foi calculada em cada fonte de luz. A profundidade de cura foi avaliada de acordo com a ISO 4049 (1988). Com auxílio de matrizes de Teflon, foram confeccionados cinco espécimes com 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade. A superfície superior dos espécimes foi coberta com uma matriz de celulóide e fotoativada por uma das fontes de luz e por um dos seguintes tempos: 10, 20, 40, ou 60 segundos. A intensidade de luz com amplitude variando entre 400 e 500nm foi ajustada em 1.000W/m^2 para cada fonte de luz. Após cada período de irradiação, os espécimes foram retirados dos moldes e a resina não polimerizada foi cuidadosamente removida com uma espátula plástica e cotonetes. O tamanho do espécime polimerizado foi medido usando um micrômetro. Para verificar o grau de conversão, os espécimes foram preparados da mesma maneira que os da profundidade de cura, agora irradiados com a unidade halógena ou LED2, com tempo de exposição de 40 segundos. Em seguida, usando um cortador Micro (MC-201, JAPÃO), camadas delgadas de resina (0,1mm) foram seccionadas próxima à superfície irradiada. Três exemplares foram preparados para cada fonte de luz. Vinte e quatro horas após a irradiação, os espectros infravermelho de microáreas

foram medidos utilizando um espectrômetro infravermelho Fourier (JIR-100, Japão). Após análise dos resultados os autores concluíram que: 1) o espectro do LED2 foi mais estreito e sua intensidade de luz foi maior do que nas outras unidades; 2) o LED2 foi o que produziu maior profundidade de polimerização e maior grau de conversão da resina composta analisada.

TARLE et al.¹⁴¹, em 1998, avaliaram o aumento de temperatura e o grau de conversão de 4 resinas compostas utilizando, para fotoativá-las, uma unidade halógena “soft-start” Elipar Hightlight (ESPE, Alemanha) e LEDs azuis. Amostras com 0,1mm de espessura foram fotoativadas por 40 segundos e analisadas quanto ao seu grau de conversão através de um espectrômetro (Perkin Elmer FTIR), efetuando-se 5 medições sucessivas. Através de um multímetro (HC-3500T), o aumento de temperatura foi medido não apenas nas amostras já mencionadas, mas também em outras, medindo 4x4x4 milímetros, também fotoativadas por 40 segundos. A análise dos resultados mostrou que os valores do grau de polimerização foram um pouco mais baixos ($\cong 7\%$), e o aumento de temperatura foi significativamente inferior ($\cong 9^{\circ}\text{C}$) quando do uso do LED. Os autores afirmam que tais resultados poderiam ser explicados pela baixíssima intensidade do LED ($12\text{mW}/\text{cm}^2$) comparada à da unidade convencional utilizada nesse estudo ($100\text{mW}/\text{cm}^2$ durante 10s + $700\text{mW}/\text{cm}^2$ durante 30s). Ainda, segundo os autores, essa energia mínima do LED fotoativando uma amostra de resina composta foi otimizada pelo comprimento de onda mais eficiente (470nm) e poderia ser recomendada para a fotoativação da primeira camada de compósitos, especialmente no caso de proteção pulpar através de sistemas adesivos dentinários.

FRIEDMAN et al.⁵⁸, em 1999, após avaliar as novas opções de luz fotoativadora para restaurações de resina composta, afirmaram que se um clínico opta em usar um sistema de fotoativação não tradicional, ele necessita contactar o fabricante para saber qual o espectro de luz desse sistema e consultar o fabricante da resina composta para assegurar-se de que esse material pode ser ativado com a fonte de luz escolhida. Afirmam também que os dentistas precisam entender a química dos materiais, a dinâmica de polimerização, os fatores de estresse criados e as exigências necessárias para que sejam obtidos os melhores resultados. Além disso, baseados em experiências laboratoriais e relatos de casos clínicos, ressaltam ser promissores os mais recentes desenvolvimentos tecnológicos,

entretanto ainda é preciso realizar estudos clínicos multidisciplinares para provar sua segurança e eficácia.

KERBY et al.⁷², em 1999, através da avaliação da dureza Knoop, compararam o grau de conversão de 3 resinas compostas “condensáveis” (Surefil, Alert e Solitaire) e 2 híbridas (Heliomolar e Herculite). Uma matriz de Teflon, com orifício de 5mm de diâmetro por 6mm de espessura, foi utilizada para confeccionar 6 corpos-de-prova para cada material, fotoativando-se por 60 segundos por um de seus lados. Os amostras foram seccionadas em 3 partes iguais que fossem efetuadas as medidas de dureza Knoop (carga de 50 gramas durante 20 segundos) nas profundidades 0, 2 e 4mm, e os valores obtidos foram respectivamente: Alert (64,8 - 40,6 - 17,3), Herculite (57,6 - 41,3 - 18,7), Surefil (56,4 - 43,2 - 31,1), Solitaire (42,7 - 33,9 - 24,2) e Heliomolar (26,8 - 14,6 - 11,1). Os autores concluíram que para todos os materiais testados houve queda nos valores de dureza com o aumento da distância da fonte de luz.

LEINFELDER⁸⁰, em 1999, questionou qual seria a melhor intensidade de luz para fotoativação das resinas compostas. Segundo o autor, vários fabricantes recomendam unidades fotoativadoras com alta intensidade de luz, no entanto também é aceito que é necessária uma quantidade mínima de intensidade para garantir uma ótima polimerização. Afirmar também que o clínico deve, através de um radiômetro, monitorar freqüentemente a intensidade de luz emitida pelo seu aparelho fotoativador, garantindo assim o sucesso clínico da restauração. Nos últimos anos, várias publicações têm recomendado uma modificação do conceito de uso de altas intensidades de luz, recomendando inicialmente a exposição a uma baixa intensidade (em torno de 250mW/cm²) durante 10 segundos e então irradiando a uma intensidade mais alta (por volta de 650mW/cm² a 680mW/cm²) durante 20 segundos. Vários novos aparelhos fotoativadores vêm sendo produzidos para promover esse objetivo de duas maneiras: 1ª) *gradual ou “soft-start”*: a unidade fotoativadora gera dois diferentes níveis de radiação (um inicial de menor intensidade de luz, seguido de outro de maior intensidade); 2ª) *Gradual exponencial ou “ramp”*: a unidade fotoativadora produz um nível mais baixo de luz seguido por um aumento gradual (ou em rampa) da luz até um nível definido de intensidade. Essa nova proposta relaciona a distribuição de vetores de tensão ou o posicionamento da tensão máxima dentro da restauração, que ocorre como resultado do processo de polimerização. Uma aplicação inicial de irradiação de alta intensidade pode causar um aumento da tensão na interface dente/restauração,

mais comumente ao longo das margens oclusais cavo-superficiais, podendo potencialmente haver a formação de fendas. O uso de baixa intensidade de luz para polimerizar uma restauração de resina composta resulta em uma distribuição mais uniforme dos vetores de força, uma transferência de resina ainda na plástica para os pontos onde a contração de polimerização foi maior e um maior potencial para adaptação marginal. O autor ainda afirma que existe uma séria evidência de que um processo de polimerização em dois passos contribua muito para uma melhor adesão, particularmente à superfícies dentinárias; e conclui ser interessante que sejam observados os novos sistemas de luz fotoativadora que venham a surgir no mercado.

MILLS; JANDT; ASHWORTH⁹⁴, em 1999, afirmam que aparelhos fotoativadores à base de LEDs apresentam uma vida útil bastante longa (10.000 horas), não requerem filtro, são bastante resistentes a choques e vibrações e emitem energia luminosa dentro do espectro de absorção da canforoquinona, o fotoiniciador utilizado na maioria das resinas compostas. Com o objetivo de testar a hipótese de que uma unidade fotoativadora montada com 25 LEDs, luz conduzida por uma ponteira à base de polímero e intensidade de 290mW/cm^2 , produz profundidade de polimerização semelhante à unidade com lâmpada halógena (Coltolux 4, com 455mW/cm^2), os autores avaliaram o grau de polimerização de três tipos de resinas compostas: Silux Plus cor U, P50 cor U e Z100 cor A3,5. Matrizes de aço inoxidável, com orifício de 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade, foram utilizadas para confecção de 6 espécimes para cada resina e unidade fotoativadora. O tempo de irradiação foi o preconizado pelo fabricante para cada uma das resinas (40s, 60s e 40s, respectivamente). Para medir a profundidade de cura foi utilizado um aparelho com mostrador digital, ponta penetradora de 0,5mm e peso de 1250 gramas. As médias de profundidade de cura e os desvios-padrão constam na tabela a seguir.

	PROFUNDIDADE DE CURA (mm) Silux (U) 40s	PROFUNDIDADE DE CURA (mm) P50 (U) 60s	PROFUNDIDADE DE CURA (mm) Z100 (A3,5) 40s
UNIDADE HALÓGENA	3,44 ± 0,05	3,44 ± 0,07	4,93 ± 0,03
UNIDADE LED	3,64 ± 0,02	3,61 ± 0,06	5,14 ± 0,07
PROBABILIDADE	P < 0,05	P < 0,05	P < 0,05

Para comparar os resultados obtidos com os 2 tipos de unidades fotoativadoras, foi aplicado o teste “t” de STUDENT. Verificou-se que a unidade à

base de LEDs proporcionou uma maior profundidade de cura do que a de lâmpada halógena ($p < 0,05$). O aumento em cada tipo de resina foi de 0,2 mm. Os autores atribuem esses dados ao fato de a energia emitida estar toda concentrada no comprimento de onda ideal para absorção da canforoquinona.

PILO; OELGIESSER; CARDASH¹¹¹, em 1999, avaliaram a intensidade de luz de 130 aparelhos fotoativadores, utilizados em 107 clínicas odontológicas particulares, usando radiômetros comerciais de cura e aquecimento. Foram confeccionados espécimes cilíndricos com 3 mm de espessura, fotoativados por 50 segundos, utilizando-se 50 lâmpadas escolhidas aleatoriamente. Testes de dureza Knoop foram realizados na superfície de topo e de base dos espécimes, e a uniformidade de polimerização foi calculada da média destes valores. A intensidade de luz medida pelos radiômetros foi na faixa de 25-825 e 0-325mW/cm², respectivamente. Os resultados mostram que a dureza da superfície de topo, que é a mais próxima da ponta ativa da fonte de luz, é menos dependente da distância da ponta ativa, da intensidade de luz e da duração da irradiação, quando comparada à superfície de base. Os autores afirmam que, de acordo com o fabricante, uma unidade fotoativadora é considerada inadequada para uso com uma leitura de menos de 200mW/cm² pelo radiômetro de cura e de menos de 50mW/cm² pelo radiômetro de aquecimento. Assim, concluíram que 46% das lâmpadas necessitavam de reparo ou reposição e que a forte correlação encontrada entre os valores de dureza e a intensidade de luz confere a utilidade do radiômetro de cura em prever a capacidade de polimerização de unidades fotoativadoras.

POSKUS; MEIRA; CARDOSO¹¹⁷, em 1999, através da avaliação da dureza Vickers, avaliaram o grau de polimerização de uma resina introduzida no mercado (Alert) a qual, segundo o fabricante, teria técnica de inserção semelhante à do amálgama e grande profundidade de polimerização, comparando-a com uma resina híbrida tradicional (Z-100). Cavidades classe II padronizadas foram preparadas em pré-molares extraídos, restaurando metade delas com cada uma das resinas. Efetuou-se a inserção da resina de duas maneiras: técnica "incremental" ou pelo preenchimento total da cavidade de uma só vez. Foi realizado acabamento e polimento das restaurações, as amostras submetidas a um processo de ciclagem térmica e imediatamente imersas em uma solução de azul de metileno a 0,5% por 4 horas. Depois de fixadas e desgastadas em planos, realizou-se o teste de dureza em 2 pontos distintos: na superfície oclusal e na cervical proximal. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre as resinas

analisadas, porém, para os 2 materiais, a dureza superficial da região oclusal apresentou valores maiores que a da região cervical proximal.

RUDEL et al.¹²⁵, em 1999, preocupados com a necessidade de as resinas condensáveis terem propriedades mecânicas semelhantes às do amálgama, avaliaram 5 resinas compostas, sendo quatro condensáveis (Surefil, Solitaire, Alert e uma experimental da Kerr) e uma híbrida (Herculite). Para cada teste realizado, de dureza superficial e de desgaste por abrasão, e para cada material foram confeccionados 10 corpos-de-prova em forma de discos, com 9mm de diâmetro por 1mm de espessura, armazenados em água a 37°C, durante 1 semana e, então, submetidos aos testes de dureza Vickers e ao desgaste por abrasão (400 ciclos). Os resultados mostraram uma relativa correlação entre dureza e desgaste de cada material: Surefil (respectivamente, de 96Kg/mm² e de 9µm), Solitaire (49Kg/mm² e 9µm), Alert (102Kg/mm² e 11µm), experimental da Kerr (67Kg/mm² e 17µm), Herculite (71Kg/mm² e 5µm), tendo as resinas Surefil e Herculite apresentado os melhores resultados.

RUEGGERBERG¹²⁶, em 1999, publicou uma revisão sobre o processo de polimerização, variedades de aparelhos fotoativadores existentes no mercado e as diferenças entre as filosofias pertinentes à polimerização. Afirma que o rótulo da resina composta deveria trazer informações sobre a energia necessária para a polimerização e, da mesma forma, o aparelho fotoativador indicar a intensidade de luz e o comprimento de onda emitido. Segundo o autor, para que ocorra uma adequada polimerização o espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador deve ser compatível com o espectro necessário para fotoativar a resina utilizada. Ademais, define um conceito sobre energia total de polimerização e faz uma analogia com um filme fotográfico, onde o tempo de exposição é variado, de acordo com as condições de luz do ambiente e com a sensibilidade do filme a ser utilizado (a ASA ou número ISO): um filme mais sensível vai necessitar de tempos de exposição mais curtos em níveis menores de iluminação do que filmes de menor sensibilidade. Para calcular essa energia total, é necessário saber a intensidade de luz emitida pela unidade fotoativadora (em mW/cm²) e a duração do tempo de exposição (em segundos). Considerando-se uma resina que necessite de uma exposição de 600mW/cm² durante 40 segundos para propiciar adequada polimerização a 2mm de profundidade, a energia total é o produto de 40s x 600mW/cm² ou 24000mJ/cm² (24J/cm²). Dessa forma, qualquer combinação de

tempo de exposição e intensidade de luz que resulte em $24\text{J}/\text{cm}^2$ deve propiciar a mesma qualidade na polimerização.

SUH¹³⁹, em 1999, analisou os fatores que implicam no entendimento e controle do efeito das tensões de contração de polimerização em restaurações com resinas compostas. Afirmou que essa contração gera um estresse residual na restauração final e que o fato de uma resina apresentar baixa contração de polimerização não significa, necessariamente, que produzirá baixas tensões, pois a tentativa de se acrescentar mais carga inorgânica pode aumentar o módulo de elasticidade do material, anulando-se o efeito da redução da contração. Quanto às técnicas de polimerização, a de pulso retardado ("pulse-delay") mostrou-se superior em termos de geração de menores tensões de contração. Relevou a importância de o fabricante indicar na embalagem da resina a energia mínima necessária para se alcançar uma polimerização adequada e o tipo de fotoiniciador, pois os novos aparelhos fotoativadores emitem luz com comprimento de onda numa faixa mais estreita.

YAMAUTI¹⁵⁸, em 1999, avaliou a microinfiltração marginal de restaurações em resina composta através de duas técnicas de inserção do material e cinco diferentes formas de fotoativação. Cavidades de classe V, em forma cilíndrica com 2mm de diâmetro e 1,5mm de profundidade, foram confeccionadas nas faces vestibular e/ou lingual de dentes terceiros molares humanos extraídos e restauradas com o sistema restaurador adesivo Single Bond/Z100 (3M do Brasil). Os dentes foram divididos em 10 grupos, de acordo com a técnica de inserção da resina no interior da cavidade (incremental ou em incremento único), e de acordo com as técnicas de fotoativação do material (variando a intensidade de luz ou a distância entre a fonte de luz e a superfície da restauração). Os espécimes foram submetidos à termociclagem (500x, 5°C e 55°C, com duração de 30 segundos cada ciclo) e imersão em solução de nitrato de prata a 50%. Cada dente foi seccionado e, através de um programa de computação, foi obtida a imagem digital de cada corte, medindo-se em milímetros o índice de infiltração linear do corante. A autora concluiu que: a técnica incremental demonstrou um menor índice de infiltração marginal em relação à técnica de inserção em incremento único; o método de fotoativação gradual, partindo de uma intensidade de luz média até atingir uma intensidade máxima, demonstrou os menores índices de infiltração, com conseqüente melhor selamento marginal; a técnica de fotoativação gradual, de

forma geral, apresentou baixos índices de infiltração em relação à técnica convencional.

CARVALHO et al.²⁵, em 2000, através da avaliação da dureza Knoop, avaliaram o grau de polimerização de 5 resinas compostas (Z100, Alert, Filtek P-60, Filtek Z250 e Solitaire). Foram confeccionados 5 corpos-de-prova para cada material, utilizando-se uma matriz com uma cavidade cilíndrica de 5x5mm, onde o material era inserido em incremento único e fotoativado por 40 segundos com 500mW/cm² de intensidade de luz. Após a fotoativação, as amostras eram armazenadas em ambiente escuro a 37°C durante 24 horas, fixadas em uma base de resina acrílica, desgastadas longitudinalmente, sob irrigação, com lixas 400, 600 e 1200 e, ainda, com pastas diamantadas de granulação de 6,3 e 1µm, sendo que, após cada procedimento eram limpas em aparelho de ultra-som. Para os ensaios de dureza foi utilizado um durômetro SHIMADZU, modelo HVM – 2000, com carga de 25 gramas em 4 diferentes pontos, distantes 1mm entre eles, nas profundidades de 1, 2, 3 e 4 milímetros. As resinas Alert e Z100 apresentaram os maiores valores de dureza, seguidos por Filtek P-60 e Filtek Z250, com valores semelhantes; os valores mais baixos foram apresentados pela Solitaire. Todos os materiais mantiveram os valores de dureza nas 4 profundidades analisadas, exceto a resina Z100.

CORRER SOBRINHO et al.³⁶, em 2000, através de teste de dureza Knoop, avaliaram influência da distância da ponta ativa de um aparelho fotoativador (XL 3000) na polimerização de duas marcas de resinas compostas (Z100 e Silux Plux). Os corpos-de-prova, com dimensões de 5mm de diâmetro e 2,5mm de espessura, foram confeccionados em uma matriz de cobre e fotoativados por 40 segundos a três diferentes distâncias (0, 6 e 12mm) da ponta ativa do aparelho fotoativador. Para cada distância e resina foram confeccionados 4 espécimes, armazenados por 24 horas a 37°C, para então serem submetidos aos testes de dureza Knoop, com carga de 50 gramas e 30 segundos de indentação, num total de oito indentações em cada espécime. Os autores concluíram: para a resina Z100, quanto maior a distância da ponta ativa do aparelho em relação à resina, menor o valor de dureza Knoop; para a Silux Plus, o aumento da distância não produziu uma diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza, entretanto, a 6 e 12mm, os valores de dureza foram menores em relação à superfície; a resina Z100 foi estatisticamente superior em relação à Silux Plus nas três distâncias e em todas as profundidades.

CRUZ; MAI; SHELLARD³⁹, em 2000, salientaram que a importância de uma eficiente polimerização das resinas compostas no menor tempo possível impulsiona o desenvolvimento de equipamentos mais eficientes. Nesse estudo, avaliaram a eficiência de duas unidades fotoativadoras, Optilux 500 e Optilux 501 (alta potência), através de testes de dureza Rockwell 15T das resinas Herculite XRV, TPH, Prodigy, Z-250, Tetric Ceram, Vitalescence e Point 4, cada uma delas em 2 diferentes cores, exceto a Point 4. Amostras cilíndricas com 10mm de diâmetro x 2mm de espessura foram confeccionadas, fotoativadas por 40 segundos com Optilux 500 ou por 10 segundos com Optilux 501, e armazenadas a 37°C com 100% de umidade relativa durante 24 horas. A dureza foi determinada na superfície de cada amostra, com um durômetro (4JS184), e os valores obtidos estão na tabela seguinte.

RESINA - COR	OPTILUX 500	OPTILUX 501
Herc. A3/C4	80,7 / 81,3	80,3 / 78,4
TPH A3/C4	82,6 / 81,5	82,4 / 81,6
Prod. A3/C4	80,3 / 78,9	79,2 / 74,9
Z250 A3/C4	84,8 / 82,9	85,2 / 82,5
Tetr. A3/C4	79,4 / 79,3	78,8 / 78,6
Vital. A3/C4	80,2 / 80,8	79,1 / 79,5
Point. A3	80,9	79,4

Os resultados mostram a seguinte seqüência de dureza entre as resinas estudadas a partir da de maior valor: Z-250, TPH, Herculite XRV, Point 4, Vitalescence, Tetric Ceram e Prodigy. A cor da resina composta não teve influência nos resultados. Os 2 aparelhos fotoativadores testados apresentaram desempenho semelhante, mostrando ser o novo modelo, Optilux 501, eficiente e reduzindo o tempo de exposição.

JANDT et al.⁷⁰, em 2000, avaliaram a eficiência de 2 sistemas de fotoativação de resinas compostas, halógeno e LED, analisando a profundidade de cura e a resistência à compressão de uma resina composta (TPH Spectrum, cores A2 e A4) fotoativada durante 40 segundos por uma das unidades. Para medir a profundidade de cura, os espécimes foram confeccionados em número de dez para cada condição, utilizando-se matrizes de aço inoxidável com orifício de 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade. Um aparelho com mostrador digital, ponta penetradora de 0,5mm e peso de 1250 gramas, foi utilizado para fazer as indentações. Para os testes de resistência à compressão, os espécimes foram confeccionados em matrizes de aço inoxidável com orifício de 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade, estocados a 37°C. Seis espécimes para cada uma das duas

cores foram testados após 6 horas, e outros seis espécimes após 72 horas, usando uma máquina Zwick Mechanical Tester, com velocidade de 1mm/min. Os autores verificaram que a lâmpada halógena proporcionou maior grau de polimerização (aproximadamente 20% a mais), provavelmente devido a maior intensidade de luz produzida por esta unidade, quando comparada a unidade à base de LED. No entanto ambas as fontes de luz polimerizaram a espessura mínima de 2 mm exigida pelo ISO 4049, e não foram verificadas diferenças significativas na resistência à compressão das amostras quando fotoativadas com LED ou lâmpada halógena convencional. Os autores afirmam que as unidades fotoativadoras à base de LED parecem ter maior potencial em aplicações clínicas futuras do que as unidades halógenas.

MOMOI et al.⁹⁵, em 2000, estudaram a resistência à abrasão e a dureza superficial de 2 resinas compostas (Herculite XRV e Z-100). Com cada resina foram confeccionadas 9 amostras, que sofreram um processo de abrasão por escovação e dentífrício, para medir a perda de estrutura em micrometros e, também, a dureza Knoop. Os valores obtidos encontram-se na tabela locada a seguir.

RESINA	ABRASÃO (UM)	DUREZA KNOOP
HERCULITE XRV	14,7 + - 5,2	73,1 + - 4,0
Z-100	7,6 + - 0,8	118,6 + - 9,9

Concluíram que a resina Z-100 tem maior resistência à abrasão e dureza Knoop que a Herculite XRV. Observaram também haver uma correlação positiva entre dureza e resistência à abrasão.

NEMA; VILCHEZ; LAFUENTE¹⁰², em 2000, afirmaram que para que as resinas compostas tenham um bom desempenho, quando usadas em restaurações de dentes posteriores, é necessário que apresentem uma alta dureza superficial. Nesse estudo, avaliaram a influência de 3 diferentes tipos de acabamento na dureza superficial de 3 resinas compostas (Amelogem, Herculite e Z-100). Confeccionaram 45 corpos-de-prova com 10mm de diâmetro x 2mm de espessura, 15 com cada resina, subdivididos em grupos de 5 amostras, cada um recebendo um dos acabamentos a seguir: 1- Prismagloss; 2- pontas de silicone da Vivadent; 3- discos de Sof-Lex. Os valores de dureza Vickers (média e desvio-padrão) foram obtidos através de equipamento apropriado (Micromet 2001-Buehler) e compõe a tabela abaixo.

ACAB./ RESINA	AMELOGEN	Z-100	HERCULITE
PRISMAGLOSS	42 (24)	124 (13)	41 (6)
PONTAS DE SILICONA	39 (18)	88 (12)	45 (4)
DISCOS SOF-LEX	48 (14)	122 (18)	50 (8)

Os dados mostraram que a resina Z-100 apresentou maior dureza que as resinas Amelogen e Herculite, estas com resultados semelhantes entre si. O uso das pontas de silicone produziu uma superfície menos dura na resina Z-100 que os outros 2 tipos de acabamento. Os outros grupos não apresentaram alteração nos valores de dureza, independentemente do tipo de acabamento empregado.

REIS et al.¹²⁰, em 2000, estudaram a dureza superficial e a resistência flexional de 3 resinas compostas compactáveis (P-60, Surefil e Alert) e 1 híbrida tradicional (TPH). Para cada material foram confeccionados 10 corpos-de-prova de 10 x 2 x 1mm e armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Após esse período, foram submetidos aos testes de resistência flexional em máquina universal (Kratos) à velocidade de 0,5 mm/min. Para cada resina, 5 fragmentos remanescentes do teste de resistência flexional foram incluídos em resinas acrílicas, lixados e polidos e, a partir destes, a dureza Vickers foi determinada por um microdurômetro (HVM 2000-Shimadzu) com carga de 100 gramas, durante 15 segundos, através de 8 leituras em cada corpo-de-prova. As médias dos valores observados nos testes estão na tabela abaixo.

RESINAS				
Propriedade	P-60	Surefil	TPH	Alert
Dureza Vickers	111,5	107,1	105,8	95,4
Resist. Flexional	176,9	158,3	163,0	137,6

Os resultados mostraram que houve diferença significativa tanto na dureza quanto na resistência flexional entre as resinas P-60 e Alert e que houve correlação positiva entre as 2 propriedades.

SEABRA¹³¹, em 2000, avaliou a profundidade de polimerização de 3 resinas de alta densidade, chamadas de "condensáveis", e sua relação com diferentes tempos de irradiação e fotoativação através do esmalte dentário. Foram analisadas as resinas Alert (A), Solitaire (So), Surefil (Su), e a resina híbrida Z-100 (Z) utilizada como controle. Uma matriz cilíndrica de teflon branco com 10mm de espessura e 5mm de diâmetro foi empregada para a obtenção das amostras. Uma lâminula de vidro de 0,2mm de espessura foi interposta entre a matriz e o guia de luz do aparelho fotoativador XL 2500 (3M), com ou sem a faceta de esmalte, de

1,6mm de espessura, seguida de fotoativação durante 40 ou 80 segundos ($n=5$ /condição). A intensidade de luz da unidade fotoativadora utilizada, aferida através de um radiômetro (Curing Radiometer Model 100, Demetron), foi de 650mW/cm^2 . Imediatamente após a irradiação, a porção da amostra que não sofreu polimerização foi raspada com um instrumento cortante manual. Um dispositivo especial com adaptação de um instrumento rotatório (broca de aço esférica #8), sob peso constante de 320 gramas, foi utilizado para determinar a profundidade da polimerização. A superfície oposta à fonte de luz foi considerada adequadamente polimerizada quando a penetração da broca alcançava resistência semelhante àquela da superfície voltada para a fonte de luz (aproximadamente 75 unidades de dureza Barcol). A obtenção da profundidade de polimerização para os diferentes materiais foi medida através de um espessímetro. As médias encontradas, em milímetros, foram de 8,38 (Z), 7,70 (Su), 7,24 (A) e 4,78 (So) para a condição 40 segundos de fotoativação sem a interferência de esmalte dentário; 5,54 (Z), 5,52 (Su), 4,46 (A) e 2,04 (So) para a condição 40 segundos de fotoativação com a interferência de esmalte; 9,52 (Z), 9,18 (Su), 8,58 (A) e 5,68 (So) para a condição 80 segundos de fotoativação sem a interferência de esmalte; 6,30 (Z), 6,52 (Su), 5,56 (A) e 3,18 (So) para a condição 80 segundos de fotoativação com a interferência de esmalte. Os resultados mostraram que: 1) as resinas de alta densidade comportaram-se da mesma forma que a resina híbrida em termos de profundidade de polimerização; 2) a interposição do esmalte e o tempo de fotoativação interferem na profundidade de polimerização, podendo afetar o grau de polimerização mínimo estabelecido pelos fabricantes.

STAHL et al.¹³⁷, em 2000, baseados em estudos prévios que demonstraram que unidades fotoativadoras à base de LED têm grande potencial para polimerização de materiais resinosos, sem os inconvenientes das de lâmpada halógena, avaliaram a resistência flexional de 3 resinas compostas (TPH Spectrum e Z100, ambas nas cores A2 e A4; e Solitaire nas cores A2 e A3) fotoativadas com uma unidade montada com 27 LEDs (350mW/cm^2) comparada à proporcionada por uma unidade halógena (755mW/cm^2). As amostras, 10 para cada condição, foram confeccionadas em matriz de aço inoxidável com $25\text{mm} \times 2\text{mm} \times 2\text{mm}$, armazenadas em água por 24 horas antes de serem testadas. Os testes foram realizados com uma máquina Lloyd 2000 R. A análise dos resultados demonstrou que, com exceção da resina Solitaire cor A3, todas as resinas fotoativadas com ambas as fontes de luz, LED ou halógena, tiveram valores de resistência flexional acima do

requerido pela ISO 4049. Os autores explicam que esses resultados estão baseados no espectro de luz emitido por ambas as unidades, uma vez que o LED emitiu 2,2 vezes menor intensidade de luz do que a lâmpada halógena. Concluem que as unidades à base de LED parecem viáveis e podem ser de grande utilidade para fotoativação de materiais resinosos.

TANTBIROJN et al.¹⁴⁰, em 2000, realizaram um estudo para avaliar se existe correlação entre duas propriedades das resinas compostas, a dureza superficial e a resistência à fratura. Os autores relatam que determinar a dureza superficial de um material resume-se a um teste de execução simples, e que a resistência à fratura, uma importante propriedade que toda resina deveria ter, implica em um teste de difícil execução para sua averiguação. Caso constatada essa correlação direta entre as duas propriedades, poder-se-ia com novos materiais, testar apenas a dureza, facilitando seu estudo. Nesse estudo, utilizaram uma resina composta (Z-100), com a qual confeccionaram 10 corpos-de-prova por grupo estudado, cilíndricos com 4mm de diâmetro x 7mm de comprimento, fotoativados com diferentes intensidades de luz e tempos de irradiação, assim distribuídos: 1- 100mW/cm² durante 10 segundos; 2- 100mW/cm² durante 20 segundos; 3- 300mW/cm² durante 20 segundos; 4- 300mW/cm² durante 40 segundos; 5- 700mW/cm² durante 60 segundos. A dureza Knoop foi observada em 6 corpos-de-prova nas suas superfícies planas. O teste de resistência à fratura foi realizado em 4 corpos-de-prova que receberam uma fenda na linha média de sua superfície plana, onde era inserido um dispositivo que aplicava a carga até o ponto de fratura, a uma velocidade de 6µm/s. Os testes foram realizados 15 minutos e 24 horas após a confecção das amostras, que ficaram armazenadas em ambiente seco a 37°C. Os valores observados fazem parte da tabela seguinte.

PROPRIEDADE	IDADE	GRUPO1	GRUPO2	GRUPO3	GRUPO4	GRUPO5
DUREZA	15 m.	26,4	36,8	50,3	57,0	60,6
	24 h.	32,3	44,3	60,5	67,2	70,7
RESISTÊNCIA À FRATURA	15 m.	0,61	0,73	0,84	0,94	0,89
	24 h.	0,98	1,08	1,12	1,15	1,11

O coeficiente de determinação entre dureza e resistência à fratura foi de 0,97 para os espécimes com idade de 15 minutos e de 0,90 para os espécimes com idade de 24 horas. Concluíram haver uma grande correlação positiva entre as 2 propriedades testadas.

YAP¹⁵⁹, em 2000, afirma que a análise da profundidade de polimerização pode utilizar formas diretas, como os métodos de raspagem, visual

ou de dureza superficial, ou formas indiretas, como a espectroscopia. Nesse estudo, o autor pesquisou os efeitos da profundidade da cavidade e do tempo de exposição sobre a polimerização de dois materiais restauradores considerados de inserção em bloco único (Ariston pHc e Surefil). As amostras foram confeccionadas em moldes plásticos de 2 a 4mm de profundidade, irradiadas durante 20, 40, 60, 80, 100 ou 120 segundos. Leituras de dureza Knoop foram realizadas nas superfícies de topo e de base. Nos dois materiais não houve diferença da dureza da superfície de topo entre os tempos de fotoativação. Foi observada diminuição da efetividade da polimerização com o aumento da profundidade da cavidade, ao contrário do acréscimo do tempo de exposição. Para os dois materiais, nenhum tempo de fotoativação foi adequado para as profundidades de 3 e 4mm. O autor sugere que, clinicamente, devem ser usados incrementos de, no máximo, 2mm.

KNEZEVIC et al.⁷⁶, em 2001, afirmam que uma polimerização adequada é fator crucial na obtenção de propriedades físicas e desempenho clínico satisfatórios das resinas compostas restauradoras. Declaram que problemas associados com polimerização inadequada incluem propriedades físicas inferiores, solubilidade no meio oral e aumento da microinfiltração com cárie recorrente e irritação pulpar. Nesse estudo, os autores compararam o grau de conversão e o aumento de temperatura de 4 resinas compostas híbridas (Tetric Ceram, Pertac II, Valux Plus e Degufill Mineral – todas de cor A2) fotoativadas com uma unidade halógena convencional Heliolux GTE (600mW/cm² – irradiação contínua por 40s), uma halógena “soft-start” (gradual) Elipar Highlight (100mW/cm² por 10s + 700mW/cm², por 30s) e uma combinação de 16 LEDs com baixa intensidade (12mW/cm², por 40s) conectados a um estabilizador (K.E.R.T. Mod. AT 5D). A intensidade de luz foi determinada através de um radiômetro (Curing Radiometer Model 100, Demetron). Para cada material, o grau de conversão foi verificado utilizando-se um espectrômetro Perkin Elmer FTIR, efetuando-se 5 medições na superfície e a 1mm de profundidade das amostras. O aumento de temperatura foi medido, também, na superfície e a 1mm de profundidade, utilizando-se um multímetro HC-3500T. Os resultados revelaram que unidades halógenas com intensidade de luz até 50 vezes maior que a dos LEDs proporcionaram valores de grau de conversão apenas um pouco maiores e temperatura duas vezes mais alta. A temperatura e o grau de conversão obtidos foram mais elevados na superfície do que a 1mm de profundidade, não importando a fonte de luz utilizada. Os autores concluíram que os resultados obtidos com LEDs de mínima intensidade e

comprimento de onda de 470nm foram promissores, especialmente em relação ao pequeno aumento de temperatura nas amostras de resinas. Ainda afirmam que para assegurar intensidade de luz suficiente para obtenção de valores de polimerização melhores é necessário usar um maior número de LEDs concentrados num mesmo foco.

KURACHI et al.⁷⁹, em 2001, avaliaram a dureza de uma resina composta híbrida (Z100, cor A3) fotoativada com 5 aparelhos experimentais à base de LED e com um aparelho halógeno convencional. Teste de dureza Vickers foi usado para comparar a eficácia de ambas as fontes de luz. Os LEDs experimentais foram montados contendo dois (L2: 25mW/cm²), três (L3: 34mW/cm²), quatro (L4: 46mW/cm²), cinco (L5: 68mW/cm²) e seis (L6: 79mW/cm²) LEDs azuis (Nichia Chemical Industries, Japão). A lâmpada halógena usada como controle emitia em torno de 475mW/cm² (K&M, 200R, São Carlos, Brasil). Amostras foram confeccionadas nas espessuras de 0,35, 1,25 e 1,8mm com auxílio de matrizes metálicas e fotoativadas utilizando-se cada uma das unidades de LED por 20, 40, 60, 120 e 180 segundos, e pela unidade halógena por 40 segundos (n=5/grupo). A microdureza das amostras foi medida usando um aparelho Microhardness Tester (Carl Zeiss, JENA). Três leituras foram feitas em posições aleatórias ao redor do centro da superfície não iluminada. As indentações foram feitas com carga de 50 gramas por 30 segundos. Todas as amostras fotoativadas pelos aparelhos à base de LED tiveram valores de dureza inferiores quando comparados àqueles produzidos pela unidade halógena. O L6 (o LED experimental de maior intensidade de luz) foi o mais eficiente dentre os aparelhos de LED, mas devido a sua baixa intensidade de luz em relação à unidade halógena, necessita de tempos maiores de exposição ou espessura menor de camada de resina para a obtenção de valores de dureza adequados. Mesmo assim, os autores concluíram que os aparelhos à base de LED demonstram ter um futuro promissor.

PEREIRA; PORTO; MENDES¹⁰⁸, em 2001, avaliaram a dureza superficial de uma resina composta híbrida, fotoativada por 3 diferentes sistemas. Os corpos-de-prova foram preparados com a resina composta Charisma, nas cores A1 e C4, utilizando-se matrizes de Teflon contendo uma cavidade interna com 7mm de profundidade, 4mm de comprimento e 3mm de largura. Os sistemas fotoativadores CU-100R (DMC) com emissão contínua de 700mW/cm², e KM-200R (DMC) com emissão escalonada de 450mW/cm² durante 5 segundos, seguida de 600mW/cm² no tempo restante, foram utilizados com tempos de exposição de 40 a

60 segundos. O sistema Kuring Light (Kreativ Incorporation) foi ativado durante 10 segundos nas seguintes formas: *Normal* (800mW/cm² de intensidade contínua), *Boost* (920mW/cm² contínuo: acréscimo de 15% da intensidade de luz *Normal*) e *Ramp* (0 a 700mW/cm²: aumento gradual ou progressivo da intensidade). Os valores de intensidade de luz foram registrados por um radiômetro digital (Cure Rite, modelo 800, EFOS Inc., EUA). Após a fotoativação, os corpos-de-prova foram submetidos à análise de dureza Vickers em cada milímetro de profundidade do material, totalizando 4mm. Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente e revelaram diferenças significativas entre os sistemas de polimerização, os tempos de exposição à luz e as cores da resina composta. Os autores concluíram que: 1) o tempo de exposição à luz de 10 segundos, mesmo associado à alta intensidade de luz, não foi suficiente para promover a completa polimerização da resina composta; 2) os maiores valores de dureza Vickers foram obtidos com os aparelhos C-100R e KM-200R no tempo de exposição de 60 segundos, e a menor dureza foi produzida pelo aparelho Kuring Light, quando o sistema Ramp em 10 segundos foi utilizado; 3) a cor C4 promoveu resultados de dureza Vickers superiores aos da cor A1; 4) a dureza da resina composta foi influenciada pela profundidade do material, pois o 1º e 2ºmm apresentaram melhores resultados do que o 3º e 4ºmm; e 5) esse estudo sugeriu que os sistemas de fotoativação, que prometem polimerizar a resina composta com um tempo até 4 vezes menor do que os sistemas convencionais, não foram capazes de proporcionar uma polimerização efetiva desses materiais.

BURTSCHER; RHEINBERGER²², em 2002, testaram a eficiência dos LEDs e compararam à de lâmpadas halógenas. Os autores afirmam que há aproximadamente 20 anos, a utilização de lâmpadas halógenas na fotoativação de resinas compostas tem sido uma técnica bastante comum. Entretanto, durante os últimos 3 anos, outros tipos de lâmpadas (LED e plasma) surgiram no mercado. Os autores ainda acreditam que, no futuro, haverá uma diminuição no interesse pelas luzes de plasma e, por outro lado, um aumento da utilização dos LEDs pelo fato de o seu espectro encaixar-se perfeitamente no espectro de absorção da canforoquinona, o fotoindiciador mais amplamente utilizado em resinas compostas. Nesse estudo, os pesquisadores utilizaram LEDs com comprimento de onda de 470nm em comparação a luzes halógenas, ambos sendo testados em diferentes intensidades de luz (400, 600, 700 e 800mW/cm²). A resina composta Tetric Ceram de cor A3,5 (Vivadente) foi utilizada para confecção de todos os corpos-de-prova, submetidos a 20 segundos de exposição de luz. A dureza Vickers foi medida na

superfície de topo e nas profundidades de 2 e 3mm. Para efeito de comparação, um outro grupo foi fotoativado por 40 segundos com intensidade de luz de 350mW/cm². Os dados foram analisados por ANOVA, e o nível de significância foi estabelecido a $p=0,05$. Os resultados estão apresentados nas duas tabelas seguintes.

As medidas de profundidade de cura mostraram os seguintes resultados (mm):

INTENSIDADE DE LUZ (mW/cm ²)	LED	HALÓGENA
400	4,80 ± 0,09	4,85 ± 0,07
600	5,07 ± 0,10	5,10 ± 0,09
700	5,30 ± 0,08	5,33 ± 0,08
800	5,46 ± 0,11	5,37 ± 0,12

As medidas de dureza Vickers mostraram os seguintes resultados (N/mm²):

DUREZA VICKERS	LED	HALÓGENA
Topo	597 ± 10	604 ± 11
2mm	563 ± 12	579 ± 18
3mm	439 ± 19	467 ± 20

Através das medidas de profundidade de cura e de dureza Vickers dos espécimes, os autores concluíram que não há diferença estatística na eficiência de polimerização utilizando-se LED ou lâmpada halógena que tenham a mesma intensidade de luz.

CARVALHO²⁴, em 2002, afirma que a descoberta da possibilidade de promover a ativação da reação de presa das resinas com a utilização de luz, inicialmente ultravioleta e depois visível na cor azul, apesar de ter trazido melhoria em algumas qualidades do material e na maior facilidade de sua aplicação, criou um problema decorrente da limitação da penetração da luz em profundidade, o que promove a polimerização mais adequada apenas nos dois ou três milímetros mais superficiais da massa de material, na porção mais próxima à ponta ativa do guia de luz da unidade fotoativadora. Nesse trabalho, a autora avaliou a influência da energia luminosa utilizada na fotoativação de resinas compostas na dureza superficial e no número relativo de radicais livres remanescentes, por meio de testes de dureza Knoop e Espectrometria de Ressonância Paramagnética Eletrônica (RPE). As resinas utilizadas, dois materiais fabricados pela 3M do Brasil (Z100 e Filtek Z250), foram fotoativadas com um aparelho Degulux (Degussa, Alemanha), utilizando-se três combinações entre intensidade de luz e tempo de ativação, tomando-se como base a potência fornecida pelo aparelho fotoativador e o tempo de fotoativação recomendado pelo fabricante das resinas. As formas de fotoativação foram: 1) 600mW/cm² (Z100 durante 40 segundos, e Filtek Z250 por 20 segundos), 2) 300mW/cm² (Z100 durante 80 segundos, e Filtek Z250 por 40

segundos) e 3) 300mW/cm² durante 20 segundos e mais 600mW/cm² com 30 segundos para a Z100, e para a Filtek Z250, 10 segundos. Para cada ensaio de dureza foram preparadas 5 amostras com 5mm de diâmetro e 2mm de espessura. As leituras foram realizadas nas idades de 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês nas superfícies de topo e base. Nos intervalos de tempo, as amostras foram armazenadas tanto em ambiente seco como em água deionizada em estufa a 37°C. Para os ensaios de RPE, foram confeccionadas 3 amostras, para cada condição, sendo que o armazenamento, em função dos requisitos de leitura do equipamento, foi a seco. A análise dos resultados mostrou que: 1) para os grupos armazenados em ambiente seco, de ambos os materiais avaliados, os valores de dureza foram maiores na superfície de topo que na base; 2) para os grupos onde os espécimes tiveram a superfície de topo armazenada em contato com a umidade, os valores de dureza nessa superfície foram menores que na de base, devido ao fenômeno de sorção de água, característica intrínseca do material resinoso; 3) independente da técnica de fotoativação, os valores de dureza aumentam em função do tempo decorrido após a fotoativação; 4) em todas as condições examinadas, a resina Z100, apresentou sempre média de valores de dureza maiores. Em relação ao número relativo de radicais livres, pode-se constatar que: 1) apesar de terem sido utilizados três diferentes tipos de fotoativação, esses forneciam a mesma quantidade de energia para os materiais, o que resultou em comportamentos sem diferenças estatísticas significantes no que diz respeito à liberação de radicais livres; 2) a resina Z100 apresentou, em todas as idades, e em todas as condições experimentais, maior quantidade de radicais livres que a resina Filtek Z250; 3) foi visível o decaimento do número de radicais livres nos dois materiais em função do tempo. A autora concluiu que, apesar de os materiais estudados apresentarem diferenças nos resultados em razão das diferenças de composição entre eles, houve uma correlação inversa entre a evolução da dureza superficial e o número relativo de radicais livres remanescentes, uma vez que, enquanto a dureza tende a aumentar em função do envelhecimento no intervalo de tempo avaliado, inversamente, a quantidade de radicais livres remanescentes sofre uma queda do seu número.

CARVALHO JR.²⁷, em 2002, afirma que a análise das propriedades mecânicas das resinas compostas é um importante fator para a indicação desses materiais nos diversos tipos de restaurações a serem empregados, principalmente quanto ao seu uso em dentes posteriores. Afirma que dentre essas propriedades, a

que mais influi clinicamente na durabilidade das restaurações é o desgaste ou resistência à abrasão, mas também devem ser consideradas a resistência à fratura, a resistência flexional, a resistência à compressão, entre outras. Nesse estudo, o autor avaliou a dureza superficial, a contração de polimerização e a rugosidade de 29 resinas compostas. Foram confeccionadas 3 amostras para cada material, fotoativando-as por 80 segundos, e após 5 minutos determinou-se a dureza Rockwell 30T (dureza inicial). As amostras foram armazenadas em água deionizada a 37°C durante 168 horas (1 semana), quando nova leitura da dureza foi realizada (dureza final). Para avaliação da contração de polimerização, foram confeccionadas 5 amostras para cada material, fotoativadas durante 40 segundos; após 10 minutos removia-se a amostra da matriz, cujo comprimento era medido para se estabelecer a contração inicial ocorrida; os espécimes eram então armazenados em estufa a 37°C, durante 168 horas, quando nova medida era tomada para se determinar a contração final da resina. Os mesmos corpos-de-prova utilizados nos testes de dureza, após desgaste com lixas de papel até a de n.º 1.500, foram analisados num rugosímetro. A partir dos resultados obtidos, o autor conclui que: 1) todas as resinas mostraram aumento da dureza e da contração de polimerização, da medição imediata para a com 168 horas; 2) analisando-se as três características, simultaneamente, as resinas que apresentaram os melhores resultados foram a Z-100 e a P-60, enquanto as de pior desempenho foram a Solitaire e a Helioprogress.

DI LORENZO et al.⁴³, em 2002, determinaram o grau de conversão de uma resina composta usando uma unidade fotoativadora halógena e duas à base de LED. Trinta e duas amostras de 4mm foram confeccionadas com o compósito Z100 (3M) de cor A-4, divididas em oito grupos, fotoativadas por 10 ou 40 segundos, usando a unidade halógena Caulk Spectrum 800 regulada a 300 e 600mW/cm² e duas unidades à base de LED: NOVA (Curing Technologies Incorporated) e VersaLux (CENTRIX Inc). Os valores de grau de conversão foram determinados através da porcentagem das duplas ligações de carbono presente antes e depois da fotoativação. Os dados foram analisados por ANOVA e teste de TUKEY. Conclui-se que, sob as condições desse experimento, não houve diferença no grau de conversão produzido pelas unidades NOVA LED e halógena a 600mW/cm², durante o tempo de 40 segundos. A unidade VersaLux LED não foi efetiva na polimerização da resina composta usada, mesmo com o tempo de 40 segundos. Ademais, verificou-se que o grau de conversão foi afetado tanto pelo tempo de fotoativação quanto pela intensidade de luz.

DIALANI; SUNG; CAPUTO⁴⁴, em 2002, afirmam que unidades fotoativadoras à base de LED têm sido consideradas alternativas às halógenas devido ao estreito comprimento de onda, baixa produção de calor e por proporcionarem uma polimerização mais completa das restaurações de resinas compostas. Nesse estudo, determinaram a profundidade de cura de uma resina composta híbrida (Herculite XRV, Kerr) fotoativada por uma unidade à base de LED (NOVA, Curing Technology Inc) comparada à profundidade produzida por uma unidade halógena (Coltolux - 4, Coltene Whaledent). As amostras foram confeccionadas em matrizes destacáveis de acrílico escuro contendo um orifício de 6mm de diâmetro por 6mm de profundidade. Cada amostra foi fotoativada por 20, 40 ou 60 segundos, com LED ou lâmpada halógena, num total de 5 amostras por condição. As matrizes foram destacadas e os espécimes aplainados e polidos com lixas de papel. A dureza Vickers foi medida a cada milímetro na superfície de topo e lateralmente. Os resultados foram analisados estatisticamente e mostraram que com o mesmo tempo de fotoativação o LED com intensidade de 236mW/cm^2 produziu maior dureza que a unidade halógena com intensidade de 570mW/cm^2 . Com 20 segundos de fotoativação, utilizando-se ambas as unidades, foram obtidas profundidades de cura insuficientes (menores que 2mm). Com 40 e 60 segundos, a profundidade de cura produzida pelo LED foi de 3mm, enquanto a produzida pela unidade halógena foi de 2mm. Com ambas unidades, não houve diferença significativa na profundidade de cura com 40 e 60 segundos.

DUNN; BUSH⁴⁵, em 2002, compararam a eficiência de duas unidades fotoativadoras à base de LEDs (LumaCure e Versalux, ambas montadas com 7 LEDs e 150mW/cm^2 de intensidade de luz) com duas unidades à base de lâmpada halógena (Optilux 400 e Optilux 501, com 900mW/cm^2 e 1030mW/cm^2 , respectivamente). As intensidades de luz dos aparelhos foram verificadas previamente e durante o experimento com radiômetro comercial (Demetron 100, Demetron Research Corp.). Através de teste de dureza Knoop (M-400-G2, LECO), três indentações por superfície (topo e base), com carga de 100 gramas durante 10 segundos, foi avaliado o grau de polimerização de dois tipos de resinas compostas: uma híbrida (Z250) e outra de micropartículas (Renamel). Com cada resina foram confeccionados espécimes de 2mm de espessura e 8mm de diâmetro fotoativados por uma das unidades durante 40 segundos. Para o cálculo dividiram-se os valores de dureza da base pelos valores de dureza de topo e multiplicou-se o resultado por 100. A análise dos resultados demonstrou que, independente da unidade

fotoativadora utilizada, a resina híbrida apresentou sempre valores mais altos de dureza. As unidades do tipo halógena propiciaram maiores valores de dureza que as unidades à base de LEDs, tanto na superfície de topo quanto na de base. Comparando-se todas as combinações de tipo de resina e luz, detectaram-se diferenças significantes para todas as superfícies, mas não para todas as porcentagens; ou seja, apesar de os valores de dureza de superfície para ambos os tipos de resina serem inferiores para as unidades à base de LED, em relação às de lâmpada halógena, os resultados da porcentagem (base/topo x 100) sozinhos não foram capazes de identificar isso. Os autores concluíram que seria conveniente a montagem de unidades fotoativadoras com mais LEDs ou com LEDs mais potentes, para assegurar adequada polimerização dos materiais resinosos.

FAN et al.⁴⁷, em 2002, afirmaram que vários fatores afetam a polimerização das resinas fotoativáveis: a composição do material, tipo e concentração do fotoiniciador, quantidade de pigmentos opacificadores, a faixa do comprimento de onda e a intensidade da luz ativadora, a distância da ponta do guia de luz do aparelho fotoativador até a resina e, também, o tempo de irradiação. Relatam que, embora os fabricantes determinem a composição do material e o tempo de irradiação necessário para fotoativá-lo, raramente oferecem informações a respeito do comprimento de onda e intensidade de luz que devem ser usados para cada material. Como resultado, nós precisamos determinar os fatores que afetam a fotoativação e a polimerização das resinas compostas, e verificar como esses fatores influenciam a profundidade de cura desses materiais. Os autores ainda citam que existem vários radiômetros projetados para uso odontológico e que vários pesquisadores fazem uso desse equipamento para medir a intensidade de luz das unidades fotoativadoras. Alertam que a profundidade de cura das resinas compostas diminui com a diminuição da intensidade da luz ativadora e citam uma série de métodos existentes para comprovar essa informação, tais como: testes de dureza, mudança de translucidez, conversão de duplas ligações, interação com tinturas, imagem através de ressonância magnética nuclear e testes táteis. Nesse estudo, os autores verificaram a profundidade de cura de 21 resinas compostas (de várias cores e 5 diferentes marcas) testadas de acordo com o método descrito pela ISO 4049 (2000) para resinas compostas fotoativáveis. Assim, para fotoativar as amostras, foi utilizada uma unidade fotoativadora à base de lâmpada halógena (Optilux 400, Demetron) ajustada para emitir intensidade de luz de 300mW/cm² com comprimento de onda numa faixa de 400 a 515nm. Para a confecção de cada

espécime, foi usada uma matriz de aço inoxidável, com orifício interno de 6mm de profundidade e 4mm de diâmetro, colocada sobre uma lâmina de vidro coberta por uma fina tira de poliéster (0,05mm de espessura). Sobre a matriz totalmente preenchida com uma das resinas, uma segunda tira de poliéster era colocada e, com outra lâmina de vidro, pressionada para remover o excesso de material e promover uma superfície plana. Em seguida, as duas lâminas de vidro (a da superfície de topo e a da superfície de base) eram removidas e o conjunto (matriz preenchida, entre duas tiras de poliéster) posicionado sobre um filtro de papel branco. A resina era, então, irradiada pelo tempo recomendado pelo seu fabricante, com a ponta do guia de luz em contato com a tira de poliéster posicionada na superfície de topo. Imediatamente após a irradiação, a amostra era removida da matriz, e a porção de resina não polimerizada da superfície de base (oposta à fonte de luz) da amostra removida através de raspagem manual com uma espátula plástica. A profundidade de cura de cada espécime foi definida como 50% do seu comprimento, medido através de um paquímetro com precisão próxima de 0,01mm. Cinco amostras foram confeccionadas com cada resina selecionada. Os autores aplicaram o critério de seleção ISO para profundidade de cura, a fim de determinar se as amostras encontravam-se no padrão ISO para serem testadas; esse critério de seleção requer que as 3 primeiras amostras tenham, no mínimo, 1,5mm de profundidade de cura; assim, quando os valores da média da profundidade de cura não se encontravam nesse critério usando o tempo de irradiação recomendado pelo fabricante da resina, os autores preparavam amostras adicionais, aumentando em 2 vezes o tempo recomendado e determinavam a profundidade de cura usando os mesmos métodos descritos acima. Os resultados mostraram que 13 resinas (62%) encontravam-se no padrão ISO para profundidade de cura (1,5mm), enquanto seis, das oito resinas remanescentes, alcançaram esse padrão quando o tempo de irradiação recomendado pelo respectivo fabricante foi aumentado em 2 vezes. Os autores concluem que unidades fotoativadoras com intensidade de luz de 300mW/cm^2 parecem ser eficientes para polimerizar a maioria das resinas compostas, quando são usados tempos apropriados de irradiação que, em alguns casos, devem ser maiores que o recomendado pelos fabricantes. Alertam os dentistas para que verifiquem a profundidade de cura de uma resina composta como medida padrão, e que chequem, periodicamente, a profundidade de cura do material que está utilizando no consultório para confirmar o desempenho do material e da unidade fotoativadora utilizada.

GAUDET; BURGUESS; LI⁶⁰, em 2002, examinaram a eficiência de duas unidades fotoativadoras à base de LED (Luxomax e Free Light) e uma halógena (Optilux 501) na polimerização de 3 resinas compostas. Amostras retangulares de 8mm de profundidade e 4mm de largura foram confeccionadas utilizando matrizes destacáveis, com as resinas Synergy, Sculpt-It ou Z250, cor A-2, cobertas por uma tira de poliéster, fotoativadas por 20 segundos e armazenadas por 1, 24 e 48 horas em ambiente escuro. Indentações foram feitas de 1 em 1 milímetro tanto na superfície de topo quanto lateralmente em direção ao material não polimerizado para verificação da dureza Vickers. A profundidade de cura foi definida como a de 80% do valor da dureza na superfície de topo. Após análise dos resultados, os autores concluíram que unidades fotoativadoras à base de LED polimerizam incrementos de 2mm de compósitos, mas produzem menor profundidade de cura que aqueles à base de lâmpada halógena.

HARADA; CAPUTO; MITO⁶², em 2002, investigaram o efeito da fotoativação com LED sobre a microinfiltração em restaurações de resina composta. Restaurações MO e DO foram confeccionadas em molares humanos extraídos e fixados em blocos acrílicos. Todas as cavidades preparadas foram tratadas com sistema adesivo Prime & Bond NT (Dentsply/Cauk). Num primeiro grupo, contendo metade das cavidades, o agente adesivo foi fotoativado por uma unidade à base de LED (Versalux, Centrix), e os dentes foram então restaurados com as resinas Herculite XRV (Kerr/Sybron) ou com Surefill (Caulk) e, posteriormente, fotoativadas pela mesma unidade. Para comparação, a outra metade das cavidades passou pelos mesmos processos mudando-se apenas a unidade de fotoativação para halógena (Spectrum 800, Dentsply/Caulk). Os dentes restaurados foram termociclados entre 5º e 55ºC por mil ciclos, imersos em corante e analisados com aumento de 20 vezes para verificar a ocorrência de infiltração. Cinco margens foram examinadas para cada restauração: duas oclusais, duas proximais e uma gengival. Os dados foram estatisticamente analisados e os autores concluíram que não houve diferença significativa na infiltração marginal das restaurações, para os dois tipos de resinas utilizadas, quando da utilização de unidades à base de LED ou halógena.

KUNZELMANN; HIEBSCH; HICKEL⁷⁸, em 2002, avaliaram a força de contração de polimerização de uma resina composta híbrida (Tetric Ceram) fotoativada com uma unidade de LED (Elipar Freelight) e uma halógena (Elipar Trilight), utilizando-se de diferentes intensidades e modos de fotoativação (padrão e

exponencial). Utilizou-se uma máquina de teste (Stress-Strain-Analyzer, KUNZELMANN et al.1999) para medir a força de contração de polimerização, e os valores foram analisados por ANOVA e TUKEY. Através dos resultados, os autores afirmaram que uma menor força de contração está relacionada a um menor grau de polimerização.

LEONARD et al.⁸¹, em 2002, afirmaram que unidades fotoativadoras à base de lâmpada halógena são as mais comumente usadas em dentística; no entanto, com o uso contínuo, há uma diminuição da intensidade de luz devido à degradação do bulbo halógeno e do filtro interno. Afirmaram também que outras tecnologias têm sido defendidas, tais como arco de plasma e laser, e que a literatura recente sugere que os diodos emissores de luz (LEDs), especificamente os de nitreto de gálio (LEDs azuis), oferecem outro meio de polimerizar materiais fotossensíveis. Citam duas vantagens dos LEDs: produzem um espectro de luz que corresponde ao espectro de absorção da canforoquinona (fotoiniciador) sem a necessidade de um filtro e também têm uma vida útil de milhares de horas sem redução da intensidade de luz. Tendo por objetivo determinar a eficiência de duas unidades à base de LED comercialmente disponíveis (LumaCure e VersaLux) e outra com combinação LED/halógena (ZAP Dual Curing Light) para polimerização adequada de dois tipos de resinas compostas (Silux Plus [microfill], Z100 [híbrida]), os pesquisadores utilizaram uma matriz com orifício de 8mm de diâmetro por 2mm de profundidade para preparar 5 espécimes para cada combinação de tempo de exposição, tipo de resina e unidade fotoativadora. Após 24 horas mediram a dureza Knoop (KH) de cada lado de cada espécime, calcularam a média e determinaram uma porcentagem de KH base/topo com o valor de, no mínimo, 80% para indicar uma polimerização satisfatória. Os resultados mostraram que para obter tal polimerização foram necessários os tempos de exposição a seguir: para ZAP, 39s (Z100) e 83s (Silux Plus); para LumaCure, 53s (Z100) e 10s (Silux Plus); e para VersaLux, 61s (Z100) e 131s (Silux Plus). Os autores concluíram que as unidades à base de LED e a com combinação LED/halógena utilizadas nesse estudo necessitaram, para polimerizar adequadamente as resinas compostas híbrida e microfill, maiores tempo de exposição do que a maioria das unidades à base de lâmpada halógena.

MOORE et al.⁹⁷, em 2002, avaliaram o espectro emitido por 3 unidades fotoativadoras à base de LED: CoolBlue (C), Versalux (V) e Freelight (FL), e a dureza superficial e a profundidade de cura de 9 resinas compostas: Point 4 (P4),

Kerr; Tetric Ceram (TC), Ivoclar; Z250 (Z), 3M; Durafill (D), Kulzer; Heliomolar (HM), Ivoclar; Silux Plus (S), 3M; Flow-It (F), Jeneric-Pentron; Renew (R), Bisco e Micronew (M), Bisco. A unidade halógena Highlight (ESPE) foi usada como controle. Todas as unidades foram utilizadas no modo padrão com um tempo de exposição de 40 segundos. Os espectros emitidos foram medidos pelo espectrômetro Ocean Optics S1000. Quatro medidas de microdureza Knoop (200g) foram feitas na superfície de topo e de base, em 3 corpos-de-prova com 2mm de espessura, e a polimerização adequada ficou definida quando a razão dos valores de dureza base/topo fossem maiores que 80%. Testes de Dunnett foram usados para comparar a dureza dos corpos-de-prova do grupo de controle com aquela das amostras fotoativadas pelas unidades à base de LED. Os resultados mostraram que os espectros dos LEDs foram semelhantes e consistiam de um pico simples, em torno de 460nm, com variação de 30nm para mais ou para menos. Por outro lado o espectro da unidade halógena estendeu-se de 380 a 530nm com máxima muito ampla variando entre 420 e 500nm. O espectro de absorção pela canforoquinona tem seu pico em torno de 468nm com variação de 60nm para mais ou para menos. As resinas P4 e M, quando fotoativadas com LED, apresentaram uma dureza de superfície significativamente menor do que quando do uso da unidade halógena. Quando fotoativadas com a unidade halógena, uma profundidade de cura de 2mm foi alcançada com a maioria das resinas, exceto D, H, S e F. A mesma profundidade de cura foi obtida pela resina Z quando fotoativada por qualquer uma das unidades de LED, pela R quando fotoativada por FL e pela M quando fotoativada por C. Os autores concluíram que com uma exposição de 40s as unidades de LED não proporcionaram uma profundidade de cura de 2mm em 8 das resinas analisadas. Entretanto, quando fotoativadas com a unidade halógena, o mesmo aconteceu com apenas 4 das resinas. Ainda segundo os autores, esses dados sugerem que maiores tempos de exposição podem ser necessários quando do uso dos LEDs.

MUNOZ et al.⁹⁸, em 2002, através da avaliação da dureza Knoop, compararam o grau de polimerização de 3 marcas de resinas compostas, (Z250, 3M/ESPE; Esthet-X, L.D. Caulk/Dentsply e Point 4, Kerr, nas cores B1 e C4), utilizando para fotoativá-las uma unidade halógena (800mW/cm²) e uma unidade à base de LED (375mW/cm²). Os autores afirmaram que esta última apresenta a vantagem de ser portátil e gerar menos calor. Cada espécime foi confeccionado utilizando-se uma matriz com orifício de 6mm de diâmetro por 6mm de

profundidade, colocada sobre uma placa de vidro, onde cada uma das resinas foi inserida e fotoativada por uma das unidades durante 40s. A dureza Knoop imediata da superfície de topo das amostras foi medida por um aparelho Leco M-400 H1. Os espécimes foram então seccionados, polidos e as medidas de dureza feitas a 0,5, 2,4 e 6mm de profundidade. Os resultados demonstraram que, no geral, a unidade halógena produziu valores de dureza Knoop ligeiramente mais elevados do que a unidade de LED, exceção feita à Esthet-X na cor C4, na qual os valores proporcionados pelo LED foram maiores. Todos os materiais tiveram valores de dureza Knoop de 50 ou mais a 2mm de profundidade, com exceção da Point 4 na cor C4 que teve a menor profundidade de polimerização. Dentre outras conclusões, os autores afirmam que a unidade de LED, com menos da metade da potência da unidade halógena, é capaz de produzir profundidades de polimerização aceitáveis para todos os compósitos.

MUNOZ et al.⁹⁹, em 2002, avaliaram a capacidade de adesão de vários adesivos dentinários, fotoativados por uma unidade à base de LED (Elipar Free Light, 3M/ESPE), através de teste de resistência ao cisalhamento. Foram utilizados quatro adesivos disponíveis comercialmente, a saber: Prompt-L-Pop (LP1) (3M/ESPE), Prime & Bond NT (Caulk/Dentsply), Optibond Solo+ (Kerr) e Single Bond (3M/ESPE); e uma formulação experimental de Prompt-L-Pop (LP2) (3M/ESPE). Para realizar o experimento, dentes foram seccionados longitudinalmente e fixados em acrílico com a face vestibular ou lingual exposta. As superfícies expostas foram aplainadas, polidas com lixa 600, condicionados com um dos agentes adesivos (seguindo a orientação de cada fabricante) e fotoativadas por 40 segundos. Uma resina composta (Filtek Z250, 3M/ESPE) foi então aplicada. Um grupo foi testado após 10 minutos, enquanto um outro foi armazenado a 37° C por 14 dias, termociclado por 2000 ciclos e então testado. A força de cisalhamento foi medida por uma máquina MTS Universal a uma velocidade de 1mm/min e expressa em MPa. Após análise dos resultados, os autores concluíram que o uso de LED é uma alternativa viável para polimerizar adesivos e compósitos.

NOMOTO; HIRANO¹⁰⁵, em 2002, avaliaram a eficiência de 3 diferentes fontes de luz na polimerização das resinas compostas Clearfil AP-X (Kuraray), Z100 e Z250 (3M). As unidades fotoativadoras testadas foram: 1) arco de plasma (Apollo 95E Elite, 1027mW/cm², DMD) por 3, 6 e 9 segundos; 2) LED (LuxOMAX, 98mW/cm², AKEDA dental) por 40 e 60 segundos; e 3) halógena (NEW Light VL II, 377mW/cm², GC) por 20 segundos. O grau de conversão foi calculado através das

variações do número de duplas ligações, em diferentes profundidades, observadas por meio do espectro de transmissão por infravermelho da resina, através do aparelho FTIR equipado com uma unidade microscópica. Os autores concluíram que os tempos de irradiação necessários para se obter um grau de conversão comparável ao da unidade halógena por 20 segundos foram: 6 segundos para o arco de plasma e 60 segundos para o LED. O comprimento de onda da luz emitida pela unidade halógena teve amplitude entre 400 e 500nm, enquanto o comprimento de onda da luz emitida pelo arco de plasma e pelo LED teve uma amplitude mais adequada para a polimerização, entre 450 e 490 nm.

PFEIFER et al.¹¹⁰, em 2002, examinaram a eficiência de diferentes métodos de fotoativação através da determinação da dureza Vickers (VHN) de restaurações com compósito (Tetric Ceram, Vivadent) de diferentes cores (A1 e D3). Molares humanos extraídos foram utilizados para confeccionar 40 restaurações oclusais com margens localizadas em esmalte e profundidade de 3,5mm. Dez espécimes por grupo foram fotoativadas em incremento único por uma unidade halógena (Elipar TriLight, 3M/ESPE) ou uma unidade à base de LED (Elipar FreeLight, 3M/ESPE) e armazenados em água deionizada em ambiente escuro por 24 horas numa temperatura de 37°C. Todos os espécimes foram então seccionados por uma serra diamantada em baixa velocidade e a dureza Vickers foi determinada a 3mm de profundidade da restauração. Após análise estatística, os autores verificaram que o uso do LED resultou em valores de dureza Vickers significativamente maiores (71,3) do que com o uso de unidade halógena (63,4) com o compósito de cor mais clara (A1). Com a cor mais escura (D3) não houve diferença significativa nos valores de dureza produzidos pelas unidades utilizadas (59,7 e 61,5, respectivamente). A dureza das restaurações de cor mais clara (A1 - 71,3 VHN), comparada à de cor mais escura (D3 - 59,7 VHN), foi significativamente maior com Elipar FreeLight, enquanto não houve diferença significativa entre VHN das restaurações de diferentes cores usando Elipar TriLight (63,4 e 61,5, respectivamente). Os autores concluíram que a eficiência da polimerização das restaurações de compósito com diferentes cores, usando-se para fotoativá-las unidade a base de LED, foi igual ou melhor do que a polimerização produzida pela unidade halógena convencional.

PORCHE; BURGESS; LI¹¹⁵, em 2002, examinaram a eficiência de duas unidades fotoativadoras, uma à base de LED (Luxomax) e outra halógena (Optilux 501, Demetron), na polimerização de 4 resinas compostas (Charisma-Kulzer,

Durafil-Kulzer, Encore-Centrix, Z250-3M/ESPE). Utilizando-se matrizes destacáveis de Teflon, foram confeccionadas amostras de 8mm de profundidade e 4mm de largura com cada uma das resinas, fotoativadas por 20 ou 40 segundos e armazenadas em ambiente escuro durante 1 hora, 24 horas e 14 dias. Para verificação da dureza Vickers, indentações foram feitas, de 1 em 1mm, tanto na superfície de topo quanto lateralmente em direção ao material não polimerizado. A profundidade de polimerização foi definida como a de 80% do valor da dureza na superfície de topo. Após análise dos resultados, os autores concluíram que a unidade a base de LED proporciona menor profundidade de polimerização que a unidade halógena de alta intensidade de luz, no entanto polimeriza incrementos de compósitos de até 2mm de profundidade.

RUEGGBERG; MOSS¹²⁸, em 2002, testaram o grau de conversão de uma resina composta híbrida (Herculite XRV) usando para fotoativá-la unidades à base de LED: CoolBlu (10 segundos) e Apollo e Light (9 segundos - modelo de cura rápida); e outras fontes de luz: unidade halógena Optilux 501 (40 segundos) e arco de plasma Power PAC (10 segundos). As amostras polimerizadas foram armazenadas por 24 horas e o espectro infravermelho analisado através de um aparelho FTIR. O grau de conversão foi determinado usando a proporção de absorção C=C de cadeias alifáticas para aromáticas nas condições polimerizadas e não polimerizadas. Após análise dos resultados, usando como controle os valores obtidos com a unidade halógena Optilux 501 (40 segundos), os autores concluíram que todos os valores de conversão, em profundidades semelhantes, foram inferiores àqueles do controle, exceto os de superfície de topo para PAC, o qual foi maior. As unidades de LED não forneceram valores de conversão semelhantes aos valores obtidos com as unidades halógena e arco de plasma, quando usados de acordo com as instruções do fabricante.

SANTOS; SILVA E SOUZA JR; MONDELLI¹²⁹ em 2002, publicaram um artigo sobre novos conceitos relacionados à fotoativação das resinas compostas, onde salientam que esses materiais continuam sendo a opção mais utilizada quando a estética é primordial e que, apesar do constante aprimoramento, ainda apresentam alguns inconvenientes tais como sensibilidade pós-operatória, desgaste, contração de polimerização e infiltração marginal. Afirmam que, recentemente, novos conceitos relacionados à polimerização gradual, mediante o uso da redução inicial da intensidade de luz, têm resultado em melhor adaptação marginal, aliados à manutenção das propriedades mecânicas do material. Ainda

declaram que diversos tipos de aparelhos fotoativadores, que se diferenciam pelos tipos de fonte de energia, variação na faixa do comprimento de onda, tipo de pulso e intensidade de luz, têm sido lançados no mercado com o intuito de permitir diferentes métodos de fotoativação. Nesse trabalho, os autores apresentam, mediante uma revisão de literatura, os principais fatores relacionados à contração de polimerização, tais como intensidade de luz, métodos de fotoativação e fonte de energia, e as técnicas disponíveis para minimizar seus efeitos. Os autores afirmam que, nos últimos 30 anos, os dentistas utilizaram fontes de luz ultravioleta e lâmpada halógena para fotoativar resinas compostas e, que atualmente, os aparelhos à base de lâmpada halógena (quartzo tungstênio halogênio – QTH) são os tradicionalmente utilizados para a polimerização desses materiais. No entanto, a maior parte da energia luminosa produzida pela fonte de QTH é de raios infravermelhos (95%), os quais são responsáveis pela produção de calor. Para reduzir os raios indesejáveis, são utilizados filtros nos aparelhos, afim de que os raios produzidos fiquem restritos à faixa de luz visível (5%), com o comprimento de onda na faixa de 400 a 500nm, responsável pela ativação da canforoquinona (CQ). O filtro é o componente mais caro do aparelho e degrada-se com o uso, deixando passar mais raios infravermelhos, gerando aquecimento do dente e da gengiva, podendo causar prejuízo tecidual e desconforto para o paciente. A vida útil da fonte de QTH pode alcançar até 40 horas de uso, e a utilização de um radiômetro é importante para avaliar a potência da emissão de luz. Mais recentemente, surgiram novos aparelhos fotoativadores com outros tipos de fontes de luz, como a de arco de plasma de xenônio, de alto potencial elétrico (2400mWcm^2 , numa faixa de 450 a 500nm), cujo espectro de energia é mais amplo, incluindo a geração de raios infravermelhos, ultravioleta e luz visível. Outro tipo de fonte de luz usada é a de laser de argônio, que produz fótons que permanecem sempre na mesma frequência e não divergem, o que permite uma grande concentração de energia numa pequena área, tem baixa capacidade de produzir raios infravermelhos, o que gera menos calor para o dente. Com essa diversidade de fontes geradoras de energia, torna-se necessário que os fabricantes informem o tipo de fonte de luz, a faixa do espectro do comprimento de onda e os ciclos de fotoativação oferecidos pelos aparelhos, acontecendo o mesmo com as resinas compostas, pois apesar de a canforoquinona ser o fotoiniciador mais comum, outros tipos podem ser utilizados e podem não corresponder ao mesmo espectro de onda oferecido pelo aparelho. Os autores também se referem à quantidade de energia necessária para fotoativar a

resina composta, pois já se comprovou que diferentes marcas de resina composta necessitam de valores distintos de energia para obter a sua polimerização ideal, obtendo assim uma ótima taxa de conversão, fator importante para as propriedades finais da restauração. Para o cálculo dessa energia necessária deve-se multiplicar a potência da fonte de luz (mW/cm^2) pela duração do tempo de irradiação, em segundos, sendo expressa em $\text{Joules}/\text{cm}^2$ (J/cm^2). Os autores ainda sugerem que as resinas compostas passem a apresentar rotineiramente em suas embalagens a energia ideal para a sua ativação, bem como a faixa do comprimento de onda necessária para ativar o iniciador.

SILVA; ARAÚJO; FRANCISCONI¹³⁴, em 2002, compararam a técnica de fotoativação contínua com uma seqüencial, em duas etapas, começando com baixa intensidade de luz seguida de uma intensidade maior, utilizando duas resinas compostas. A interferência dos métodos de fotoativação foi analisada quanto à formação de fendas marginais e, através de teste de dureza Vickers, quanto ao grau de polimerização. Paralelamente, foi verificada a viabilidade de um método simplificado de moldes de polivinilsiloxana para a medida das fendas. Foram mensuradas as fendas marginais formadas na interface de restaurações com a dentina, usando as resinas compostas Z-100 e Solitaire, em cavidades cilíndricas de molares humanos recém-extraídos, através de microscopia óptica, feita diretamente nesses espécimes e, indiretamente, nos moldes. Os autores concluíram que as fendas marginais foram menores e a dureza no topo foi maior, quando se utilizou a ativação seqüencial, com intensidade inicial de $180\text{mW}/\text{cm}^2$ por 20 segundos, seguida de $650\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40 segundos; a resina Z-100 teve o melhor desempenho com relação às fendas e à dureza Vickers tanto no topo quanto na base; na espessura de 2mm, ambas as resinas mostraram valores médios de dureza menores na superfície de base que na de topo; finalmente, a técnica indireta, com a utilização dos moldes, para as medidas, foi considerada viável uma vez que os resultados obtidos com ela foram coincidentes com os da técnica direta.

WANG; PEREZ¹⁵¹, em 2002, avaliaram a dureza Vickers da resina composta híbrida TPH Spectrum (Dentsply/Caulk), nas cores A2 e A4, fotoativada por diferentes unidades à base de LED a saber: Luxomax (Akeda Dental A/S), CoolBlu (Dental System Internacional), Apollo e Light (DMD) e Experimental LED Light (Dentsply Caulk), comparando-as com uma unidade halógena Spectrum 800 (Dentsply Caulk). A intensidade de luz de tais unidades foi medida por um

radiômetro Demetron (Demetron). Amostras com 6mm de diâmetro e 2mm de espessura, cinco para cada condição, foram preparadas em uma matriz de Teflon, fotoativadas por 10 segundos, exceto o grupo de Apollo e Light (9s). A dureza Vickers da superfície de topo e de base foi medida imediatamente após a fotoativação utilizando-se o aparelho LM700AT Digital Microhardness Tester (LECO Corp.). Após análise dos resultados, os autores concluíram que as unidades de LED com maiores intensidades de luz aumentam significativamente a dureza Vickers do compósito na superfície de base. A unidade Experimental LED Light, possuindo a maior intensidade de luz, mostrou a maior eficiência de fotopolimerização por um mesmo período de tempo.

ANTUNES et al.⁵, em 2003, avaliaram a influência do tipo de unidade fotoativadora, halógena e LED, na microdureza de duas resinas compostas (A110 e Z250, 3M). Para a confecção dos espécimes foi utilizada uma matriz de aço com perfurações padronizadas e um tempo de fotoativação de 40s. As resinas foram inseridas em incremento único e fotoativadas utilizando aparelhos convencionais [XL3000, 3M a 550mW/cm² (XL) e Jetlite 4000, JMorita a 1200mW/cm² (JL)] ou LEDs [Oplight LD, Gnatus (OL) e Light 3000, Clean Line (LI)], resultando nos seguintes grupos (n=10): A1- A110+XL; A2- A110+JL ciclo constante; A3- A110+JL ciclo modulado; A4- A110+OL; A5- A110+LI; Z1- Z250+ XL; Z2- Z250+JL ciclo constante; Z3- Z250+JL ciclo modulado; Z4- Z250+OL; Z5- Z250+LI. A dureza Vickers da superfície foi avaliada com um microdurômetro (FM-700, Future-Tech), aplicando-se uma carga de 50g por 10s. Os testes de ANOVA e Tukey ($\alpha=5\%$) foram utilizados para cada tipo de resina, obtendo-se valores de $p=0,00$, para ambos os materiais. As médias (+dp) para a A110 foram: A5: 25,7 ($\pm 1,7$); A4: 31,3 ($\pm 0,9$); A1: 36,7 ($\pm 1,6$); A3: 38,0 ($\pm 1,9$); A2: 38,5 ($\pm 1,9$); para Z250: Z5: 43,2 ($\pm 5,9$); Z4: 61,2 ($\pm 2,4$); Z1: 67,3 ($\pm 1,2$); Z2: 71,4 ($\pm 3,3$); Z3: 75,4 ($\pm 2,0$). Os autores concluíram que, para ambas as resinas, os aparelhos LEDs resultaram em menores valores de dureza que os convencionais. Para a A110, as variações na intensidade de luz entre XL e JL não resultaram em diferenças na dureza. Para a Z250, o JL em ciclo modulado resultou numa maior dureza que o XL.

BARROS et al.¹², em 2003, avaliaram a dureza superficial e tração diametral em uma resina composta restauradora (Z250, 3M/ESPE), fotoativada por 4 diferentes modos e imersos em dois diferentes meios. Corpos-de-prova foram, aleatoriamente, preparados e polimerizados de acordo com os grupos experimentais (C- convencional: 550mW/cm²/30s; S- "soft start": 300mW/cm²/10s +

550mW/cm²/20s; A- alta intensidade: 1.060mW/cm²/10s; e P- “pulse delay”: 550mW/cm²/1s + 60s sem luz + 550mW/cm²/20s) e armazenados por 24 horas em um dos dois meios de imersão (água e etanol). Após a confecção dos corpos-de-prova, realizaram-se os testes de dureza (D) e tração diametral (T). Os resultados (ANOVA e teste de Tukey: $p < 0,05$) mostraram que, para T, não houve diferenças estatísticas significativas para os modos de fotoativação estudados, porém as amostras imersas em etanol apresentaram valores menores de T, com diferença estatística para as amostras imersas em água, independente do modo de fotoativação. Para o teste de D, C apresentou maior valor, com diferenças estatísticas para P, nos grupos imersos em água. Para as amostras imersas em etanol, C e P apresentaram maiores médias de D, diferentes estatisticamente de A. Os autores concluíram que o modo de polimerização convencional pode estar associado a altos valores de dureza e tração diametral, e o meio de imersão pode alterar as propriedades físicas dos compósitos.

BENNETT; WATTS¹⁴, em 2003, avaliaram o efeito da cor da resina composta sobre a profundidade de cura, utilizando diferentes cores de 2 compósitos de um mesmo fabricante. Amostras das resinas Tetric Ceram e Tetric Ceram HB (IVOCLAR) (contendo um fotoiniciador que responde a $\approx 435\text{nm}$ em vez de $\approx 470\text{nm}$), nas cores A1, A2, A3 e A3.5, foram fotoativadas por 20s usando uma unidade halógena (Optilux 500, KERR) e duas à base de LED (Elipar Freelight, 3M/ESPE e Ultralume-2, Optident). A profundidade de cura foi determinada por um penetrômetro digital. Os resultados mostraram que houve diferenças de profundidade de cura estatisticamente significante ($p < 0,001$) entre as cores, em favor das mais claras, para ambas as resinas. Os autores concluíram que houve redução na profundidade de cura de 12 a 28% pelo uso de resinas de cores mais escuras, independente da unidade fotoativadora utilizada.

BENETTI et al.¹³, em 2003, verificaram o efeito dos tipos de fotoativação: halógena convencional, com unidade à base de LED, e halógena gradual (“soft-start”), sobre a microinfiltração marginal de uma resina composta. Terceiros molares humanos receberam preparos classe V na região cervical vestibular e lingual. Os dentes foram divididos em três grupos ($n=10$): G1- ativação com aparelho convencional (Curing Light XL3000, 3M/ESPE) a 700mW/cm²; G2- ativação com unidade à base de LED (Ultra Blue III, DMC) a 190mW/cm²; G3- polimerização gradual (Degulux “Soft-Start”, Degussa) de 200 a 500mW/cm². As

cavidades foram restauradas com o sistema adesivo Optibond Solo Plus (Kerr) e resina composta Palfique Estelite Paste (Tokuyama). Os tempos de fotoativação seguiram as recomendações do fabricante: 20 segundos para os aparelhos à base de lâmpada halógena e 40 segundos para o LED. Após polimento das restaurações, as amostras foram submetidas à termociclagem durante 500 ciclos e imersas em solução de nitrato de prata a 50%. Os dentes foram seccionados para análise da microinfiltração nas margens de esmalte e cemento, baseando-se em escores. O teste de Kruskal- Wallis (5%) demonstrou não haver diferenças estatisticamente significantes, quanto à microinfiltração, entre os aparelhos testados, tanto em esmalte ($p=0,1174$) quanto em cemento ($p=0,1352$). Através do teste de Wilcoxon (5%) verificou-se que a penetração do corante nas margens gengivais foi estatisticamente superior à infiltração em esmalte (G1: $p=0,031$; G2: $p=0,008$; G3: $p=0,004$). Os autores concluíram que o aparelho de LED demonstrou resultados tão satisfatórios quanto os aparelhos de polimerização convencional e gradual.

BIZZI; BUSATO¹⁶, em 2003, avaliaram o efeito da fotoativação com diferentes fontes de emissão de luz, lâmpada halógena e LED, através de técnica contínua e progressiva no vedamento marginal ocorrido em cavidades com margens em esmalte, restauradas com resina de alta densidade (Filtek P60/3M/ESPE) e resina de micropartícula (Durafill/Heraeus Kulzer). Foram selecionados 24 terceiros molares humanos extraídos e confeccionadas quatro cavidades padronizadas, com margens cervicais em esmalte, para cada dente, e divididos em oito grupos (hal + cont + P60, hal + cont + Dur, hal + prog + P60, hal + prog + Dur, LED + cont + P60, LED + cont + Dur, LED + prog + P60, LED + prog + Dur). Os dentes foram termociclados em 500 ciclos de 5°C e 55°C e imersos no corante azul de metileno 0,5% durante 24 horas para avaliação da microinfiltração, seccionados, e escores qualitativo e quantitativo (mm) da penetração do corante foram atribuídos. O teste estatístico de ANOVA mostrou que fotopolimerização com emissão de luz LED apresentou menor infiltração marginal que lâmpada halógena, determinando uma significância limítrofe ($p=0,069$); não haver diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas de polimerização contínua e progressiva no processo da microinfiltração ($p=0,433$), e a resina composta Filtek P60 apresentou valores menores de microinfiltração marginal comparadas com resina composta de micropartícula Durafill, estatisticamente significantes ($p<0,001$).

BOSQUIROLI¹⁸, em 2003, avaliou a resistência à tração de uma resina composta fotoativada por diferentes fontes de luz e por diferentes tempos de irradiação. Foi utilizado um aparelho de lâmpada halógena (Curing Light 2500, 3M, com intensidade de luz de 670mW/cm^2) e outro do tipo LED (Ultraled, Dabi-Atlante, com intensidade de 130mW/cm^2). Para confecção dos corpos de prova utilizou-se um conjunto de matrizes de aço inoxidável, composto de duas partes, sendo que cada parte apresentava um orifício central cônico com 8,0mm de diâmetro maior e 6,0mm de diâmetro menor e 1,0mm de espessura. A resina composta utilizada foi a Z-250 (3M/ESPE) nas cores A1 e A4. Foram confeccionados oito grupos de 10 espécimes, sendo quatro grupos fotoativados com lâmpada halógena e quatro com LED. Para lâmpada halógena, dois grupos com resina Z-250 na cor A1, com tempos respectivos de 20s (G1) e 40s (G2) e dois grupos com cor A4, com tempos de 40s (G3) e 80s (G4). Da mesma forma para o LED: dois grupos com a resina Z-250 na cor A1, com tempos de 20s (G5) e 40s (G6) e dois grupos na cor A4, com tempos de 40s (G7) e 80s (G8), respectivamente. Dez minutos após a obtenção dos espécimes, o conjunto foi adaptado a um dispositivo especial para permitir o acoplamento junto a uma máquina de ensaios universal e a realização do ensaio de tração, numa velocidade de movimento de 0,5mm/min. Os valores obtidos foram submetidos à análise de variância ANOVA a dois critérios (fonte de luz e tempo de fotoativação). As médias e desvios-padrão (Kgf) foram respectivamente: G1=14,13±2,03; G2=13,85±2,46; G3=14,21±2,31; G4=14,42±1,97; G5=12,95±1,09; G6=13,46±2,02; G7=12,99±1,29; G8=14,25±2,8. A autora concluiu que: 1) O aparelho à base de LED foi tão efetivo na polimerização da resina composta quanto o aparelho de lâmpada halógena; 2) o aumento do tempo de fotoativação não exerceu influência na resistência à tração da resina composta, independente do tipo de aparelho fotoativador e da cor do material; 3) a resistência à tração para a resina Z250 nas cores A1 e A4 não foi afetada pela variação do tempo de fotoativação e pelo tipo de fonte de luz, halógena e LED.

BOUILLAGUET et al.¹⁹, em 2003, avaliaram o perfil de dureza Vickers de um compósito polimerizado por duas unidades fotoativadoras do tipo halógena e uma à base de LED. Moldes bipartidos com 2mm de profundidade e 4mm de diâmetro foram preenchidos com a resina Tetric Ceram de cor A2 e cobertos por uma tira de poliéster. A resina foi então fotoativada com uma das seguintes unidades fotativadoras: Astralis 10 (AS=1200mW/cm², Vivadent), Swiss Master Light (SW=3000mW/cm², EMS) e Freelight 2 (FL=800mW/cm², 3M/ESPE). Os

tempos de fotoativação usados foram: 20, 40 e 60 segundos (AS e FL) e 6, 10 e 20 segundos (SW). As amostras foram imediatamente seccionadas, polidas e as medidas de dureza Vickers obtidas a 250, 600, 1000, 1400 e 2000 μ m abaixo da superfície do compósito exposta à luz (0,5Kg de carga por 15 segundos). As médias dos valores de dureza foi obtida através de 4 indentações. Testes ANOVA e Tukey foram utilizados para análise estatística. Os resultados mostraram que a dureza média dos espécimes de resina variou significativamente em função da unidade fotoativadora, do tempo de exposição de luz e profundidade analisada. A unidade SW produziu os mais altos valores de dureza (170), seguida por FL (148) e AS (116). Para efeito de comparação, um valor de dureza médio de 100 VH foi obtido a 1000 μ m da superfície depois de 10s de irradiação com SW, 16s com FL e 37s com AS. Os autores concluíram que a unidade fotoativadora à base de LED (FL) tem grande potencial, mas apresenta eficácia menor que a unidade halógena de alta intensidade (SW).

COELHO et al.³⁰, em 2003, avaliaram a resistência à flexão das resinas compostas Filtek Z250 (3M/ESPE) e Esthet-X (Dentsply), após a polimerização com diferentes fontes: fotoativador à base de lâmpada halógena convencional XL 3000 (XL: 3M/ESPE - 500mWcm²), LED de baixa potência Ultrablue (LED1: DMC - 180mW/cm²) e LED de alta potência Ultra-Lume (LED2: Ultradent - 400 mW/cm²). Utilizando-se a técnica de inserção de incremento único, foram confeccionados 60 corpos-de-prova utilizando uma matriz metálica com dimensões de 2mm x 1mm x 10mm. Os corpos-de-prova foram divididos em 6 grupos (n=10), fotoativados por 40s, variando-se a fonte de luz: G1: Z250+XL; G2: Z250+LED1; G3: Z250+LED2; G4: Esth+XL; G5: Esth+LED1; G6: Esth+LED2. Após 24h armazenados em água destilada a 37°C, as amostras foram medidas com paquímetros digitais e submetidas ao teste de flexão em três pontos (distância dos apoios: 6mm). Os ensaios foram realizados em máquinas de ensaios universal a 1mm/min. Os dados obtidos (Mpa) foram submetidos à ANOVA e teste de Tukey (5%). As médias para cada grupo foram: G1 (117,97); G2 (105,67); G3 (113,44); G4 (114,74); G5 (83,43); G6 (105,53). Não foi observada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Os autores concluíram que a resistência à flexão das resinas compostas foi semelhante usando as unidades fotoativadoras XL, LED1 e LED2.

CORRÊA³⁴, em 2003, através de um estudo espectrométrico, analisou o grau de conversão de uma resina fotopolimerizável experimental (BisGMA/BisEMA/UDMA/TEGDMA). A concentração em peso de cada monômero

di-metacrilatos seguiu, aproximadamente, os parâmetros utilizados na formulação da resina Z250 (3M Innovative Properties Company 2000). As substâncias utilizadas nos sistemas de fotoiniciação da matriz orgânica foram a canforoquinona(CQ), a amina terciária EDB, o Lucirin TPO (derivado do MAPO ou óxido mono-alquil-fosfínico), a PPD (fenil propanodiona) e o Irgacure 819 (derivado do BAPO ou óxido bis-alquil-fosfínico). Os fatores estudados foram: 1) fotoiniciadores incorporados à resina – I) Lucirin TPO+Canforoquinona/Amina, II) PPD+Canforoquinona/Amina, III) Irgacure 819+Canforoquinona/Amina, IV) Canforoquinona/Amina, V) Lucirin TPO, VI) PPD e VII) Irgacure 819; 2) fontes de luz – Optilux 401 (lâmpada halógena com intensidade de luz de 444,32mW/cm²), Ultrablue I (LED com 169,92mW/cm²) e Ultrablue IS (LED com 470,46mW/cm²). O sistema CQ/Amina foi utilizado no percentual, em peso, de 0,25/0,5% respectivamente, e os demais fotoiniciadores foram sempre utilizados em percentuais de 0,5%. A cada formulação resinosa foi adicionado 0,1%, em peso, de inibidor BHT (hidroxi butil tolueno) como forma de prevenir a polimerização espontânea dos dimetacrilatos. As resinas foram acondicionadas em frascos individuais escuros e com tampa, que impediam a volatilização e a exposição à luz. Uma gota de cada resina (0,039±0,001 gramas) foi fotoativada com cada fonte de luz (com emissão luminosa no modo contínuo) sob os seguintes tempos: 20s (Optilux 401), 50s (Ultrablue I) e 18s (Ultrablue IS). A escolha de diferentes tempos de ativação foi baseada na tentativa de estabelecer uma densidade de energia aproximada de ±8,6J/cm² para todos os corpos de prova. Foram utilizados três corpos-de-prova para cada condição experimental (n=63), sendo o grau de conversão obtido por meio da espectroscopia FT-Raman, na comparação da altura dos sinais relativos à ligação C=C aromática e alifática, antes e depois da fotoativação. Os resultados são apresentados na tabela a seguir.

Grau de conversão (média % ±dp) das Resinas com diferentes fotoiniciadores x Fonte de Luz

RESINAS c/ FOTOINICIADORES	ULTRABLUE I		ULTRABLUE IS		OPTILUX 401	
	GC%	dp	GC%	dp	GC%	dp
(I) LUCIRIN+CQ/AM	73,3	1,3	75,9	0,8	75,6	0,9
(II) PPD+CQ/AM	74,2	0,9	77,0	0,9	76,9	0,6
(III)IRGACURE+CQ/A	73,8	0,7	81,5	0,9	82,1	0,6
(IV) CQ/AM	73,6	1,3	76,3	0,4	76,1	1,3
(V) LUCIRIN	0	0	38,0	2,4	67,4	1,6
(VI) PPD	0	0	42,6	2,6	29,1	3,9
(VII) IRGACURE	62,1	1,4	71,3	1,0	74,4	0,6

Após análise dos resultados o autor concluiu que: 1) o Ultrablue IS apresentou a maior densidade de potência ($470,46\text{mW/cm}^2$) entre os aparelhos e um comportamento similar ao Optilux 401 ($444,32\text{mW/cm}^2$) em relação à conversão das resinas testadas; o Ultrablue I ($169,92\text{mW/cm}^2$), apesar da menor densidade de potência, apresentou um resultado satisfatório para as resinas com canforoquinona, porém não deve ser utilizado na ausência deste fotoiniciador; 2) no grupo das resinas com canforoquinona, a fotoativação com o Optilux 401 e o Ultrablue IS produziu na resina III (Irgacure 819+CQ/Amina) os valores mais altos de grau de conversão (82,1% e 81,5%, respectivamente); para as demais resinas a conversão a partir dessas fontes, foi similar à produzida pelo Ultrablue I dentro deste grupo; 3) no grupo das resinas sem canforoquinona, a que continha o Irgacure 819 obteve a maior conversão, independente da fonte de luz utilizada, chegando a ser estatisticamente semelhante às resinas I, II e IV quando fotoativada pelo Optilux 401 ou pelo Ultrablue IS; 4) as resinas contendo apenas Lucirin TPO ou PPD apresentaram grau de conversão inferior àquelas com canforoquinona, chegando a valores nulos quando o Ultrablue I foi usado; 5) o perfil espectral de absorção dos fotoiniciadores Lucirin TPO, PPD e Irgacure 819 influenciou os resultados de grau de conversão obtidos pelas resinas, porém quando associados à canforoquinona, apenas o Irgacure 819 produziu efeito sinérgico sobre os valores de conversão.

FERRAREZI; CEFALY; NAVARRO⁴⁹, em 2003, avaliaram a efetividade de dois tipos de unidades fotoativadoras, portadores de lâmpada halógena e LED, na polimerização de materiais resinosos. Foram confeccionados 20 corpos-de-prova cilíndricos para cada material testado (Z100, Definite e Dyract). Estes foram divididos em quatro subgrupos, com cinco amostras cada, fotoativados através dos aparelhos Curing Light 2500 e Ultraled durante 40 ou 60 segundos. Medidas de microdureza foram realizadas na superfície de topo e de base de cada espécime. A análise estatística foi feita por meio de ANOVA e do teste de Tukey. Não houve diferença da microdureza entre as fontes de luz na superfície de topo da Z100 e do Dyract, enquanto foi significativamente mais baixa quando a Definite foi fotopolimerizada pelo LED em vez da lâmpada halógena. Na superfície de base, a microdureza foi significativamente menor quando fotopolimerizaram-se todos os materiais com LED. Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada na superfície de topo e de base da Z100, considerando-se o tipo de luz e o tempo de exposição. Igualmente, não houve diferença quando o Dyract foi polimerizado com a lâmpada halógena. Entretanto a microdureza da superfície de base do Dyract e

da Definite foi significativamente mais baixa do que a de superfície de topo quando fotoativados com o LED. Também a microdureza da superfície de base da Definite, polimerizada com a lâmpada halógena, foi significativamente menor do que na superfície de topo. Os autores concluíram que o LED testado não foi capaz de produzir a mesma microdureza dos materiais resinosos como a lâmpada halógena.

FIROOZMAND; ARAÚJO; BALDUCCI⁵⁰, em 2003, através de teste de dureza superficial, verificaram a influência de duas unidades fotoativadoras do tipo halógena (Optilux e Optilight 600) e uma à base de LED (LEC 470-I) sobre a profundidade de cura de resinas compostas. Para a obtenção dos corpos-de-prova utilizou-se uma matriz de aço inoxidável, previamente confeccionada, e cada aparelho fotoativador formou um grupo com 15 corpos-de-prova. Essas amostras foram confeccionadas com resina composta Z100 (3M) na cor A3, irradiadas por 40 segundos, armazenadas em um recipiente envolto com papel de alumínio, contendo água destilada em temperatura de $37\pm 2^{\circ}\text{C}$, por 24 horas. Foram embutidas em resina acrílica a fim de serem corretamente posicionadas no aparelho microdurômetro digital Vickers, modelo FM - Future Tech. Realizado o acabamento e polimento, os blocos de resina foram submetidos ao teste de dureza, quando foram realizadas impressões em cada milímetro da superfície do compósito. Os dados foram submetidos ao teste ANOVA e ao teste Tukey (5%). Independentemente da profundidade analisada, as melhores condições foram verificadas para o Optilux e as piores para o LEC 470-I. Os aparelhos de lâmpada halógena polimerizaram a resina nos 2, 3 e 4mm; já o aparelho de LED polimerizou o material apenas nos 2 e 3mm da amostra. Os autores concluíram que as amostras polimerizadas com os aparelhos de lâmpada halógena apresentam dureza superficial maior do que aquelas polimerizadas com o aparelho de LED.

FRANCO; LOPES⁵⁴, em 2003, escrevem um amplo artigo sobre conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. Abordam a evolução histórica, apresentam características químicas e dinâmica de polimerização das resinas compostas ativadas por luz visível e, ainda, as características, vantagens, desvantagens e limitações das quatro tecnologias de fotoativação: lâmpada halógena, arco de plasma, laser de argônio e diodos emissores de luz (LED). Afirmam que os aparelhos à base de LEDs azuis, composto por um semicondutor de In-Ga-N (Índio-Gálio-Nitrogênio), representam uma nova opção para fotoativação de resinas compostas; que o LED, ao contrário da lâmpada halógena, não produz luz visível por aquecimento de filamentos

metálicos, mas pelas características próprias de um semicondutor, que necessita da aplicação de uma tensão para vencer a barreira de energia interna; assim, o LED se constitui na combinação de dois diferentes semicondutores, um tipo n (negativo), que tem excesso de elétrons e, o outro tipo p (positivo), que tem falta de elétrons, mas rico em lacunas receptoras de elétrons; quando uma tensão é aplicada entre estes dois semicondutores, haverá a passagem de elétrons da camada n para a camada p, e esse fluxo gera fótons em uma faixa estreita de comprimento de onda, em torno de 470 nanômetros, bastante próximo ao pico de absorção máxima da canforoquinona (468 nanômetros); dessa forma, a tecnologia LED difere da convencional pela eficiência do comprimento de onda da luz emitida, podendo ser eficiente mesmo com uma menor densidade de potência (mW/cm^2), desde que o fotoiniciador empregado na composição do material absorva luz nessa faixa de comprimento de onda, o que ocorre com a canforoquinina, o fotoiniciador mais freqüentemente encontrado nas resinas compostas. Referem-se também ao mecanismo da contração de polimerização dos sistemas resinosos, de suas consequências na interface dente/restauração e os recursos técnicos para contornar ou minimizar esse problema. Os autores enfatizam que, diante do envolvimento e interação dos diferentes fatores que concorrem para a consecução de restaurações com sistemas restauradores fotoativados, as evidências científicas apontam para a complexidade temática; e que os novos conceitos de polimerização, envolvendo os sistemas resinosos disponíveis no mercado odontológico, sinalizam para a conscientização dos cirurgiões-dentistas quanto à necessidade de conhecimentos básicos relacionados à composição intrínseca dos materiais, de suas propriedades, dinâmica de polimerização e das alterações estruturais decorrentes da técnica de inserção e fotoativação, assim como pelas limitações relacionadas ao preparo cavitário.

HARTUNG; WASTIAN⁶⁵, em 2003, através do uso de uma unidade fotoativadora à base de LED de alta intensidade (Elipar FreeLight 2, 3M/ESPE), avaliaram como guias de luz (sondas) de fibra óptica com diferentes diâmetros afetam a profundidade de cura de 3 resinas compostas (F: Filtek Z250, 3M/ESPE; S: Spectrum TPH, Dentsply; T: Tetric Ceram, Ivoclar/Vivadent - todas de cor A3). Cinco amostras foram confeccionadas com cada resina e fotoativadas com o uso de sondas de 3 diâmetros diferentes: 8mm (padrão), 10mm e 13mm, e a profundidade de cura medida de acordo com ISO 4049. A média dos valores obtidos para a de 8mm, a de 10mm e para a de 13mm foram (unidades em

milímetros, desvio-padrão entre parênteses): F: 2,74 (0,03), 2,62 (0,08), 2,51 (0,04); S: 2,74 (0,02), 2,65 (0,03), 2,43 (0,03); T: 2,75 (0,02), 2,67 (0,02), 2,48 (0,02). Após análise de variância, constatou-se que o diâmetro das sondas teve efeito estatisticamente significativo ($p < 0,05$) sobre a média dos valores da profundidade de cura para todos os materiais usados nesse estudo. Os autores concluíram que com o aumento do diâmetro da sonda, os valores de profundidade de cura obtidos com todos os materiais testados diminuíram significativamente; entretanto essas diferenças foram pequenas, como por exemplo, a sonda com 10mm de diâmetro proporcionou valores de profundidade de cura 0,1mm menores que aqueles obtidos com a sonda padrão.

KALIX et al.⁷¹, em 2003, avaliaram os efeitos de duas fontes de luz para polimerização (halógena e LED), no grau de conversão monomérica em um compósito de alta densidade (SureFil). A partir de uma matriz metálica com orifício de 10mm de diâmetro e 2mm de altura, foram confeccionados cinco amostras para cada aparelho utilizado para a fotoativação. A resina foi inserida em incremento único e fotoativada por 40 segundos, formando os seguintes grupos: G1: amostras polimerizadas utilizando-se lâmpada halógena convencional com intensidade de 530mW/cm^2 (Optilux 400, Demetron); G2: amostras fotoativadas utilizando-se LED, com 400mW/cm^2 (Elipar FreeLight, 3M). Todas as amostras foram armazenadas e mantidas em ambiente escuro por 24h, em estufa de esterelização e secagem, com temperatura calibrada em $37 \pm 2^\circ\text{C}$. A superfície inferior de cada amostra foi desgastada a fim de se obter 1,5 a 2,0mg de pó. Ao pó do compósito polimerizado foi misturado 70mg de pó de KBr que, posteriormente, foi prensado sob a forma de pastilha. O espectro foi obtido por FTIR, com 40 varreduras, num comprimento de onda na faixa de 400 a 4.000cm^{-1} e 2cm^{-1} de resolução. As absorções selecionadas para o cálculo do grau de conversão foram 1.610 e 1.637cm^{-1} . Os resultados dos grupos 1 e 2 foram $41,06 \pm 3,12$ e $36,62 \pm 3,07$ respectivamente. O teste ANOVA mostrou não haver diferença estatística significativa entre os grupos testados ($p < 5\%$). Os autores concluíram que o grau de conversão monomérica de um compósito de alta densidade foi semelhante quando ativado por lâmpada halógena convencional ou por LED.

KERMAN-SHAHI; EL-MOWAFY; SHOKATI⁷³, em 2003, através de teste de dureza Knoop, investigaram o endurecimento de uma resina composta restauradora (Point 4, Kerr, de cor A2) quando fotoativada com duas unidades de LED (Elipar Freelight, com intensidade de 300mW/cm^2 , e Alpha Blue 400 com

intensidade de 350mW/cm²) por 20, 40 ou 60 segundos. Duas unidades halógenas (Visilux 2 , com intensidade de 500mW/cm², e Optilux 501, com intensidade de 800mW/cm²) foram utilizadas como controle. Usando uma matriz plástica, dois espécimes em forma de disco, com 2,5mm de espessura, foram preparados para cada grupo de teste e fotoativados apenas na superfície de topo, pelos tempos mencionados acima. Três valores de dureza foram obtidos em cada superfície (topo e base). As médias foram determinadas para cada grupo de teste, e os dados estatisticamente analisados com ANOVA. Diferenças significativas nas médias dos valores foram detectadas entre os grupos ($p < 0,05$). Com Elipar Freelight as médias na superfície de topo foram: 43,4, 43,7 e 50,5, quando fotoativadas por 20, 40 e 60 segundos respectivamente. Para superfície de base as médias foram: 1,8, 7,2 e 16,2 com os referidos tempos. Alpha Blue 400 e Visilux 2 proporcionaram resultados semelhantes. Quando fotoativados por Optilux 501 os valores de dureza da superfície de base foram os mais altos: 20,2, 31,7 e 39,6. Os autores concluíram que o uso de unidades de LED pode resultar em endurecimento insuficiente nas superfícies de base das restaurações de resina composta. Tempo de fotoativação mais longo foi benéfico para ambos os tipos de unidades de fotoativação e houve vantagem com a utilização de intensidade de luz mais elevada.

KREJCI et al.⁷⁷, em 2003, avaliaram a dureza Vickers de um compósito (Z250, 3M/ESPE) fotoativado com uma unidade de LED de alta intensidade, comparando-a com a dureza obtida quando da utilização de dois aparelhos fotoativadores halógenos com diferentes intensidades de luz. Cavidades padronizadas (6mm de diâmetro) foram confeccionadas em dentes humanos extraídos, preenchidas com resina e fotoativadas por A) unidade LED de alta intensidade (Freelight II, 3M/ESPE) por 10 segundos direto e 20 segundos indireto; B) unidade halógena convencional (Trilight, 3M/ESPE) por 20 segundos direto e 40 segundos indireto; e C) unidade halógena de alta intensidade (Optilux 501 Turbo, SDKerr) por 10 segundos direto e 20 segundos indireto. Foram usados os seguintes procedimentos de fotoativação: CTR (controle): resina com 0,2mm de espessura em uma matriz de teflon, fotoativada diretamente durante 60 segundos com 0mm de distância por Optilux 501 turbo; 1) resina com 2mm de espessura, fotoativação direta com 0mm de distância ; 2) resina com 2mm de espessura, fotoativação direta com 5,5mm de distância; 3) resina com 0,2mm de espessura, fotoativação indireta com interposição de um bloco de 3mm de resina (EXM 260, 3M/ESPE); 4) resina com 0,2mm de espessura, fotoativação indireta com

interposição de um bloco de 3mm de cerâmica (1M2C/I12, Vita). A dureza das amostras foi determinada após estocagem a 37°C durante 7 dias, em ambiente escuro, com 100% de umidade. Os resultados encontram-se na tabela a seguir.

Médias e desvios-padrão dos valores de dureza Vickers obtidos na superfície de base.

GRUPO	CTR	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4	C1	C2	C3	C4
MÉDIA	133,1	87,0	60,8	81,0	73,1	60,3	63,8	75,9	86,3	73,4	68,6	60,6	68,6
dp	18,5	7,5	5,7	9,4	3,8	3,1	3,5	5,3	8,9	5,5	3,2	7,5	5,5

Após análise dos resultados, verificou-se que houve diferenças significativas ($p < 0,05$) e os autores concluíram que, na maioria dos casos, o LED de alta intensidade foi capaz de diminuir os tempos de fotoativação em aproximadamente 50% do tempo utilizado pela unidade halógena convencional e propiciou valores de dureza maiores que a unidade halógena de alta intensidade. Se comparados aos do grupo de controle, os valores de dureza de todos os grupos foram significativamente menores.

LOPES⁸³, em 2003, com o objetivo de comparar o sistema de fotoativação por LED ($130\text{mW}/\text{cm}^2$) com o sistema halógeno na forma convencional ($600\text{mW}/\text{cm}^2$ durante 60 segundos) e na forma pulso interrompido ($200\text{mW}/\text{cm}^2$ por 3 segundos/+3 minutos de intervalo/+ $600\text{mW}/\text{cm}^2$ por 59 segundos), avaliou a contração de polimerização e as tensões promovidas por esses sistemas e técnicas. Quatro categorias distintas de resinas foram comparadas: resina híbrida (Z100, 3M), resina de micropartículas (A110, 3M), resina “condensável” (Surefill, Dentsply) e resina composta de ativação química (Bifil II, Bisco). Para medir a contração de polimerização foram confeccionados cinco espécimes para cada condição experimental, obtidos pela inserção da resina em um anel de silicone com diâmetro interno de 5mm e altura de 2mm. Um extensômetro elétrico, localizado abaixo da resina, registrou a deformação do material em função da contração de polimerização. Nessa mesma proposição, as tensões decorrentes da contração de polimerização foram medidas pelo método de fotoelasticidade. Para isso, foram confeccionados modelos com material transparente, contendo uma cavidade tipo Classe I, com 5mm de comprimento, 2mm de profundidade e 3mm de largura. Foram realizados sete corpos-de-prova para cada condição experimental, seccionados para que fossem obtidas porções de 2mm de espessura a serem avaliadas sob microscópio de luz polarizada, objetivando a verificação das franjas isocromáticas que representavam as tensões formadas. Após análise dos resultados o autor concluiu que o sistema químico de ativação produziu os menores

valores de contração de polimerização e de tensões; dentre as resinas fotoativadas, a Surefill produziu os menores valores de contração de polimerização e de tensões geradas, independente do meio de fotoativação; de forma geral, a técnica pulso interrompido reduziu os valores de contração de polimerização das resinas compostas e de tensões geradas, quando comparado às técnicas convencionais (LED e lâmpada halógena); a fonte de luz à base de LEDs produziu menores valores de contração de polimerização do que a fonte halógena, quando aplicados no modo convencional, entretanto proporcionou a mesma quantidade de tensões de contração de polimerização.

MONTENEGRO et al.⁹⁶, em 2003, por meio de um radiômetro (modelo CL 150, DMC), avaliaram a intensidade de luz emitida por 170 aparelhos fotoativadores utilizados no meio acadêmico e em clínicas particulares. A ponta ativa de cada aparelho fotoativador era aproximada e centralizada no receptor do radiômetro, e duas leituras eram feitas após 10 segundos do início da irradiação de luz. Os proprietários de cada aparelho responderam a um questionário onde foram anotados marca e tipo, ano de aquisição, frequência de uso, realização de manutenções, assim como a intensidade de luz considerada ideal para polimerização e o tempo de fotoativação utilizado. Também foi verificada a variação da intensidade de luz em função da distância entre a ponta ativa do aparelho fotoativador e o radiômetro. Os autores concluíram que: 1) é importante a presença de um radiômetro no consultório odontológico para medir a intensidade de luz do aparelho fotoativador, além de lâmpadas em bom estado, filtros e guia de luz intactos e limpos, essenciais para o processo de polimerização; 2) o tempo de polimerização indicado pelo fabricante é o tempo mínimo, assumindo-se que todas as outras variáveis não interfiram; 3) a distância entre a ponta ativa do guia de luz e o material a ser fotoativado deve ser a menor possível; 4) distâncias maiores que 2mm devem ser evitadas, mas, quando isso não puder ser contornado, o tempo de fotoativação deve ser aumentado proporcionalmente. Os autores finalizam que a polimerização dos materiais fotoativáveis é um fator negligenciado pelos profissionais, que se preocupam mais com a aquisição de materiais de última geração, esquecendo-se de averiguar a efetividade de seu aparelho fotoativador.

MUNOZ et al.¹⁰⁰, em 2003, através de teste de dureza Knoop, compararam a eficiência de fotoativação de duas unidades à base de LED (L.E.Demetron-1, Kerr/Demetron e Flashlite-2 Experimental, Discus Dental) a de uma unidade halógena convencional (Optilux 501-TQH). A resina Posterior Matrixx,

de cor C3, foi inserida em uma matriz com orifício de 6mm de profundidade por 6mm de diâmetro e fotoativada por 10, 20 ou 40 segundos, utilizando-se uma das unidades fotoativadoras. O material não polimerizado foi removido com uma espátula plástica. A altura do cilindro de resina polimerizada foi medida e os valores colocados em média. Os valores de dureza foram medidos na superfície de topo, a 1,5mm, 2,5mm, 3,5mm e 4,5mm de profundidade, e os resultados também colocados em média. As diferenças entre os grupos foram avaliadas com ANOVA e Tukey Kramer. Nenhuma diferença estatística na dureza foi encontrada quando foram comparadas as 3 unidades fotoativadoras para cada período de tempo e profundidade ($p>0,05$) de até 2,5mm. No entanto, houve diferenças ($p<0,001$) com 3,5mm e 4,5mm. Os autores afirmam que estudos anteriores indicavam que uma resina deveria ter uma profundidade de cura de 2,0mm, resultado obtido nesse estudo com a resina em questão fotoativada por 10, 20 e 40 segundos. Concluíram que, utilizando-se 10, 20 ou 40 segundos de fotoativação, as 3 unidades foram capazes de polimerizar apropriadamente a resina até 2,5mm de profundidade.

PAGANI et al.¹⁰⁷, em 2003, através de teste de dureza, realizaram um estudo comparativo entre uma unidade fotoativadora de lâmpada halógena convencional e uma à base de LED. Compararam a profundidade de polimerização produzida pelas unidades ativadoras sobre a resina composta Glacier (SDI). Essa resina foi inserida em incremento único numa matriz metálica com perfurações padronizadas de 5mm de diâmetro e profundidades variáveis (2 e 3mm), e cada espécime fotoativado por 40s. Os aparelhos testados foram XL3000, 3M (XL) com emissão de $550\text{mW}/\text{cm}^2$ (lâmpada halógena) e UltraLume LED2, Ultradent (UL) com emissão de $400\text{mW}/\text{cm}^2$. A dureza Vickers da superfície de topo (S) ou da base (B) dos espécimes foi avaliada com um microdurômetro (FM-700, Future-Tech), aplicando-se uma carga de 50g por 10s. Os seguintes grupos ($n=10$) foram avaliados: G1- XL/2mm/S; G2- XL/2mm/B; G3- XL/3mm/B; G4- UL/2mm/S; G5- UL/2mm/B; G6- UL/3mm/B. Os testes de ANOVA e Tukey ($\alpha=5\%$) foram utilizados para análise estatística. As médias ($\pm\text{DP}$) observadas foram: G3: 30,1 ($\pm 2,3$)a; G6: 32,0 ($\pm 2,1$)a; G5: 36,7 ($\pm 4,0$)b; G1: 39,5 ($\pm 3,6$)bc; G2: 40,5 ($\pm 2,4$)bc; G4: 41,4 ($\pm 2,3$)c. O grupos seguidos das mesmas letras não diferem significativamente. Os autores concluíram que para o XL a dureza a uma profundidade de 2mm não diferiu significativamente da S, porém a 3mm ocorreu uma queda significativa de 23,7%. Para o UL a dureza a 2mm mostrou uma queda significativa de 11,3% em relação à S, enquanto a 3mm mostrou uma queda de

22,6%. Comparando-se a mesma profundidade, a dureza obtida entre os aparelhos não diferiram de forma significativa. O aparelho de lâmpada halógena e o LED mostraram desempenho satisfatório para a profundidade de polimerização de 2mm, espessura máxima de incremento recomendada pelo fabricante da resina composta.

RASTELLI; ANDRADE; CALIXTO¹¹⁹, em 2003, avaliaram a capacidade de fotoativação de uma unidade halógena (Curing Light 2500, 3M/ESPE) e uma à base de LEDs (Ultrablue IS, DMC) utilizadas na técnica de fotoativação transdental. Foram confeccionados 80 corpos-de-prova com a resina composta P60 (3M/ESPE) na cor A3, distribuídos em 16 grupos, utilizando-se matrizes metálicas circulares, contendo orifício central medindo 4mm de diâmetro, 1 ou 2mm de espessura, fotoativados pelos tempos de 40 e 60 segundos sem interposição de faceta de estrutura dental (grupo-controle) e através de uma faceta de estrutura dental com 2mm de espessura. Os corpos-de-prova foram armazenados em estufa a 37°C por 24 horas. Em seguida realizou-se teste de microdureza Vickers, nas superfícies de topo e base (4 impressões por superfície), utilizando-se microdurômetro Micromet 2100 (Buehler). Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística de variância ($p < 0,05$), verificando-se que os maiores valores de microdureza foram obtidos para a superfície de topo, independente da unidade fotoativadora, tempo de exposição e espessura de resina composta. Na superfície de base, com 2mm de espessura, somente a unidade de lâmpada halógena pelo tempo de 60 segundos foi capaz de polimerizar adequadamente pela técnica de fotoativação transdental. Os autores concluíram que na técnica de fotoativação transdental deve-se diminuir a espessura do incremento da resina composta, quando utilizamos unidade à base de LEDs, e aumentar o tempo de exposição para 60 segundos quando trabalhamos com ambas as unidades de fotoativação.

RIBEIRO et al.¹²², em 2003, verificaram a influência de quatro aparelhos de fotoativação, 1 halógeno e 3 à base de LED, sobre a microdureza Vickers de uma resina composta Filtek Z250 cor A2 (3M/ESPE). Corpos-de-prova cilíndricos de 5mm de diâmetro por 2mm de altura, foram preparados em uma matriz metálica coberta por uma tira de poliéster, fotoativados por 40s e armazenados em recipientes escuros durante 24h ($n=5$ /grupo). Foram utilizados os seguintes aparelhos: Grupo I- Optilux, Demetron (halógeno); Grupo II- Ultraled, Dabi Atlante; Grupo III- Ultralume LED2, Ultradent; e Grupo IV- Elipar FreeLight, 3M/ESPE. O microdurômetro utilizado foi o MMT-3 (Buehler), usando uma carga de

50g por 30s, realizando quatro penetrações na superfície de topo e de base de cada amostra. Os maiores valores médios foram observados na superfície de topo (GI: 70,05VH; GII: 60,93VH; GIII: 75,09VH; GIV: 75,61VH) quando comparado à superfície de base GI: 67,08VH; GII: 50,61VH; GIII: 69,16VH; GIV: 68,64VH). Utilizou-se a análise estatística ANOVA (Newman-Keuls), sendo que a microdureza na superfície de topo diferenciou-se estatisticamente da superfície de base ($p < 0,05$) para os grupos II, III, IV. Os autores concluíram que os melhores resultados, independente da superfície analisada, foram GIV e GIII (LEDs com maiores intensidades de luz), sendo estatisticamente superiores aos demais grupos ($p < 0,05$). Porém, entre si, a diferença não foi significativa. O Grupo I mostrou-se superior ao Grupo II (LED de menor intensidade de luz), o qual apresentou menor microdureza da resina composta.

RODRIGUES JUNIOR et al.¹²⁴, em 2003, verificaram a influência de diferentes sistemas e técnicas de fotoativação sobre a microdureza de uma resina composta restauradora (Z250, 3M/ESPE). Um fotoativador XL3000 (3M/ESPE) foi utilizado nos grupos G1: técnica convencional = 40s de irradiação em contato com o material, e G2: técnica Soft-Start = 20s a 10mm de distância + 40s em contato. No G3, foi utilizado um LED Ultrablue (DMC) 40s em contato e, no G4, um laser de argônio AccuCure 3000 (LaserMed) 10s em contato. Moldes metálicos com canaletas laterais de 4mm de extensão em direção ao seu centro, simulando a profundidade, foram utilizados para confecção dos corpos-de-prova. A inserção da resina foi em incremento único, assim como sua fotoativação. Os corpos-de-prova foram armazenados durante 7 dias em solução salina a 37°C, após os quais três indentações de 50g por 30s foram feitas em cada um dos milímetros, empregando-se um microdurômetro Miniload Hardness Tester (Ernst Leitz). Os dados foram submetidos à análise de variância, complementada pelo teste de Tukey (5%). O grupo G2 apresentou maior dureza em todos os milímetros avaliados não diferindo, no entanto, significativamente de G1, G3 e G4 nos dois primeiros milímetros. O grupo G4 apresentou, porém, dureza significativamente inferior a G1 nos milímetros 2-3 e 3-4. Os autores concluíram que o laser de argônio, acima de 2mm, foi menos eficaz que as outras formas de fotoativação. Embora sem diferença estatística, a técnica Soft-Start apresentou melhor desempenho que as outras formas avaliadas.

SEIXAS; FERREIRA; NASCIMENTO¹³², em 2003, verificaram a eficiência de dois tipos de unidades fotoativadoras, halógena (XL3000, 3M/ESPE) e à base de LED (Ultraled, Dabi Atlante) através da avaliação da profundidade de

polimerização da resina composta Filtek A110 (3M/ESPE) por meio do teste de microdureza. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova, utilizando uma matriz de polipropileno preta, em forma de hemecilindro, com profundidade de 5mmx2mm de raio. A resina foi inserida em um único incremento e, após a fotoativação, foi feita a medida de microdureza Vickers (HMV-2 Shimadzu, Japão; 50g/30s) imediatamente (i) e após 24 horas, na superfície de topo e nas profundidades de 0,5, 1,0 e 1,5mm, sendo realizadas 3 medidas em cada área. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C em estufa. A análise de variância e o teste de Tukey mostraram não haver diferença estatística entre os valores de microdureza da superfície de topo (29,36) e da profundidade de 0,5mm (28,41), apresentando ambas maiores valores quando comparados com as demais profundidades (1mm=23,84; 1,5mm=20,24). O aparelho halógeno XL3000 foi o que proporcionou maiores valores de microdureza (28,27), quando comparado com o Ultraled (22,66). Com relação ao tempo, os maiores valores de dureza foram obtidos com o aparelho XL3000 nas amostras com idade de 24h (29,63) contra valores de i=26,60, sendo que para o Ultraled não houve diferenças estatísticas entre os valores de microdureza dos períodos avaliados (i=22,96 e 24h=22,35). Os autores concluíram que os valores de microdureza da superfície de topo e na profundidade de 0,5mm foram maiores que nas profundidades de 1,0 e 1,5mm, e que o aparelho fotoativador halógeno proporcionou melhores resultados que a unidade à base de LED.

SERGUIZ et al.¹³³, em 2003, avaliaram a capacidade de fotoativação de uma unidade à base de LED (Ultraled, Dabi Atlante) comparando-a a de uma unidade halógena (XL3000, 3M). Utilizando uma matriz metálica com orifício de 4mm de diâmetro e 5mm de altura, cinco amostras foram confeccionadas para cada aparelho, preenchendo-se a cavidade em único incremento de resina (Charisma A30) e irradiação de 40s. Um recipiente à prova de luz foi utilizado para armazenar as amostras durante 24h, até que fossem submetidos ao teste de microdureza Vickers. Foi utilizado o aparelho de dureza Shimadzu, com 300 gramas por 15s. Os corpos-de-prova foram divididos a cada milímetro até uma profundidade padronizada de 3mm. Com o objetivo de comparar quantitativamente as medidas de dureza Vickers, foi utilizada a técnica paramétrica de variância. Diante dos resultados obtidos e da metodologia empregada, os autores concluíram que: com relação a aparelhos o XL3000 apresentou-se melhor do que o Ultraled quando utilizados com tempo de exposição de 40s; com relação à profundidade de

polimerização, o XL3000 não apresentou diferença significativa nas profundidades de 1, 2, e 3mm quando utilizado com tempo de irradiação de 40s, enquanto o Ultraled apresentou diferença significativa nestas profundidades com o mesmo tempo de irradiação; em ambos os aparelhos verificou-se que a profundidade de 1mm sempre apresentou maior valor de dureza, a de 2mm ficando em uma posição intermediária e a de 3mm sempre apresentando menor valor de dureza.

SOUZA; ARAÚJO¹³⁶, em 2003, avaliaram a influência de diferentes técnicas de fotoativação na dureza superficial de duas resinas compostas utilizando o método Vickers. Os materiais utilizados foram as resinas Z100 e Definite. As amostras foram preparadas com 5mm de diâmetro e espessuras que variavam entre 2 e 4mm. Após a polimerização, as amostras sofreram polimento, inicialmente com lixas d' água 1000, 1500 e 2000 e, a seguir, com discos de feltro e pasta diamantada para polimento. Para cada grupo foram confeccionadas 5 amostras, sendo as leituras realizadas nas superfícies de topo e base, nos tempos de 1 hora e 1 mês. As amostras foram armazenadas em água deionizada e estufa a 37°C. Os resultados foram analisados estatisticamente, através de ANOVA e teste de Tukey. Analisados os resultados os autores concluíram que: a ativação com altas intensidades de luz mostrou maiores valores de dureza, o que naturalmente deve provocar maior contração do material; quando maior a espessura de material menores foram os valores de dureza nas porções mais distantes do ponto de incidência da luz; quanto comparadas as superfícies de topo e base, a primeira sempre apresentou valores de dureza maiores, independentemente da técnica de fotoativação e espessuras utilizadas; que os valores de dureza continuam aumentando em função do tempo decorrido após a fotoativação; que em todas as condições examinadas a resina composta Z100 apresentou sempre média de valores de dureza maiores.

UHL; JANDT; MILLS¹⁴⁵, em 2003, investigaram a influência dos fatores unidades de fotoativação (LED ou halógeno) e modo de fotoativação (soft-start ou padrão) sobre o aumento de temperatura em amostras de compósitos fotoativáveis. Três resinas compostas foram fotoativadas em duas matrizes distintas por unidades halógenas (soft-start e padrão) e por uma unidade à base de LED por 40 segundos. Na primeira matriz, o aumento de temperatura foi medido por um termopar e, na segunda, a temperatura e sua distribuição espacial em tempo real foi visualizada com uma câmera HRIR. Os dados foram avaliados usando teste multifator ANOVA com nível de precisão de 95%. Temperaturas significativamente mais altas foram

medidas quando da utilização das unidades fotoativadoras halógenas em vez da unidade à base de LED. A temperatura das amostras durante a fotoativação ficou estatisticamente mais baixa se a unidade halógena foi utilizada no modo soft-start se comparada ao modo padrão. As seqüências em tempo real feitas pela câmera HRIR demonstraram que o calor se propagou da fonte de luz em direção às partes mais profundas das amostras. As medidas de temperatura em várias profundidades das amostras também demonstraram que houve um aumento mais rápido de temperatura na região mais próxima da fonte de luz do que nas partes mais profundas. Os autores concluem que a fotoativação com unidades à base de LED não acontece sem aumento de temperatura, e que para todas as unidades fotoativadoras o risco de danificar a polpa não pode ser excluído. Entretanto, a utilização de unidade à base de LED demonstra ser uma alternativa real ao uso de unidade halógena para polimerização de compósitos pelo fato de proporcionar aumento de temperatura consideravelmente mais baixo.

WEERAKOON et al.¹⁵⁵, em 2003, examinaram o espectro de luz emitido por sistemas de fotoativação e mediram aumento de temperatura na polpa dental durante a fotoativação. Foram utilizadas duas unidades do tipo halógena (Sirona e Optilux 501), duas à base de LED de média intensidade (Elipar Freelight e GC e-Light) e uma de LED de alta intensidade (LEDemetron) para irradiar sistema adesivo (Single Bond) por 20s ou resina composta (Filtek Z-250) por 40s, dentro de cavidades classe V padronizadas preparadas em pré-molares extraídos. Os efeitos térmicos foram avaliados durante a polimerização e 24 horas depois. Os efeitos do tipo de fonte de luz, da cor da resina e da espessura de dentina remanescente na parede de fundo das cavidades foram examinados independentemente. Os resultados mostraram que, durante a polimerização as unidades de LED com intensidades mais baixas provocaram mudanças térmicas mínimas ao nível da polpa dental. As unidades halógenas e o LED de alta intensidade causaram as maiores mudanças térmicas. O mesmo padrão foi observado 24 horas após a polimerização. Mudanças térmicas foram influenciadas pela cor da resina, com diferentes padrões para LED e halógena. Quanto maior a espessura de dentina remanescente entre a polpa e a parede de fundo da cavidade, menores as mudanças térmicas. As unidades de LED apresentaram espectros consistentemente mais estreito com picos próximos a 470nm, enquanto as unidades halógenas demonstraram emissões amplas que se estenderam até próximo à região infravermelho. Os autores concluíram que as unidades de LED

com intensidade menor produziram mudanças térmicas mínimas durante a fotopolimerização de resinas, enquanto LED de alta intensidade e unidades halógenas provocaram alterações térmicas maiores.

YAMADA et al.¹⁵⁷, em 2003, afirmaram que vários tipos de unidades fotoativadoras à base de LED foram lançadas no mercado, mas não foi determinado se essa tecnologia estava desenvolvida o suficiente para substituir outros tipos de unidades existentes. Nesse estudo os pesquisadores avaliaram o desempenho de uma unidade à base de LED de alta intensidade, portátil, recentemente desenvolvida (VL-61, Morita MFG) comparando-o com o de uma unidade halógena (Candelux, Morita MFG). Um espectrômetro (LI-1800, Li-Cor) foi utilizado para analisar as distribuições dos espectros e um radiômetro (Model 100, Demetron), para medir a intensidade de luz. Foram medidas a dureza Knoop, a profundidade de cura e o grau de conversão das resinas fotoativáveis Clearfil AP-X (Kuraray) e Lite-Fil II A (Shofu). A média e o desvio-padrão para cada grupo foram submetidas a ANOVA e testes student-t ($p=0,05$). Os resultados mostraram que a distribuição espectral da unidade à base de LED teve pico que coincide com o pico máximo de absorção pela canforoquinona. A intensidade de luz do LED foi acima de 800mW/cm^2 , maior que da unidade de halógena (600mW/cm^2). Quanto às resinas compostas, todos os parâmetros medidos foram compatíveis quando da utilização da unidade halógena ou LED. Através desses dados, os autores concluíram que LEDs de alta intensidade de luz produziram desempenho aceitável e confiável em se comparando com a unidade halógena.

YU; FENG; IBSEN¹⁶¹, em 2003, avaliaram a eficiência de duas unidades fotoativadoras à base de LED (Allegro, Den-Mat e L.E.Demetron 1, Kerr). Com auxílio de uma matriz de borracha, espécimes de resina medindo $2\times 5\text{mm}$, em forma de disco, foram confeccionados em número de 9 para cada grupo de teste, fotoativados por 10 segundos sob duas condições distintas. Na primeira delas, a irradiação foi feita diretamente sobre a superfície de resina e, na segunda, houve a interposição de uma lâmina de porcelana com $0,5\text{mm}$ de espessura. Após a fotoativação, os espécimes foram removidos da matriz para determinar a dureza Barcol. Os resultados estão na tabela a seguir.

Médias e desvios-padrão dos valores de dureza Barcol obtidos das amostras.

TEMPO DE EXPOSIÇÃO E CONDIÇÃO	FONTES DE LUZ			
	ALLEGRO		L.E.DEMETRON 1	
	MÉDIA	dp	MÉDIA	dp
10 segundos / sem porcelana	35,22	5,12	21,11	2,47
10 segundos / 0,05mm de porcelana	28,11	3,48	16,00	3,87

A análise estatística mostrou diferenças significativas entre as unidades fotoativadoras sob as duas condições ($p < 0,01$). Allegro proporcionou uma dureza significativamente maior do que L.E.Demetron 1 em ambas as condições: 67% maior na primeira condição e 76% maior na segunda. Para ambas as unidades houve uma redução na dureza causada pela interposição da lâmina de porcelana, na ordem de 20% para Allegro e 24% para L.E.Demetron 1. Os autores concluíram que o LED de alta intensidade (Allegro) produziu valores de dureza maiores que os do LED de menor intensidade (L.E.Demetron 1).

ANDRUS; DUNN; VANDEWALLE⁴, em 2004, compararam o grau de conversão (GC) de resinas compostas fotoativadas por LED e por unidade halógena. Com uma resina composta híbrida (Z-100, 3M/ESPE, cor A3) e outra de micropartícula (A-110, 3M/ESPE, cor A3D), foram confeccionadas amostras ($n=5$ /grupo), medindo 8mm de diâmetro e 2mm de espessura, fotoativando-as por 5 segundos, numa distância de 1 ou 5mm, com quatro unidades à base de LED de última geração: Allegro (Den-Mat), Flashlite 1001 (Discus Dental), UltraLume LED 5 (Ultradent) e LEDemetron 1 (Kerr / Demetron); e uma unidade halógena Optilux 501 (Kerr / Demetron). A potência foi medida pelo aparelho Power Max 5200, Molectron. Após dez minutos, o GC foi determinado pelo Espectrômetro Perkin-Elmer FTIR. O GC de base foi expresso como uma porcentagem do GC máximo de topo. Os resultados são apresentados a seguir.

UNIDADE FOTOATIVADORA	IRRADIAÇÃO (mW/cm ²)	MÉDIAS DO GRAU DE CONVERSÃO (%BASE/TOPO) (dp)			
		Z100		A110	
		1mm	5mm	1mm	5mm
FLASHLITE 1001	1032	73,8(4,1) ab	68,2(7,1) a	41,4(3,5)abc	29,6(6,5) b
LEDEMETRON 1	598	68,0(3,3) c	68,5(3,6) a	38,3(4,5) c	40,0(4,9) a
ULTRALUME	581	69,7(4,8) bc	62,1(4,0) b	39,4(4,3) bc	20,8(4,4) d
ALLEGRO	1390	70,3(4,0) bc	59,5(4,9) b	42,8(2,9) ab	24,5(4,1) cd
OPTILUX	1052	77,8(3,9) a	54,2(3,1) c	45,0(4) a	28,2(3,6) b

Os dados foram analisados por ANOVA e Tukey ($p=0,05$). Os autores concluíram que os LEDs de última geração proporcionaram razões de GC semelhantes ou melhores que a unidade halógena numa distância de 5mm.

ARAVAMUDHAN et al.⁹, em 2004, compararam a profundidade de cura e o aumento de temperatura em amostras de resina composta fotoativada por sete unidades fotoativadoras à base de LED e por uma unidade à base de lâmpada halógena (Optilux 400, controle). Após fotoativação por 40 segundos, a profundidade de cura da resina Heliomolar, cor A1, foi medida de acordo com ISO 4049, utilizando-se o método de raspagem. Quando a profundidade de cura obtida foi significativamente mais baixa que a de controle, o tempo de exposição foi aumentado em intervalos de 10 segundos. Um termopar foi usado para medir aumento de temperatura dentro do compósito a 3mm do guia de luz quando fotoativado por 40s a 37°C. Os resultados estão apresentados na tabela a seguir.

	POTÊNCIA	PROFUNDIDADE DE CURA		AUMENTO DE TEMPERATURA
	mW/cm ²	t=s*	mm	°C
OPTILUX 400	391	40	2,43 (0,08) ^a	6,2 (0,1) ^a
L.E.DEMETRON 1	447	40	2,70 (0,06) ^b	6,4 (0,5) ^a
ULTRALUME LED 2	308	40	2,38 (0,08) ^a	4,5 (0,2) ^c
FLASHLIGHT	246	40	2,39 (0,13) ^a	5,2 (0,4) ^b
ELIPAR FREELIGHT	217	40	2,52 (0,13) ^a	4,8 (0,3) ^{b,c}
COOL BLU	173	40	2,52 (0,13) ^a	4,6 (0,2) ^{b,c}
GC E-LIGHT	119	50	2,41 (0,08) ^a	4,9 (0,1) ^{b,c}
HILUX LED	79	110	2,41 (0,10) ^a	3,2 (0,2) ^d

*tempo necessário para a obtenção de profundidade de cura estatisticamente semelhante ou maior que o do controle. Sobrescritos (expoentes) diferentes mostram diferenças significativas (alfa=0,05).

Com relação à profundidade de cura verificada nos espécimes, todas as unidades à base de LED, com exceção do GC e-light e do Hilux LED, estiveram próximas do nível de controle com os mesmos tempos de fotoativação. Com exceção de L.E.Demetron 1, todas as unidades à base de LED proporcionaram menores aumentos de temperatura que a unidade com lâmpada halógena usada como controle. O aumento de temperatura mostrou estar correlacionado com a densidade de energia. Os autores concluíram que enquanto a maioria das unidades de LED testadas conseguem alcançar os parâmetros do ISO 4049, para profundidade de cura (polimerizar camadas de 2mm), alguns cuidados são aconselhados, pois o tempo de fotoativação recomendado pode não ser suficiente para alcançar esse critério.

BERNARDES et al.¹⁵, em 2004, avaliaram a eficácia de aparelhos fotoativadores através da verificação da profundidade de polimerização em amostras de resinas compostas. Seguindo as recomendações da norma 4049 da ISO, verificaram a profundidade de polimerização de 4 materiais restauradores quando fotoativados com uma unidade à base de LED (Ultraled) e outra à base de

lâmpada halógena (Ultralux). Assim, 80 corpos-de-prova cilíndricos foram confeccionados com as resinas Esthet X, Filtek P60, Durafill e Charisma. Cada corpo-de-prova, confeccionado em incremento único, recebeu luz emitida por um dos aparelhos fotopolimerizados pelo tempo 20 ou 40 segundos, de acordo com o grupo a ser estudado. A porção de resina não endurecida com a exposição à fonte de luz foi removida, e o remanescente do corpo-de-prova mensurado. Para a obtenção da profundidade de polimerização, o comprimento total do remanescente do corpo-de-prova mensurado foi dividido por dois, em razão das normas da ISO afirmarem que a profundidade de polimerização considerada ideal deve ser 50% do comprimento total da porção endurecida. Assim, foram considerados corpos-de-prova adequadamente polimerizados aqueles que, diante da exposição à luz do aparelho fotoativador pelo tempo recomendado pelos respectivos fabricantes das resinas compostas apresentaram, como medida final, o comprimento de 1,5mm ou mais. Os resultados mostraram que os materiais fotoativados pelo aparelho à base de LED e pelo de lâmpada halógena, nos dois tempos de irradiação propostos, atingiram o padrão estabelecido pela norma 4049 da ISO. Os autores concluíram que ambos os aparelhos apresentaram desempenho adequado no que se refere à profundidade de polimerização, e que a tecnologia LED mostrou-se viável no que diz respeito à polimerização de todas resinas testadas.

BRAGA et al.²¹, em 2004, avaliaram a microdureza das superfícies de topo e base em amostras de resina composta Filtek Z250 (3M/ESPE) fotoativada com 2 tipos de fontes de luz (halógena e LED), variando também a potência oferecida pelo aparelho de LED. Foram confeccionados 15 corpos-de-prova nas dimensões de 2mm de espessura por 6mm de diâmetro. O grupo G1 foi fotoativado com o aparelho à base de LED (Ultrablue IS, DMC) com potência ajustada para 200mW/cm². O grupo G2 foi fotoativado com este mesmo aparelho com a potência ajustada para 600mW/cm². Para a fotoativação do grupo G3 utilizou-se aparelho de lâmpada halógena (Optilight 600, Gnatus) com potência aferida de 400mW/cm². Todos os corpos-de-prova foram fotoativados por 20 segundos. Cada corpo-de-prova teve suas superfícies de topo e base divididos em 4 quadrantes e foi realizado o teste de microdureza Vickers com 3 impressões por quadrante, sendo os resultados submetidos à análise de variância (alfa=0,05). O grupo G2 apresentou as maiores médias de microdureza (90,0HV no topo e 79,0HV na base), sendo significativamente maior que os grupos G1 (71,9HV no topo e 67,1HV na base) e G3 (62,3HV no topo e 56,5HV na base). Os autores concluíram que o

emprego de um aparelho à base de LED de alta potência, quando comparado à fonte de lâmpada halógena, implicou em valores de microdureza significativamente maiores.

CAMPOS et al.²³, em 2004, avaliaram a influência de 2 sistemas de fotoativação à base de lâmpada halógena (LH) e de diodos emissores de luz (LED), sobre microdureza de um compósito restaurador (Concept, cor B2), analisada em diferentes profundidades. Foram confeccionadas 20 amostras medindo 4mm de largura por 2mm de altura, nas quais as profundidades de 0 (superfície) e 2mm (base) foram avaliadas, e 20 amostras medindo 4mm de largura e 4mm de altura, nas quais somente a profundidade de 4mm (base) foi avaliada. Das vinte amostras que possuíam a mesma altura, metade recebeu ativação por LH e a outra metade por LED. Todas as amostras foram confeccionadas em único incremento e fotoativadas durante 40 segundos por um dos sistemas testados: LH (Optilux 501, Demetron) ou LED (Elipar Free Light, 3M/ESPE). Assim sendo, de acordo com a profundidade avaliada e o método de ativação, obtiveram-se os seguintes grupos (n=10): Grupo I: 0mm/LH; Grupo II: 2mm/LH; Grupo III: 4mm/LH; Grupo IV: 0mm/LED; Grupo V: 2mm/LED; Grupo VI: 4mm/LED. Para cada corpo-de-prova foram realizadas três indentações, com carga de 25 gramas, por 5 segundos, e a média das leituras foi considerada para análise de variância com nível de significância de 5%. Os resultados foram: Grupo I (0mm/LH) - $51,4 \pm 2,5$; Grupo II (2mm/LH) - $53,0 \pm 3,7$; Grupo III (4mm/LH) - $45,0 \pm 7,2$; Grupo IV (0mm/LED) - $50,5 \pm 5,1$; Grupo V (2mm/LED) - $37,8 \pm 7,5$; Grupo VI (4mm/LED) - $35,9 \pm 6,2$. Os autores concluíram que os grupos ativados por LH, nas profundidades de 2 e 4mm, apresentaram valores de microdureza superiores aos grupos ativados por LED, nas mesmas profundidades.

CRAIG; POWERS³⁸, em 2004, classificaram as resinas para restauração em materiais autoativáveis e fotoativáveis. Afirmam que as resinas autoativáveis são fornecidas em forma de duas pastas, uma (pasta universal) contendo um iniciador à base de peróxido orgânico e a outra (pasta catalisadora) contendo um ativador constituído por uma amina orgânica. Quando as duas pastas são espatuladas, a amina reage com o peróxido para formar os radicais livres, e a polimerização por adição é iniciada. Já as resinas fotoativáveis, fornecidas em uma única pasta contida em uma seringa, atualmente são materiais ativados por luz azul, com pico de comprimento de onda de aproximadamente 470nm, o qual é geralmente absorvido pela canforoquinona, substância fotossensível adicionada ao

material pelo fabricante em quantidades que variam de 0,2 a 1,0%. Afirmam que, embora a canforoquinona seja o fotoiniciador mais utilizado, outros também são usados pelos fabricantes de resina, porém em situações especiais. A reação de presa é acelerada pela presença de uma amina orgânica que contém uma ligação dupla de carbono. Quando esses dois componentes não são expostos à luz, eles não interagem. Entretanto, a exposição de uma luz com um comprimento correto de onda (aproximadamente 468nm) produz um estado de excitação da canforoquinona, que interage com a amina, quebrando a dupla ligação de carbono, para formar os radicais livres que iniciam a polimerização por adição. Relatam que alguns compostos, como os materiais provisórios e para núcleos de preenchimento, podem ser de ativação dupla. Essas formulações contêm iniciadores e aceleradores que permitem a ativação pela luz seguida da autoativação, ou apenas da autoativação.

FELIX; PRICE; ANDREOU⁴⁸, em 2004, compararam uma unidade fotoativadora à base de LED de 3ª geração (Freelight 2, 3M/ESPE) a uma unidade halógena (Trilight, 3M/ESPE) para determinar qual seria melhor na fotopolimerização de diversas resinas compostas (Z250 A2 e B0,5, Filtek Supreme A2B e A2D, Esthet-X A2B e A2O, Heliomolar A2 e 110T, Tetric Ceram A2 e Bleach XL. Preparos classe I, com 4mm de profundidade, foram confeccionados em molares humanos extraídos, preenchidos com uma das resinas e irradiados por uma das unidades fotoativadoras nas distâncias de 2 ou 9mm durante 100% ou 50% do tempo recomendado pelo fabricante. A dureza Knoop das amostras foi medida 15 minutos após a irradiação até uma profundidade de 3,5mm. A análise dos resultados mostrou que as diferentes unidades de fotoativação e os tempos de irradiação não tiveram um efeito consistente sobre todas as resinas a 2mm e a 9mm ($p<0,01$). Nas duas distâncias analisadas, a unidade de LED, usada pelo tempo recomendado, foi consistentemente melhor ($p<0,01$). Quando irradiadas pelo LED no tempo recomendado, todas as resinas demonstraram dureza Knoop a 2mm, que foi maior que 80% da dureza máxima obtida para aquela resina; três resinas (Z250 A2, Tetric Ceram A2 e Bleach XL) atingiram dureza Knoop, que foi maior que 80% de suas durezas máximas numa profundidade de 3,5mm. Os autores concluíram que a unidade de LED, quando usada pelo tempo de irradiação recomendado, polimerizou todas as resinas tão bem quanto ou até melhor do que a halógena numa profundidade de 3,5mm.

FLOYD et al.⁵¹, em 2004, afirmaram que medidas de profundidade de cura são geralmente obtidas usando-se a razão de dureza topo/base ou um teste de raspagem (ISO 4049). Nesse estudo os autores avaliaram a profundidade de cura e o grau de conversão de uma resina composta fotoativada por sete unidades à base de LED e por uma unidade de lâmpada halógena (Optilux 400 - controle). Um espectroscópio infravermelho (NIR) foi utilizado para medir o grau de conversão (GC) da resina Heliomolar, de cor A1, imediatamente após a fotoativação por 40 segundos. O GC foi medido a 0,5, 2,0 e 3,5mm do topo das amostras. A dureza Barcol foi medida no topo e na base de discos de 2mm de espessura. Os resultados mostraram que o GC no topo das amostras foi o mesmo, tanto quando fotoativadas com os LEDs quanto com a unidade de lâmpada halógena (ANOVA, $p>0,05$). No entanto, a 2,0mm de profundidade, o GC para vários LEDs foi significativamente menor do que aquele proporcionado pela unidade de lâmpada halógena ($p<0,05$). O GC a 2,0mm está fortemente correlacionado à densidade das luzes (ISO 10650; $R^2=0,826$, correlação Pearson $p<0,05$). A razão base/topo para os valores de dureza Barcol para seis dos LEDs foi maior que 0,80. Por outro lado, a razão do GC a 2,0mm caiu para uma fração menor que 0,55 para metade das unidades, enquanto a 3,5mm as razões variaram de 0,19 a 0,61. Os autores concluíram que, comparadas à unidade à base de lâmpada halógena, as unidades à base de LED obtiveram GC semelhante na superfície de topo das amostras de compósito, no entanto podem não oferecer uma polimerização tão adequada nas regiões mais profundas.

FRANCCI et al.⁵³, em 2004, avaliaram a dureza Knoop em amostras de resinas, com diferentes cores e a diferentes profundidades, usando para fotoativá-las unidades à base de LED e à base de lâmpada halógena. Espécimes medindo 2x3x6mm (extensão x largura x espessura) de 5 compósitos em diferentes cores (Esthet-X, Dentsply, nas cores A2, A2O, WE e XL; Filtek Supreme, 3M/ESPE, nas cores A2E, A2B, A2D e VT; Point 4, Kerr, nas cores A2, A2 Opaco, XL1 e T1; Vitaescence, Ultradent, nas cores A2, PF e TM; e Z100, 3M/ESPE, na cor A2) foram fotoativados com duas unidades à base de LED (L.E.Demetron-1, Kerr; e Elipar FreeLight I, 3M/ESPE) e com duas unidades halógenas (Optilux-501, Demetron/Kerr; e VIP, Bisco). As medidas de dureza Knoop foram feitas do topo em direção à base dos espécimes ($n=5$ /grupo) nas profundidades de 0,2 (topo), 1, 2, 4 e 5mm (base). Através de teste ANOVA verificou-se que os fatores profundidade, compósitos e unidades fotoativadoras, e interação compósito/unidade fotoativadora

apresentaram diferenças significativas ($p < 0,001$). As cores opacas apresentaram os menores valores de dureza na superfície de base, enquanto as cores translúcidas apresentaram a menor perda de dureza nesta superfície. Os autores concluíram que as unidades à base de LED demonstraram eficácia na polimerização de resinas compostas avaliadas na superfície de topo, mas na superfície de base nenhuma delas teve bom desempenho. Independente da unidade fotoativadora utilizada, as resinas compostas apresentaram diferentes valores de microdureza superficial e, na superfície de base, as cores opacas tiveram um desempenho inferior.

ISHIZAK; FUKUSHIMA⁶⁷, em 2004, avaliaram o efeito de uma unidade fotoativadora à base de LED de alta potência, Elipar Freelight 2 (FL2, 830mW/cm², 3M/ESPE), na profundidade de cura, contração de polimerização e formação de fendas marginais em esmalte. Utilizaram para comparação uma unidade halógena XL3000 (XL, 700mWcm², 3M/ESPE). Foram analisadas as características de polimerização das resinas Filtek Z250 (Z250, 3M/ESPE) e Clearfil AP-X (AP-X, Kuraray). As profundidades de cura das amostras ($n=3$ /grupo) foram medidas através de teste de dureza Knoop. A contração linear de polimerização foi determinada através do método do banho de mercúrio após a fotoativação com FL 2 ($n=5$ /grupo). Para medir as fendas marginais em esmalte, foram confeccionadas cavidades cilíndricas nas superfícies bucal ou lingual de pré-molares extraídos, condicionadas com Photo Bond (Kuraray), preenchidas com AP-X e fotoativadas com FL 2 por 30 segundos, polidas imediatamente ou depois de 7 dias ($n=3$ /grupo) e avaliadas em um estereoscópio. Os resultados mostraram que as profundidades de cura produzidas pela unidade FL 2, com tempos de 20 e 40 segundos de irradiação, foram comparáveis àsquelas produzidas pela XL. Os valores de contração linear de polimerização da resina AP-X foram significativamente menores que aqueles da Z250 (ANOVA, $p < 0,05$). Em cada grupo das resinas, não houve diferença significativa na contração de polimerização entre os tempos de fotoativação (ANOVA, $p > 0,05$). O polimento realizado após 7 dias demonstrou uma porcentagem significativamente menor de fendas do que no polimento imediato (ANOVA, $p = 0$). Os autores concluíram que a unidade à base de LED de alta potência demonstrou características de fotoativação comparáveis às da unidade halógena.

JAIN; SANDER⁶⁸, em 2004, investigaram a profundidade de cura de quatro categorias importantes de resinas compostas (híbrida, de micropartículas, “flow” e selante de cicatrícula fissura) e a microinfiltração de uma resina composta

híbrida fotoativada com várias unidades à base de LED: Ultra Lume 5 (Ultradent) por 10s e 40s, Elipar Freelight 2 (3M/ESPE) por 10s e 20s, GC e-light (GC America) por 12s e 40s, Flash Light 1001 (Discus Dental) por 10s e 40s, Radium (SDI) por 15s e 35s, LEDemetron (Kerr) por 10s e 40s. Os controles foram Optilux 401 (Kerr) por 40s e Optilux 501 (Kerr) por 20s. As resinas testadas foram: Point 4, Durafill, Aelite Flo e Ultraseal XT. A profundidade de cura foi medida usando a especificação 27 (1993):7.7 do ANSI/ADA (Instituto Nacional Americano de Padrões/Associação Americana de Odontologia). A microinfiltração foi medida em cavidades classe V preparadas na superfície vestibular de pré-molares e caninos extraídos, tratadas com Optibond Solo Plus e restauradas com a resina composta híbrida Point 4. Os resultados mostraram que todos os materiais foram polimerizados a uma profundidade de, no mínimo, 3,0mm com todas combinações tempo de irradiação/unidade fotoativadora, com exceção de Ultraseal XT com GC e-light, 12s (2,81mm) e com Flashlight 1001, 10s (2,65mm). A resina Durafill, classificada como de micropartículas, demonstrou a maior profundidade de cura com todas as unidades de fotoativação, seguida da híbrida Point 4, da “flow” Aelite Flo e pelo selante Ultraseal XT. LEDemetron (40s) proporcionou a maior profundidade de cura com os quatro materiais. Flashlight 1001 (10s) GC e-light (12s) proporcionaram a menor profundidade de cura com os quatro materiais. Nenhuma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) foi encontrada com relação à microinfiltração das restaurações com a resina híbrida Point 4, quando fotoativada por qualquer uma das unidades. Os autores concluíram que a fotoativação do material Ultraseal XT com alguns LEDs exige cautela, e que todas as combinações unidade fotoativadora/tempo de irradiação resultaram em valores de microinfiltração semelhantes aos do grupo controle.

MACHADO et al.⁸⁴, em 2004, avaliaram a profundidade de polimerização de uma resina composta em função do tipo de fonte de luz, LED e halógena, e do tempo de exposição. As amostras foram preparadas com a resina Charisma (Kulzer) utilizando-se matrizes metálicas com orifício de 4mm de diâmetro e 5mm de profundidade. Foram usadas duas unidades à base de LED (A) Elipar Free Light, 3M/ESPE e (B) Ultraled, Dabi Atlante, e uma de lâmpada halógena (C) XL 3000/3M. Para cada unidade fotoativadora, cinco amostras foram confeccionadas com tempo de irradiação de 40 segundos. Para as unidades fotoativadoras A e C, amostras adicionais foram preparadas com tempo de irradiação de 20 segundos. Todas as amostras foram armazenadas em recipiente

escuro, por 24 horas a $37\pm 2^{\circ}\text{C}$. O teste de dureza Vickers, mensurado nas profundidades de 1, 2 e 3mm através de 6 indentações para cada profundidade, foi realizado usando-se carga de 300g por 15s com o durômetro HMV-2 Series Shimadzu Corporation. Os dados foram estatisticamente analisados por ANOVA e teste de Tukey ($p<0,05$). Para todas as profundidades não houve diferença entre as unidades fotoativadoras quando foi utilizado o tempo de exposição de luz de 20s. O tempo de exposição de 40s produziu maiores valores de dureza do que 20s. Independente da unidade de luz e tempo de exposição, a dureza diminuiu em função da profundidade ($3<2<1\text{mm}$). A unidade de lâmpada halógena proporcionou os maiores valores de dureza se comparada às duas à base de LED. Os autores concluíram que a polimerização do compósito não foi adequada a profundidades superiores a 2mm, e que a unidade de lâmpada halógena produziu maior dureza que as unidades à base de LED.

MARTÍNEZ⁸⁸, em 2004, avaliou o desgaste e a rugosidade superficial de uma resina composta, após escovação simulada, em função de diferentes energias e fontes de luz usadas na fotoativação. Foram utilizadas duas fontes de luz: halógena (VIP, BISCO) e LED (Ultrablue IS, DMC). Uma matriz de aço inoxidável foi empregada na obtenção de 40 espécimes (15x5mm) divididos em 4 grupos: G1, VIP 300mW/cm² por 20 segundos; G2, VIP 600mW/cm² por 20 segundos; G3, LED 300mW/cm² por 20 segundos e G4, LED 600mW/cm² por 20 segundos. A metade de cada espécime foi protegida e a outra metade submetida a 200.000 ciclos de escovação, utilizando-se escovas dentais (Kolynos) e creme dental (Colgate), diluído em água deionizada. O desgaste foi determinado após a realização de 5 leituras para cada espécime. Um rugosímetro foi utilizado para verificar as diferenças entre o perfil real entre as duas superfícies. A alteração da rugosidade superficial (Ra) foi determinada pela diferença entre a média de cinco leituras iniciais (antes da escovação) e de cinco finais (após escovação). Os resultados foram submetidos à análise de variância a dois critérios e teste de Tukey ($p<0,05$). O desgaste apresentado foi: G1= $13,96\pm 0,756\mu\text{m}$ (B); G2= $10,90\pm 0,507\mu\text{m}$ (A); G3= $34,63\pm 1,931\mu\text{m}$ (C) e G4= $12,95\pm 0,510\mu\text{m}$ (B). As diferenças da rugosidade superficial (Ra) foram: G1= $0,923\pm 0,031\mu\text{m}$ (B); G2= $0,891\pm 0,036\mu\text{m}$ (A); G3= $1,031\pm 0,019\mu\text{m}$ (C) e G4= $0,918\pm 0,032\mu\text{m}$ (B). Após análise dos resultados, o autor concluiu que: 1) a fonte de lâmpada halógena determinou melhor comportamento físico mecânico para o compósito avaliado, em comparação ao LED, quando empregada a mesma densidade de potência; 2) para as duas fontes

de luz avaliadas, a maior densidade de potência empregada (600mW/cm^2) mostrou melhor comportamento físico-mecânico, em termos de desgaste e rugosidade superficial, para a resina testada; 3) em termos gerais, o grupo fotoativado com lâmpada halógena com maior densidade de potência (600mW/cm^2) determinou o melhor comportamento mecânico para a resina composta; 4) o grupo fotoativado com lâmpada halógena com menor densidade de potência (300mW/cm^2), quando comparado com o grupo LED (600mW/cm^2), apresentou comportamento físico-mecânico semelhantes diante do teste de escovação simulada; e 5) o emprego de LED com densidade de potência de 300mW/cm^2 na fotoativação da resina testada não deve ser empregado clinicamente.

MENIGA et al.⁹², em 2004, afirmaram que a tendência de se utilizar unidades fotoativadoras de alta intensidade de luz mudou com o advento do LED, uma fonte de luz mais branda e que proporciona menor estresse de contração para a estrutura do dente. No entanto, clinicamente, o processo de polimerização necessita de intensidade de luz e de tempo de iluminação adequados para uma polimerização apropriada da camada de resina composta. Nesse estudo os autores avaliaram o grau de conversão em amostras de compósito fotoativadas por diferentes unidades à base de LED. Cinco espécimes, com 10mm de diâmetro, de resina composta restauradora Filtek Z250 (3M/ESPE), de cor A3, foram fotoativadas durante 40 segundos por Lux-o-Max (Akeda Dental), e 20 segundos por Elipar Freelight I (3M/ESPE), L.E.Demetron (Kerr) e uma unidade à base de lâmpada halógena Elipar Trilight (3M/ESPE) como controle. O grau de conversão foi medido através de espectroscópio FTIR na superfície de topo e a 2mm de profundidade. Os resultados mostraram que a unidade à base de LED de baixa intensidade de luz (1ª geração) proporcionou uma porcentagem de conversão de 52,86% (dp=1,59) na superfície de topo e de 46,91% (dp=5,21) a 2mm de profundidade. Com o LED de média intensidade a conversão foi de 58,31% (dp=0,11) e 54,04% (dp=1,27). Os resultados com LED de alta intensidade de luz foram de 66,55% (dp=5,76) e de 66,72% (dp=4,8) a 2,0mm de profundidade, o que é melhor que o controle - 63,51% (dp=2,29) e 54,61% (dp=2,23) respectivamente. Os autores concluíram que, para a obtenção de um resultado clinicamente aceitável com as unidades fotoativadoras à base de LED de baixa intensidade, o tempo de irradiação tem que ser prolongado, mesmo com o uso de resina composta altamente fotossensível. Quanto à unidade de média intensidade, esta proporcionou um grau de conversão maior, quando comparada à unidade de baixa intensidade,

especialmente a 2,0mm de profundidade. Com a unidade à base de LED de alta potência não houve diferença no grau de conversão na superfície de topo e a 2mm de profundidade, no entanto o estresse de contração de polimerização pode ser elevado.

MURRAY; BOUSCHLICHER; QIAN¹⁰¹, em 2004, afirmaram que a razão dos valores de dureza Knoop (KHN) entre superfície de base e de topo (B:T) maior que 80% tem sido utilizada como critério para profundidade de cura adequada. Nesse estudo, os autores utilizaram as razões B:T dos VDK de 4 resinas para avaliar a eficiência de 5 unidades fotoativadoras à base de LED e de uma unidade halógena utilizada como controle. As resinas compostas Esthet-X (EX, Dentsply/Caulk), Filtek Supreme (FS, 3M/ESPE), Point 4 (P4, SDS/Kerr) e Heliomolar (HM, Ivoclar Vivadent) foram colocadas em matrizes cilíndricas de 5,0mm de diâmetro por 2,0mm de espessura (n=5/grupo) e fotoativadas por Demetron Optilux 501 (501, SDS/Kerr), L.E.Demetron 1 (LD1, SDS/Kerr), UltraLume 5 (UL5, Ultradent), Elipar Freelight 2 (FL2, 3M/ESPE), Rembrandt Allegro (ALG, Den-Mat) e um protótipo SLED (SLD, Dentsply/Caulk). As resinas foram fotoativadas de acordo com as instruções dos fabricantes (EX=20s, FS=30s, HM=40s, P4=40s). EX e FS também foram fotoativadas por 40s. Os valores máximos de dureza Knoop nas superfícies de topo e de base para as resinas foram obtidos com 501 por 180s (controle). Antes do teste de dureza, as amostras foram armazenadas durante 24 horas em ambiente escuro a 37°C, com 100% de umidade. Foram utilizados os testes ANOVA e Tukey para detectar diferenças significativas entre as unidades para cada resina (p=0,05). Os resultados mostraram que foram encontradas diferenças significativas para valores de dureza de topo e de base entre todas as unidades fotoativadoras (p<0,0016) com todas as resinas. Tanto FL2 quanto SLD tiveram valores de dureza de topo e base significativamente mais baixos que os valores de controle para todas as resinas. Os valores de durezas de topo e de base com UL5 foram estatisticamente semelhantes aos do grupo-controle para todas as resinas, exceto FS (VDK base<controle). P4 sempre obteve maiores razões B:T que HM. Houve uma tendência de P4 e EX terem razões de dureza B:T maiores que HM e FS. Somente o grupo-controle e UL5 alcançaram 0,80 B:T com a HM. Os autores concluíram que tempos de fotoativação recomendados pelos fabricantes podem ser inadequados para uma polimerização eficiente dos compósitos. Razões de dureza B:T=0,80 para EX, FS e

P4 foram obtidas com todas unidades, exceto 501 a 30s (FS). Apenas UL5 e controle alcançaram razão B:T de 0,80 para HM.

NITTA¹⁰³, em 2004, avaliou a influência da zona de irradiação de uma unidade fotoativadora à base de LED (Luxomax, Akeda Dental) na polimerização e a estabilidade da cor de uma resina composta (Clearfil-APX, Kuraray), exposta a irradiação por 20 e 60 segundos. A dureza Knoop foi medida no centro e na margem de espécimes em forma de disco, com 2mm de profundidade e 20mm de diâmetro, utilizando-se um aparelho HMV-1 (Shimadzu, Japão). As cores foram medidas na mesma área usando o espectrômetro CM-2600d (Menolta, Japão). A estabilidade de cor do compósito fotoativado foi medida usando-se luz UV (Sun test CPS +, Heraeus, Alemanha) de acordo com ISO 4049. As diferenças de cor foram comparadas com o centro e a margem de cada grupo. Os dados foram analisados através de ANOVA ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que o valor de dureza Knoop para o centro foi significativamente maior do que o para a margem dos espécimes (20 segundos no centro: 79,7(6,62), margem: 53,1(12,86); 60 segundos no centro: 89,3(6,91), margem: 64,3(8,92)). As diferenças de cor da margem de espécimes imersos em água foram um pouco maiores que as do centro (20 segundos no centro: 0,45(0,2), margem: 0,59(0,2); 60 segundos no centro: 0,50(0,2), margem: 0,65(0,2)). A conclusão foi que a zona de irradiação da unidade à base de LED afetou a polimerização e a estabilidade de cor da resina analisada.

PIMENTEL et al.¹¹², em 2004, avaliaram a resistência à flexão de um compósito com nanopartículas (Filtek Supreme, 3M/ESPE) submetido a 2 sistemas de fotoativação. Os sistemas avaliados foram: ativação física por lâmpada halógena (Gp1), e ativação física por LEDs (Gp2). Vinte espécimes, inseridos em incremento único em uma matriz metálica (10mmx2mmx1mm), foram fotoativados de acordo com o seguinte protocolo experimental: Gp1 - 600mW/cm²/40s (Degulux, Gegussa), e Gp2 - 240mW/cm²/40s (Ultraled, Dabi Atlante), ambos pelo método convencional (irradiação contínua). Após armazenagem em água destilada a 37°C durante 7 dias, os espécimes foram submetidos a ensaio de resistência flexional, e os valores obtidos submetidos ao teste “t de Student” ($p = 0,05$). As médias amostrais (MPa) foram: GP1=156,09 e Gp2=160,99. A análise dos resultados mostrou que não houve diferença estatística significativa entre os grupos. Os autores concluíram que o sistema de fotoativação não influenciou a resistência flexional do compósito analisado.

PORCHE et al.¹¹⁶, em 2004, afirmaram que, recentemente, uma segunda geração de unidades fotoativadoras de resinas compostas à base de LED foram colocadas no mercado com número menor de LEDs que as versões anteriores. No entanto, o desempenho desses aparelhos na fotoativação de resinas, comparado a outros tipos de luz, permanece desconhecido. Nesse estudo, os autores mediram e compararam a profundidade de cura de 8 resinas compostas de cor A2, usando 6 unidades fotoativadoras à base de LED. Espécimes com 5mm de diâmetro por 4,5mm de espessura foram confeccionados, utilizando-se uma matriz flexível, com cada resina composta testada (Charisma, Durafil, A110D, A110E, Z100, Z250, Heliomolar HB e Tetric Ceram). Cada resina foi colocada na matriz, fotoativada durante 10s por uma das unidades, removida, e 24 horas depois teve a dureza de topo e a de base medidas utilizando-se teste de dureza Barcol. A profundidade de cura foi definida como satisfatória quando os valores de dureza obtidos foram de, no mínimo, 80% dos valores de dureza de topo. A intensidade de luz de cada unidade foi medida através do radiômetro Power Max e os valores obtidos foram: The Cure (620mW/cm²), Freelight 2 (808mW/cm²), LEDemetron (576mW/cm²), Ultra Lume 5 (743mW/cm²), Flashlite 1001 (966mW/cm²) e Allegro (1320mW/cm²). Para determinar diferenças significativas entre os grupos (p=0,05), foram utilizados ANOVA e TUKEY. Os resultados demonstraram que todos os fatores (material e intensidade de luz, e sua interação) foram significativos (p=0,001). Todas as unidades fotoativadoras polimerizaram todas as resinas compostas até, no mínimo, 2mm. Os autores concluíram que a profundidade de cura depende da unidade fotoativadora e da resina, e que as unidades à base de LED, de segunda geração, produzem intensidade de luz e profundidade de cura significativamente maiores que as unidades à base de LED anteriores.

RIBEIRO et al.¹²¹, em 2004, avaliaram a microdureza Knoop, em diferentes profundidades, em função da cor do compósito e do tipo de fonte de luz (LED e halógena). Trezentos e vinte espécimes com 2x3x6mm (LxCxA) de 5 compósitos em diferentes cores (Esthet X - A2, A2O, WE e XL, Dentsply; Filtek Supreme - A2E, A2B, A2D e VT/ Z100 - A2, 3M/ESPE; Point 4 - A2, A2-Opaque, XLI e TI, Kerr; Vitalescence - A2, PF e TM, Ultradent) foram fotoativados por aparelhos à base de LED (L.E.Demetron I, Kerr; e Elipar Free Light, 3M/ESPE) e de lâmpada halógena (Optilux 501, Demetron; e VIP, Bisco). Medidas de microdureza foram obtidas nas profundidades 0,2, 1, 2, 4 e 5mm (n=5). ANOVA revelou que os fatores profundidade, compósito, fonte de luz e a interação compósito/fonte de luz

foram significativos ($p < 0,001$). O Z100 de cor A2 (controle) mostrou alta microdureza (média $\pm$ DP) a 0,2mm de profundidade ($74,65 \pm 3,53$), seguido por Supreme (A2D $49,8 \pm 3,41$ e A2B $47,4 \pm 5,77$) e Esthet X A2 ($46,65 \pm 6,6$). Vitaescence TM ($33,2 \pm 5,8$), Point 4 XLI ($34,25 \pm 4,83$) e A2-Opaque ($35,5 \pm 3,65$) mostraram baixa dureza a 0,2mm de profundidade. O Z100 também apresentou maior dureza ($48,3 \pm 6,29$) a 5mm de profundidade, seguido por Supreme VT ($42,1 \pm 3,26$). A 0,2mm Optilux 501 proporcionou maior dureza, seguido pelo L.E.Demetron I e VIP. Em 5mm o L.E.Demetron e Optilux 501 foram superiores. ANOVA da porcentagem dos valores de dureza entre 0,2mm e 5mm revelou todos os fatores significativos ($p < 0,001$). Os autores concluíram que o L.E.Demetron I foi melhor a 5mm, seguido pelo Optilux 501, VIP e Free Light. Cores translúcidas tiveram menor perda de dureza a 5mm. Os LEDs foram eficazes na polimerização dos compósitos a 2mm, mas a 5mm todos os aparelhos foram deficientes. Cores opacas tiveram baixos valores de dureza em 5mm.

ROBERTS; VANDEWALLE; TIBA¹²³, em 2004, afirmaram que estudos sugerem que unidades fotoativadoras à base de LED produzem maior profundidade de cura do que unidades halógenas. Nesse estudo, os autores avaliaram a dureza Knoop de 2 resinas compostas (Z100, cor A3; A110, cor A3D; 3M/ESPE) fotoativadas por unidades à base de LED e halógena com densidades de energia semelhantes. Uma das resinas era colocada numa matriz plástica, com 2mm de profundidade e 8mm de largura, fotoativada a 1 ou 5mm de distância, durante 20 segundos, com LED (LEDemetron 1, SDS/Keer, $598\text{mW}/\text{cm}^2$) ou com uma unidade halógena (VIP, Bisco, $605\text{mW}/\text{cm}^2$), mantendo potência, intensidade e densidade de energia semelhantes e utilizando o mesmo guia de luz ($n=5$). Para efeito de comparação, um grupo foi fotoativado por uma unidade halógena de $304\text{mW}/\text{cm}^2$. A potência foi medida através do aparelho Power Max (Molelectron) e a dureza Knoop determinada nas superfícies de topo e de base (Leco). Os valores de dureza da superfície de base foram expressos, na tabela abaixo, como porcentagem dos valores obtidos na superfície de topo.

APARELHO	INTENSIDADE (mW/cm^2)	DENSIDADE (J/cm^2)	MÉDIA DE DUREZA KNOOP=%BASE/TOPO (dp)			
			Z100		A110	
			1mm	5mm	1mm	5mm
LED	598	11,96	85,4(1,5)a	86,3(1,9)a	63,8(1,9)a	67,9(3,2)a
HALÓGENA	605	12,10	86,0(1,9)a	84,7(2,2)a	64,8(2,3)a	63,4(3,1)a
HALÓGENA	304	6,08	69,6(1,9)b	69,1(1,3)b	44,2(2,8)b	40,4(1,8)b

Não foram encontradas diferenças significativas a 1 ou a 5mm de distância utilizando-se LED ou unidade halógena de intensidades semelhantes. Houve diferença significativa quando do uso da unidade halógena de 304mW/cm² (ANOVA/Tukey's; p=0,05). Os autores concluíram que não foram encontradas diferenças significativas nas razões dos valores de dureza de espécimes com 2mm de profundidade, fotoativados à distância de 1 ou 5mm com LED ou unidade halógena com potência, intensidade e densidade de energia semelhantes.

SILVA et al.¹³⁵, em 2004, avaliaram o efeito de diferentes fontes de luz para fotoativação de compósitos sobre a resistência adesiva à tração em dentina humana. Foram utilizados um aparelho de lâmpada halógena, Jet Lite 4000 (J. Morita, EUA) com intensidade de luz 980mW/cm², um aparelho à base de LED de baixa potência, Ultraled (Dabi Atlante, Brasil) com intensidade de 183mW/cm² e um aparelho à base de LED de alta potência, Bright LEC (MM Optics, Brasil) com intensidade 435mW/cm². O sistema adesivo avaliado foi o One Coat Bond (Coltene) e a resina Palfique Estelite Paste (Tokuyama). Para avaliação da resistência adesiva foi realizado o teste de tração em máquina universal de ensaio. Os resultados mostraram uma relação direta entre intensidade de luz e resistência adesiva, nos quais, para o sistema de lâmpada halógena, o resultado mostrou um valor médio de 22,5MPa, seguido do LED de alta potência com média de 19,9MPa e do sistema LED de baixa potência com 13,4MPa. Estatisticamente não foi observada diferença entre o aparelho fotoativador de lâmpada halógena e o LED de alta potência, entretanto ambos diferiram do LED de baixa potência. Com relação ao tipo de fratura observada na interface, foi verificada uma predominância da fratura do tipo mista para o aparelho de lâmpada halógena (n=7) e para o LED de alta potência (n=6) e do tipo coesiva em resina (n=6) para o aparelho LED de baixa potência. Os autores concluíram que a nova tecnologia representada pelos LEDs de alta potência pode ser uma opção viável como fonte de polimerização para resinas compostas.

TARLE et al.¹⁴², em 2004, afirmaram que o calor produzido durante a polimerização das resinas pode ser influenciado pelo processo de endurecimento do material e pelo calor da unidade fotoativadora, podendo causar assim dano ao tecido pulpar. Nesse estudo, o objetivo dos autores foi testar se o aumento da intensidade de luz da unidade fotoativadora à base de LED influencia o aumento de temperatura do compósito. Um termopar tipo-K com um multímetro digital Metex M 3850 D, conectado a um computador usando programa que torna possível a

observação do aumento da temperatura na tela, foi usado para medições de temperatura a 1mm de profundidade em amostras de resina composta Tetric Ceram A2 (Ivoclar Vivadent) fotoativada por diferentes fontes de luz. A resina foi colocada em matrizes plásticas de 4x4x4mm e fotoativada por três unidades à base de LED de diferentes intensidades: baixa intensidade, Lux-o-Max (Akeda Dental) de 150mW/cm²; média intensidade, Flash Lite (Discus Dental) de 500mW/cm² e alta intensidade, LEDemetron (Kerr) de 800mW/cm² e, ainda, três modos de fotoativação (pulso tardio, convencional com baixa e alta intensidade) com unidade halógena Astralis 7 (Ivoclar Vivadent). Os resultados mostraram que sob a iluminação do LED de baixa intensidade a temperatura aumentou de 2,2 (1,2) para 6,4 (2,2); com o de média intensidade o aumento foi de 4,1 (1,1) para 12,0 (2,1) e com o de alta intensidade, de 7,0 (1,9) para 17,1 (2,3). A fotoativação com a unidade halógena resultou em aumento de temperatura de 4,6 (0,8) para 7,0 (1,8) para modo pulso tardio, de 7,2 (1,7) para 8,4 (2,4) para modo convencional com baixa intensidade e de 9,4 (1,9) para 14,0 (1,5) para o modo convencional com alta intensidade. Os autores concluíram que as novas unidades à base de LED de alta intensidade, que polimerizam mais rápido e melhor os compósitos, produzem aumento de temperatura elevado na amostra, entrando em conflito com a teoria de que os LEDs sejam “luzes frias”. Essa observação é de vital importância para fotoativação de compósitos, principalmente quando a espessura da dentina remanescente na parede de fundo da cavidade for reduzida.

VANDEWALLE et al.¹⁴⁶, em 2004, afirmam que estudos sugerem que unidades fotoativadoras à base de LED produzem menos calor na ponta do guia de luz que as unidades halógenas. No entanto, gerações mais recentes de LED têm maior intensidade de luz e, como consequência, potencialmente geram mais calor. Nesse estudo os autores tiveram por objetivo determinar o aumento máximo de temperatura do guia de luz das unidades à base de LED e de lâmpada halógena com intensidades de luz, potência e densidade de energia semelhantes, usando guias de luz idênticos. A emissão de calor da unidade à base de LED (LEDemetron 1, SDS/Kerr, 602mW/cm²) e da halógena (VIP, BISCO, 608mW/cm²) foi medida durante 90 segundos (irradiação com potência máxima durante 40s). Para efeito de comparação, a unidade halógena também foi testada a 312mW/cm². A potência foi medida pelo aparelho PowerMax (Molelectron). O aumento da temperatura no guia foi medido a 0 e a 5mm de distância do corpo de prova, em ambiente com temperatura de 23°C, usando um termômetro (Fluke Corp). O aumento da

temperatura pulpar também foi medido usando um termômetro digital (Omega Co.) e um termopar tipo-K colocado no centro do teto da câmara pulpar de um molar humano com um preparo oclusal. O dente foi mantido imerso em água a 35°C numa câmara de umidade (Sabri). A temperatura era verificada e anotada em intervalos de 5 segundos (n=5). As médias do aumento máximo de temperatura estão apresentadas na tabela a seguir.

	MÉDIAS DO AUMENTO MÁXIMO DE TEMPERATURA °C / (dp)		
	0mm	5mm	polpa
LEDemetron (602mW/cm²)	10,3(0,5)a	3,9(0,4)a	2,9(0,1)a
VIP (608mW/cm²)	10,0(0,4)a	4,0(0,1)a	3,0(0,2)a
VIP (312mW/cm²)	5,0(0,2)b	2,0(0,5)b	1,5(0,1)b

Os resultados mostraram que nenhuma diferença significativa foi encontrada no aumento máximo de temperatura entre o LED e a unidade halógena com irradiações semelhantes. Foram encontradas diferenças significativas apenas com a unidade halógena a 312mW/cm² (ANOVA / Tukey's; p=0,05). Os autores concluíram que não houve diferença significativa na temperatura máxima produzida pelas unidades à base de LED e halógena, quando ambas se apresentam com potência máxima, irradiação e densidade de energia semelhantes.

WALDO et al.¹⁵⁰⁰, em 2004, afirmaram que uma das vantagens das unidades fotoativadoras à base de LED é que seu espectro de luz corresponde ao pico máximo de absorção do fotoiniciador mais comumente utilizado na composição das resinas compostas: a canforoquinona. Entretanto, as unidades de LED mais antigas não eram eficientes com certas resinas por causa do uso de outros fotoiniciadores ou pela potência insuficiente. Já a nova geração de unidades à base de LED produz polimerização efetiva de uma ampla gama de compósitos. Através da verificação da profundidade de cura, os autores avaliaram a eficiência desta nova geração de unidades de LED (Freelight 2, 3M/ESPE; L.E.Demetron, Kerr; Radii, SDI e Ultralume 5, Ultradent). Para efeito de comparação também foi utilizada uma unidade halógena (Optilux 501, Kerr) com intensidade de luz de 730mW/cm². Todos os compósitos (Clearfil AP-X, Durafill VS, Glacier, Point 4, Simile, Filtek Supreme, Venus, Vitaescence e Filtek Z250) de cor A2 foram fotoativados por 20 segundos. A profundidade de cura foi determinada por um teste de raspagem de maneira similar ao ISO 4049. As médias dos valores obtidos com cada uma das unidades foram comparadas através de ANOVA e teste Scheffe (p=0,05). A profundidade de cura variou de 2,25mm (Clearfil AP-X/Optilux 501) a

4,14mm (Z250/Radii). Os autores concluíram que foram encontradas diferenças significativas na eficiência das unidades na polimerização das resinas analisadas. No entanto, todas as unidades produziram uma profundidade de cura maior que 2mm, espessura de incremento de resina recomendada para inserção.

WANG; PEREZ¹⁵², em 2004, avaliaram a dureza Vickers de um compósito híbrido polimerizado por diferentes unidades fotoativadoras à base de LED, utilizando-se uma unidade halógena Spectrum 800 (SP) como controle. Elipar FreeLight (FL), L.E.Demetron I (LED), ALLEGRO (ALR), UltraLume LED 5 (UL5) e um LED experimental (EXP) foram usados para polimerizar o compósito TPH Spectrum de cor A2. A intensidade de luz de todas as unidades fotoativadoras foi medida pelo radiômetro International Light IL 1400A. Espécimes de 6x7mm de dimensão foram preparados em matriz de Teflon, fotoativados durante 10 segundos e seccionados do topo em direção à base ao longo do eixo central (n=5/grupo). Após armazenamento por 24 horas a 37°C, o aparelho digital para testar microdureza LM700AT (LECO Corp.) foi utilizado para medir a dureza Vickers dos espécimes fotoativados, desde o topo até a base. Os dados foram estatisticamente analisados através de teste ANOVA (p=0,05). Os resultados com as médias e os desvios-padrão estão apresentados na tabela a seguir.

APARELHO	POTÊNCIA (mW/cm ²)	DUREZA VICKERS NAS DIFERENTES PROFUNDIDADES (N=5/GRUPO)					
		0	1	2	3	4	5
SP	238	67,2(1,2)	65,4(0,9)	61,6(0,5)	54,6(0,9)	42,0(1,2)	27,0(0,0)
FL	90	67,8(0,8)	69,4(0,9)	69,9(1,2)	60,8(1,6)	47,6(1,5)	30,4(1,1)
LED	340	74,8(0,8)	73,6(1,1)	71,0(1,0)	63,2(1,6)	51,8(2,4)	45,6(2,3)
ALR	355	68,8(2,2)	71,2(2,2)	72,0(1,2)	72,4(1,1)	66,6(1,1)	56,8(0,8)
UL5	353	76,0(1,9)	75,0(0,0)	76,2(0,4)	74,6(0,9)	62,2(2,2)	50,6(2,4)
EXP	285	77,0(1,0)	77,4(1,5)	76,2(1,3)	71,6(1,5)	66,8(1,3)	54,2(1,3)

Os autores concluíram que as unidades à base de LED com intensidade mais alta melhoram significativamente a profundidade de cura do compósito.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

A revisão de literatura mostrou que a profundidade de polimerização e o grau de conversão das resinas compostas podem ser influenciados pelo desempenho da unidade fotoativadora utilizada. Diante disso, através de teste de dureza superficial em amostras de uma resina composta, o objetivo da presente pesquisa foi:

1) avaliar a eficiência de aparelhos fotoativadores à base de LED e compará-los aos tradicionais aparelhos fotoativadores à base de lâmpada halógena;

2) verificar se existe correlação entre a eficácia desses dois sistemas de fotoativação e a intensidade de luz (mW/cm^2) emitida pelos mesmos.

MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

Para avaliação da proposta deste trabalho, o método utilizado foi o teste de microdureza Knoop, mensurada em diferentes profundidades, em duas idades de amostras de um compósito fotoativável.

Foi selecionada uma resina composta restauradora híbrida fotoativável (Z100, 3M/ESPE - São Paulo, Brasil), cor A3, com propriedades bastante estudadas e conhecidas, sendo que algumas de suas características encontram-se especificadas na tabela 4.1.

Tabela 4.1 Nome, número de lote e algumas características da resina composta híbrida utilizada.

RESINA (COR)	LOTE	MATRIZ	FOTOINICIADOR	CARGA	PARTÍCULAS	
					% (VOLUME)	TAMANHO
Z100 (A3)	3WT e 3HT	BISGMA TEGMA	Canforoquinona	Zircônio / SiO ₂ (Sinterizados)	71	0,01 a 4,5µm (média – 0,6µm)

Quanto aos dois tipos de sistemas de fotoativação, LED e de lâmpada halógena, foram selecionados 26 aparelhos, especificados na tabela 4.2, alfabeticamente ordenados, juntamente com algumas de suas características.

Tabela 4.2 - Relação dos aparelhos fotoativadores utilizados com algumas de suas características.

APARELHO	TIPO DE FONTE DE LUZ	TIPO DE GUIA DE LUZ OU PONTA ATIVA OU “SONDA”	INTENSIDADE DE LUZ OU DENSIDADE DE POTÊNCIA (mW/cm^2)	FABRICANTE	NÚMERO DE SÉRIE
01- Biolux Single V	LED	Polímero	350	Bioart	000843
02- Biolux Single V	LED	Fibra	480	Bioart	000843
03- Degulux	Hal.	Fibra	400	Degussa	590440496
04- Dentlux	Hal.	Fibra	220	Dentlux	97OUTX828
05- Fibr lux	Hal.	Cabo de Fibra	60	Dabi Atlante	001379
06- LEC-470 I	LED	Polímero	120	M.M.Optics	FL0419
07- Luxion X7	LED	Fibra	170	Microdent	MDLX70304076
08- Optilight Plus	Hal.	Fibra não coerente	400	Gnatus	4195400073
09- Optilight Plus	Hal.	Fibra coerente	500	Gnatus	4195400073
10- Optilight CL	LED	Polímero	210	Gnatus	540629023
11- Optilight LD II	LED	Polímero	120	Gnatus	0039069067
12- Optilux 403	Hal.	Fibra	500	Demetron	4830577
13- Radii	LED	Polímero	800	SDI	12551
14- Ultrablue IS 200	LED	Polímero	120	DMC	299
15- Ultrablue IS 200	LED	Fibra	170	DMC	299
16- Ultrablue IS 350	LED	Polímero	250	DMC	2183
17- Ultrablue IS 350	LED	Fibra	310	DMC	2183
18- Ultrablue IS 600	LED	Polímero	330	DMC	0210
19- Ultrablue IS 600	LED	Fibra	530	DMC	0210
20- Ultrablue IV Plus	LED	Fibra	140	DMC	0037
21- Ultraled	LED	Fibra	170	Dabi Atlante	000050
22- Ultraled XP	LED	Polímero	190	Dabi Atlante	A403000144
23- Ultraled XP	LED	Fibra não coerente	190	Dabi Atlante	A403000144
24- Ultraled XP	LED	Fibra coerente	200	Dabi Atlante	A403000144
25- Ultralux	Hal.	Fibra	340	Dabi Atlante	005610
26- VIP	Hal.	Fibra	500	Bisco	000002513

- A denominação “fibra coerente” e “fibra não coerente” foi utilizada para indicar respectivamente, dentre os guias de luz de fibra óptica de um mesmo fabricante, o de maior e menor capacidade de transmissão da luz (maior e menor índice de refração). O aparelho fotoativador nº 5, que utiliza um “extenso cabo de fibra óptica” para transmitir a luz, não é mais comercializado, mas foi incluído neste estudo em função da baixa intensidade de luz transmitida e pelo fato de ainda ser utilizado por alguns profissionais.

Como pode ser observado na tabela 4.2, em alguns casos, em função do tipo de guia de luz utilizado (**Figura 4.1**), um mesmo aparelho fotoativador foi analisado mais de uma vez, e então, enumerado para estas diferentes condições. Assim, foram considerados aparelhos distintos, pois em razão dessa diferença no guia de luz, poderiam emitir diferentes intensidades de luz (mW/cm^2). Para certificar essa possibilidade e aferir a intensidade de luz emitida por cada aparelho fotoativador, antes da confecção de cada corpo-de-prova, foi utilizado um radiômetro modelo 100 (**Figura 4.2**), fabricado pela Demetron Research Corporation, Donbury, CT – EUA., selecionado conforme **Anexo 1**.

Em uma sala com temperatura e umidade relativa do ar controladas, $23\pm 2^\circ\text{C}$ e $50\pm 10\%$, respectivamente, cada espécime foi confeccionado com o auxílio de uma matriz, constituída por duas partes, chamadas de hemimatriz inferior e superior, compostas por duas placas metálicas (latão), sextavadas, cada uma com 2mm de espessura e orifício central com diâmetro de 5mm, (**Figuras 4.3 e 4.4**). A confecção de cada espécime foi realizada em duas etapas. Inicialmente, para propiciar uma adequada reflexão da luz ativadora, numa tentativa de simular mais fidedignamente uma situação clínica, como se houvesse uma parede de fundo de uma cavidade preparada em dentina, a hemimatriz inferior era posicionada sobre uma base plana de dentina, com 3mm de espessura e 8mm de diâmetro (presa com resina no interior de uma placa de latão, sextavada como as hemimatrizes, com 3mm de espessura e orifício central com diâmetro de 9mm), previamente fixada em um suporte metálico (**Figuras 4.5 e 4.6**). Entre a referida base e a hemimatriz inferior interpunha-se, previamente, um pedaço de tira de poliéster (**Figura 4.7**) para evitar que a resina aderisse à dentina. O suporte metálico, no qual a base de dentina estava fixada, continha uma cantoeira formada por duas barras metálicas, para permitir o correto posicionamento das partes inferior e superior da matriz (sextavadas), de maneira que os orifícios ficassem coincidentes e centralizados na base de dentina (**Figura 4.8**). Com auxílio de um instrumento metálico próprio (Hu-Friedy, modelo CIGFT2BR) possuindo, de um lado, uma ponta ativa achatada tipo espátula usada para conduzir o material e, do outro, uma ponta ativa tipo condensador, usada para compactar a resina, o orifício da hemimatriz inferior era preenchido com ligeiro excesso (**Figuras 4.9 e 4.10**). Um outro pedaço de tira de poliéster era colocado sobre a hemimatriz inferior preenchida e, com a parte lateral de uma placa de vidro, era exercida uma pressão para deixar a superfície lisa e plana. Numa segunda etapa, posicionava-se a

hemimatriz superior sobre a hemimatriz inferior e seu orifício era preenchido com resina, seguindo-se os mesmos passos operacionais descritos anteriormente (**Figura 4.11**). A fotoativação era efetuada durante 40 segundos com a ponta ativa de uma das 26 unidades fotoativadoras mantida em contato com a tira de poliéster, colocada sobre a superfície de topo da hemimatriz superior, numa angulação de 90° (**Figura 4.12**). Assim, cada espécime era composto de duas partes, uma superior e outra inferior (**Figura 4.13**), cada uma com 2mm de profundidade e 5mm de diâmetro, ambas contidas no interior de cada hemimatriz. Dez minutos após a fotoativação, as hemimatrizes inferior e superior eram separadas e realizadas impressões de dureza Knoop (dureza inicial ou imediata) em cada uma das 4 superfícies, que eram: 1ª) superfície da parte superior do espécime, voltada para a fonte de luz (superfície de topo); 2ª) superfície da parte superior do espécime, oposta à fonte de luz (2mm-s=2mm de profundidade e antes da tira de poliéster); 3ª) superfície da parte inferior do espécime, voltada para a fonte de luz (2mm-i=2mm de profundidade e depois da tira de poliéster), e 4ª) superfície da parte inferior do espécime, oposta à fonte de luz (4mm de profundidade ou superfície de base). Previamente à confecção dos corpos-de-prova, para identificar cada uma das superfícies, com caneta de alta rotação e ponta diamantada nº1011, a parte voltada para a fonte de luz de cada hemimatriz recebeu o mesmo número e a inscrição “s” ou “i” para indicar a superfície superior e inferior, respectivamente.

As amostras (n=5/aparelho) foram submetidas a testes de dureza utilizando-se um aparelho SHIMADZU MICRO HARDNESS TESTER (Japão), modelo HMV-2000, acoplado a um *software* - sistema digital de análise de imagem CAMS-WIN (New Age Industries – USA) para Windows, com uma ponta penetradora de diamante, tipo Knoop, com carga de 100 gramas durante 10 segundos. Testes preliminarmente realizados nesse mesmo equipamento, com a mesma resina composta e duas das unidades fotoativadoras avaliadas, serviram para determinar tanto a carga utilizada quanto o tempo de aplicação da mesma.

Para efetuar as leituras de dureza em cada espécime, em pontos equidistantes (aproximadamente 1mm), eram realizadas cinco indentações em cada superfície analisada. Todos os espécimes, ainda no interior da hemimatriz, eram armazenados em recipientes escuros com água deionizada numa estufa a 37°C. Após a idade de 7 dias, os espécimes eram removidos da água deionizada, secos com gaze e novas leituras de dureza superficial eram realizadas (dureza

final), seguindo o mesmo método utilizado para obtenção da dureza inicial, totalizando 5.200 medições.

Todos os valores obtidos foram anotados em tabela própria (**Anexo 3**), e, para realização da análise estatística, montou-se uma tabela (**Tabela 5.1**) com a média aritmética, individual para cada corpo-de-prova, em cada superfície e idade analisada.

Figura 4.1 - Tipos de guia de luz: fibra coerente, não coerente e polímero (transparente).

Figura 4.2 - Radiômetro Demetron, modelo 100.

Figura 4.3 e 4.4 - Matriz metálica constituída por duas partes: hemimatriz inferior e superior.

Figura 4.5 - Vista frontal do suporte metálico antes da fixação da base de dentina.

Figura 4.6 - Vista frontal do suporte metálico após a fixação da base de dentina.

Figura 4.7 - Pedaco de tira de poliéster.

Figura 4.8 - Vista superior do suporte metálico com a base de dentina fixada. Na frente, as hemimatrizes inferior e superior.

Figura 4.9 - Hemimatriz inferior posicionada sobre a base de dentina.

Figura 4.10 - Hemimatriz inferior posicionada sobre a base de dentina após o preenchimento com resina.

Figura 4.11 - Hemimatriz superior posicionada e preenchida com resina.

Figura 4.12 - Posicionamento do guia de luz e fotoativação.

Figura 4.13 - Espécime composto por duas partes: uma superior e outra inferior.

RESULTADOS

5 RESULTADOS

Neste capítulo, encontram-se os resultados obtidos através do método descrito no capítulo anterior. Os dados originais, agrupados no Anexo 3, permitiram a elaboração das tabelas aqui expostas e das análises estatísticas. A Tabela 5.1 apresenta as médias dos valores de dureza Knoop de cada um dos 5 corpos-de-prova (CP1 a CP5), em cada profundidade analisada (topo, 2mm-s, 2mm-i e 4mm), nas duas idades avaliadas (inicial e final), obtidos nas amostras confeccionadas com a resina composta Z100, para cada um dos aparelhos fotoativadores utilizados neste estudo. Na Tabela 5.2 é apresentada a descrição dos aparelhos fotoativadores com as respectivas médias e desvios-padrão em cada uma das superfícies analisadas.

Tabela 5.1- Aparelhos fotoativadores (ordenados alfabeticamente, com o tipo de fonte de luz, fabricante, tipo de guia de luz e potência) com as médias dos valores de dureza Knoop de cada um dos 5 corpos-de-prova (CP1 a CP5), em cada profundidade analisada (topo, 2mm-s (antes da tira de poliéster), 2mm-i (depois da tira de poliéster) e 4mm), nas duas idades avaliadas (inicial e final (07 dias)), obtidos nas amostras confeccionadas, com a resina composta Z100.

APARELHO		INICIAL				FINAL			
		Topo	2mm-s	2mm-i	4mm	Topo	2mm-s	2mm-i	4mm
BIOLUX SINGLE V LED Bioart Polímero 350mW/cm ²	CP1	75,6	73,0	71,4	47,8	86,2	78,0	77,0	56,2
	CP2	76,4	74,4	67,0	44,4	80,4	78,6	79,6	52,4
	CP3	73,8	71,8	61,2	43,2	79,0	74,0	74,6	50,2
	CP4	79,4	74,6	75,8	48,6	86,6	79,2	80,0	56,6
	CP5	79,2	73,8	76,0	49,8	87,6	77,8	77,2	57,6
BIOLUX SINGLE V LED Bioart Fibra 480mW/cm ²	CP1	71,6	71,2	70,0	48,8	83,0	78,4	77,2	49,8
	CP2	74,4	71,2	70,4	52,4	85,8	75,8	75,8	55,8
	CP3	76,2	74,0	68,2	57,4	84,4	80,2	75,4	63,6
	CP4	76,0	72,4	72,0	57,0	85,6	78,4	80,2	64,4
	CP5	78,2	77,4	74,4	58,2	86,2	78,8	78,4	65,6
DEGULUX Halógena Degussa Fibra 400mW/cm ²	CP1	75,8	72,6	72	52,2	85,6	77,6	77,2	58,6
	CP2	76,8	71,4	70,6	53,8	84,2	77,6	78,0	61,4
	CP3	74,2	71,8	66,6	49,0	83,4	72,4	74,2	57,8
	CP4	73,6	68,0	64,8	50,2	81,0	73,6	72,6	56,8
	CP5	77,2	69,8	64,4	48	86,2	78,4	75,8	54,8

APARELHO		INICIAL				FINAL			
		Topo	2mm-s	2mm-i	4mm	Topo	2mm-s	2mm-i	4mm
DENTLUX Halógena Dentlux Fibra 220mW/cm ²	CP1	71,0	63,6	61,6	33,6	77,6	71,8	71,0	48,8
	CP2	69,4	59,8	55,2	27,2	75,2	70,6	64,0	40,6
	CP3	68,8	60,4	56,8	20,8	77,2	69,6	67,6	42,8
	CP4	67,8	60,0	60,4	24,6	78,4	68,8	69,8	39,6
	CP5	69,0	59,0	59,6	27,0	79,8	73,0	71,4	43,0
FIBRALUX Halógena Dabi Atlante Cabo de Fibra 60mW/cm ²	CP1	51,6	35,0	29,0	*	58,4	51,0	40,0	*
	CP2	49,0	33,6	26,2	*	56,8	45,8	34,6	*
	CP3	52,8	36,6	26,4	*	60,2	49,4	37,0	*
	CP4	49,8	31,0	25,0	*	58,2	43,4	35,6	*
	CP5	49,4	32,4	27,2	*	55,6	46,8	38,4	*
LEC-470 I LED M.M.Optcs Polímero 120mW/cm ²	CP1	73,6	63,0	60,4	15,8	80,8	68,2	63,6	23,0
	CP2	70,4	61,8	54,8	12,8	75	63,8	58,4	21,2
	CP3	67,8	53,6	51,8	12,8	76,8	63,8	61,8	23,4
	CP4	69,2	58,8	49,4	12,6	79,2	62,8	58,0	21,6
	CP5	65,4	52,8	48,0	11,4	77,2	63,8	61,8	22,2
LUXION X7 LED Microdent Fibra 170mW/cm ²	CP1	73,4	64,6	57,6	29,4	78,8	70,6	66,2	34,4
	CP2	73,6	63,0	57,4	25,6	79,6	74,4	70,6	35,6
	CP3	70,8	61,0	54,2	27,2	77,0	73,4	65,2	30,2
	CP4	72,8	60,4	53,6	25,6	82,2	75,4	64,8	35,4
	CP5	71,8	61,6	55,2	26,6	84,0	77,2	66,8	36,4
OPTILIGHT PLUS Halógena Gnatus Fibra não coerente 400mW/cm ²	CP1	76,6	71,6	67,6	49,4	85,4	75,2	70,4	60,2
	CP2	76,4	66,0	65,0	48,4	85,8	75,8	75,2	59,6
	CP3	77,0	65,4	60,4	50	85,6	73,6	72,6	62,6
	CP4	75,8	67,0	64,6	50,6	86,0	79,0	76,8	64,2
	CP5	77,4	72,4	74, 4	54,2	87,6	77,2	78,2	63,2
OPTILIGHT PLUS Halógena Gnatus Fibra coerente 500mW/cm ²	CP1	78,2	69,0	66,8	47,8	85,6	76,6	73,6	57,2
	CP2	77,4	65,0	64,8	46,0	85,8	75,4	73,8	58,8
	CP3	78,0	64,3	64,0	43,6	85,4	74,6	74,0	56,0
	CP4	75,2	67,4	64,4	49,8	87,0	76,8	74,0	64,0
	CP5	78,2	64,2	64,6	47,4	87,0	77,2	76,4	63,0
OPTILIGHT CL LED Gnatus Polímero 210mW/cm ²	CP1	74,0	69,2	64,0	37,0	78,2	74,2	67,6	38,6
	CP2	72,6	66,0	58,8	26,4	82,8	73,2	70,2	43,6
	CP3	74,2	64,8	59,4	32,8	81,8	73,8	69,2	42,0
	CP4	70,4	65,2	62,2	29,4	77,6	73,0	69,6	44,8
	CP5	72,2	66,8	62,4	33,4	79,4	73,4	71,6	43,8
OPTILIGHT LD II LED Gnatus Polímero 120mW/cm ²	CP1	66,8	56,2	54,2	13,0	75,4	61,0	58,8	19,8
	CP2	70,2	52,2	54,4	11,0	77,2	61,2	58,4	22,4
	CP3	68,8	56,6	52,0	13,0	79,2	66,2	61,0	27,8
	CP4	65,4	52,8	48,0	11,2	76,2	63,2	60,6	20,0
	CP5	68,4	54,0	48,0	15,8	79,0	66,0	56,8	24,0

INICIAL						FINAL			
APARELHO		Topo	2mm-s	2mm-i	4mm	Topo	2mm-s	2mm-i	4mm
OPTILUX 403 Halógena Demetron Fibra 500mW/cm ²	CP1	75,6	75,0	73,6	56,8	86,2	78,8	77,0	65,0
	CP2	75,5	73,6	72,4	42,6	86,8	76,8	75,8	58,0
	CP3	73,6	70,4	71,2	44,2	86,8	74,0	73,0	51,0
	CP4	77,4	66,4	65,8	45,6	87,8	71,6	70,2	59,8
	CP5	72,6	71,4	70,8	53,2	88,6	75,4	74,4	65,8
RADII LED SDI Polímero 800mW/cm ²	CP1	74,0	73,6	74,0	64,0	87,0	80,2	80,4	71,4
	CP2	76,2	74,0	74,0	64,0	86,2	84,6	84,8	72,2
	CP3	75,6	74,6	75,8	66,0	87,6	79,2	81,0	72,2
	CP4	75,8	75,8	74,2	64,0	85,4	83,6	83,0	70,8
	CP5	78,0	74,6	75,4	65,2	89,0	82,6	83,4	71,4
ULTRABLUE IS 200 LED DMC Polímero 120mW/cm ²	CP1	65,0	48,0	37,4	12,4	77,6	60,8	55,0	20,4
	CP2	66,6	54,4	38,6	12,8	78,2	66,2	56,6	21,6
	CP3	64,8	53,8	50,8	15,6	78,0	64,6	57,8	27,2
	CP4	66,0	54,8	55,8	11,4	75,4	64,2	59,0	19,6
	CP5	68,2	52,4	47,0	12,8	78,8	66,0	63,8	20,6
ULTRABLUE IS 200 LED DMC Fibra 170mW/cm ²	CP1	75,2	64,4	64,2	36,4	79,0	71,6	69,6	41,8
	CP2	72,8	63,6	61,2	31,8	78,2	74,6	72,6	45,6
	CP3	68,2	59,4	58,6	35,0	76,8	73,8	70,6	42,0
	CP4	70,0	64,8	58,4	34,4	81,4	77,0	70,8	42,2
	CP5	70,0	64,8	58,4	32,6	82,2	76,4	69,4	42,4
ULTRABLUE IS 350 LED DMC Polímero 250mW/cm ²	CP1	74,2	69,8	66,4	34,8	82,0	77,4	75,0	48,2
	CP2	70,2	64,2	63,0	31,6	82,2	73,8	76,0	46,2
	CP3	73,2	69,6	67,4	29,0	85,4	77,2	73,8	44,2
	CP4	72,4	67,8	64,6	33,2	81,6	75,4	74,6	45,6
	CP5	73,6	71,0	68,4	29,4	79,2	73,8	73,2	44,0
ULTRABLUE IS 350 LED DMC Fibra 310 mW/cm ²	CP1	73,8	72,4	61,4	42,6	79,0	74,8	69,8	46,2
	CP2	69,4	66,4	64,4	40,0	79,4	74,4	73,2	46,6
	CP3	67,8	67,8	59,4	39,8	78,4	79,6	74,6	48,2
	CP4	73,6	70,0	68,4	45,0	82,6	81,4	76,8	54,4
	CP5	70,8	68,8	65,0	42,0	81,8	77,0	74,4	56,6
ULTRABLUE IS 600 LED DMC Polímero 330mW/cm ²	CP1	78,0	73,4	74,0	46,6	86,0	78,4	80,2	55,8
	CP2	79,0	74,4	72,8	40,0	87,2	77,8	76,0	54
	CP3	74,0	70,0	68,8	44,2	79,2	73,0	73,8	49,2
	CP4	75,8	74,6	73,4	46,8	78,4	75,8	73,4	55,8
	CP5	76,8	73,06	74,0	43,0	87,2	75,2	77,4	54,6
ULTRABLUE IS 600 LED DMC Fibra 530mW/cm ²	CP1	76,8	76,6	69,6	57,6	85,2	80,6	75,6	62,2
	CP2	76,2	75,4	69,4	59,2	83,6	78,6	78,0	63,4
	CP3	78,8	75,8	72,8	61,4	86,2	80,6	80,4	65,0
	CP4	75,4	71,8	70,6	48,8	85,6	78,6	80,4	50,8
	CP5	70,8	68,2	67,0	48,6	85,4	76,2	75,4	55,4

APARELHO		INICIAL				FINAL			
		Topo	2mm-s	2mm-i	4mm	Topo	2mm-s	2mm-i	4mm
ULTRABLUE IV PLUS LED DMC Fibra 140mW/cm ²	CP1	64,8	53,8	48,0	16,2	79,6	65,4	57,2	24,0
	CP2	67,0	55,4	39,0	12,8	81,2	69,2	59,2	24,6
	CP3	64,2	55,8	47,4	16,0	74,6	62,8	56,2	22,2
	CP4	66,6	54,0	40,6	10,8	77,8	64,6	58,8	22,8
	CP5	68,0	54,6	45,8	12,6	77,2	65,8	58,6	24,8
ULTRALED LED Dabi Atlante Fibra 170mW/cm ²	CP1	72,2	54,6	53,4	25,0	77,0	74,2	66,4	34,8
	CP2	74,6	64,0	58,8	29,4	83,6	79,4	72,4	37,4
	CP3	71,6	63,6	58,0	31,2	79,6	74,6	70,0	42,2
	CP4	69,8	63,8	48,2	20,0	78,8	75,6	64,4	29,4
	CP5	73,2	64,8	46,2	24,6	82,4	75,2	62,0	38,0
ULTRALED XP LED Dabi Atlante Polímero 190mW/cm ²	CP1	70,8	63,8	52,4	20,0	77,2	74,2	65,2	33,4
	CP2	74,6	63,6	61,6	29,8	84,2	79,0	74,4	42,2
	CP3	72,6	65,2	63,8	25,4	76,4	72,2	70,2	41,4
	CP4	75,4	65,6	63,8	32,4	84,8	73,4	67,6	40,4
	CP5	71,4	65,4	61,0	35,8	83,0	72,4	70,4	42,4
ULTRALED XP LED Dabi Atlante Fibra não coerente 190mW/cm ²	CP1	72,2	68,4	66,4	31,0	79,0	75,0	67,2	33,6
	CP2	75,6	67,2	65,2	25,6	83,8	79,8	73,4	43,8
	CP3	71,6	64,6	62,4	33,6	75,6	72,8	69,4	42,0
	CP4	75,0	64,6	62,2	28,8	83,2	73,4	71,0	38,0
	CP5	73,4	68,6	64,6	36,0	81,8	72,2	68,6	41,8
ULTRALED XP LED Dabi Atlante Fibra coerente 200mW/cm ²	CP1	76,4	71,0	69,0	37,0	84,4	80,0	73,6	44,0
	CP2	72,0	70,0	67,4	35,4	82,4	70,8	68,6	43,6
	CP3	70,2	65,2	62,4	34,4	77,6	75,6	69,2	47,8
	CP4	71,2	61,0	59,4	29,4	78,0	73,0	71,6	43,6
	CP5	74,4	67,6	64,2	31,6	81,4	77,6	74,4	41,8
ULTRALUX Halógena Dabi Atlante Fibra 340mW/cm ²	CP1	72,2	64,6	64,2	43,0	81,4	74,0	75,2	57,0
	CP2	68,0	59,2	60,6	37,8	78,8	74,0	74,6	53,8
	CP3	70,6	61,6	59,0	39,2	80,8	77,6	76,0	51,6
	CP4	67,2	58,0	57,4	38,2	78,2	73,0	74,4	52,8
	CP5	71,8	63,6	61,8	32,6	79,8	76,8	73,8	48,2
VIP Halógena Bisco Fibra 500mW/cm ²	CP1	79,0	74,6	74,2	56,0	85,2	76,4	77,4	58,8
	CP2	76,2	73,4	72,8	49,8	87,0	80,4	79,0	66,8
	CP3	73,6	68,8	67,6	45,0	82,4	73,2	72,0	57,2
	CP4	74,4	66,0	68,2	47,2	84,6	73,8	73,2	53,6
	CP5	72,0	68,8	67,4	43,0	83,8	76,8	76,2	56,6

* As amostras fotoativadas com o aparelho Fibrilux tiveram um baixíssimo grau de polimerização, o que impossibilitou, com a carga e o tempo estipulados, realizar as indentações e, conseqüentemente, efetuar as leituras de dureza Knoop na profundidade de 4mm.

Tabela 5.2 - Aparelhos fotoativadores (ordenados alfabeticamente, com o tipo de fonte de luz, fabricante, tipo de guia de luz e potência) com as médias dos valores de dureza Knoop, com os respectivos desvios-padrão (dp), obtidas em cada profundidade e idade analisada, de amostras de resina composta Z-100 fotoativadas com cada um dos aparelhos (n=5/aparelho).

APARELHO	INICIAL				FINAL			
	Topo	2mm-s	2mm-i	4mm	Topo	2mm-s	2mm-i	4mm
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/Polímero/350mW/cm ²)	76,9 (2,4)	73,5 (1,1)	70,3 (6,3)	46,8 (2,8)	84,0 (3,9)	77,5 (2,0)	77,7 (2,2)	54,6 (3,1)
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/Fibra/480mW/cm ²)	75,3 (2,5)	73,2 (2,6)	71,0 (2,3)	54,8 (4,0)	85,0 (1,3)	78,3 (1,6)	77,4 (2,0)	59,8 (6,8)
DEGULUX (Hal./Degussa/Fibra/400mW/cm ²)	75,5 (1,6)	70,7 (1,8)	67,7 (3,4)	50,6 (2,3)	84,1 (2,0)	75,9 (2,7)	75,6 (2,2)	57,9 (2,4)
DENTLUX (Hal./Dentlux/Fibra/220mW/cm ²)	69,2 (1,2)	60,6 (1,8)	58,7 (2,6)	26,6 (4,7)	77,6 (1,7)	70,7 (1,7)	68,8 (3,0)	43,0 (3,6)
FIBRALUX (Hal./Dabi Atlante/Cabo de fibra/60mW/cm ²)	50,5 (1,6)	33,7 (2,2)	26,8 (1,5)	--	57,8 (1,7)	47,3 (3,0)	37,1 (2,1)	-
LEC-470 I (LED/M.M.Optcs/Polímero/120mW/cm ²)	69,3 (3,0)	58,0 (4,6)	52,9 (4,9)	13,1 (1,6)	77,8 (2,2)	64,5 (2,1)	60,7 (2,4)	22,3 (0,9)
LUXION X7 (LED/Microdente/Fibra/170mW/cm ²)	72,5 (1,2)	62,1 (1,7)	55,6 (1,8)	26,9 (1,6)	80,3 (2,8)	74,2 (2,4)	66,7 (2,3)	34,4 (2,4)
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/Fibra não coerente/400mW/cm ²)	76,6 (0,6)	68,5 (3,3)	66,4 (5,2)	50,5 (2,2)	86,1 (0,9)	76,2 (2,0)	74,6 (3,2)	62,0 (2,0)
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/Fibra coerente/500mW/cm ²)	77,4 (1,3)	66,0 (2,1)	64,9 (1,0)	46,9 (2,3)	86,2 (0,8)	76,1 (1,1)	74,4 (1,1)	59,8 (3,5)
OPTILIGHT CL (LED/Gnatus/Polímero/210mW/cm ²)	72,7 (1,5)	66,4 (1,7)	61,4 (2,2)	31,8 (4,0)	80,0 (2,3)	73,5 (0,5)	69,6 (1,4)	42,6 (2,4)
OPTILIGHT LD II (LED/Gnatus/Polímero/120mW/cm ²)	67,9 (1,8)	54,4 (2,0)	51,3 (3,2)	12,8 (1,9)	77,4 (1,7)	63,5 (2,5)	59,1 (1,7)	22,8 (3,3)
OPTILUX 403 (Hal./Demetron/Fibra/500mW/cm ²)	74,9 (1,9)	71,4 (3,3)	70,8 (3,0)	48,5 (6,2)	87,2 (0,9)	75,3 (2,7)	74,1 (2,6)	59,9 (6,0)
RADII (LED/SDI/Polímero/800mW/cm ²)	75,9 (1,4)	74,5 (0,8)	74,7 (0,8)	64,6 (0,9)	87,0 (1,4)	82,0 (2,3)	82,5 (1,8)	71,6 (0,6)
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/Polímero/120mW/cm ²)	66,1 (1,4)	52,7 (2,8)	45,9 (7,9)	13,0 (1,6)	77,6 (1,3)	64,4 (2,2)	58,4 (3,3)	21,9 (3,0)
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/Fibra/170mW/cm ²)	71,2 (2,7)	63,4 (2,3)	60,2 (2,5)	34,0 (1,8)	79,5 (2,2)	74,7 (2,1)	70,6 (1,3)	42,8 (1,6)
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/Polímero/250mW/cm ²)	72,7 (1,5)	68,5 (2,6)	66,0 (2,2)	31,6 (2,5)	82,1 (2,2)	75,5 (1,7)	74,5 (1,1)	45,6 (1,7)
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/Fibra/310mW/cm ²)	71,1 (2,6)	69,1 (2,3)	63,7 (3,5)	41,9 (2,1)	80,2 (1,8)	77,4 (3,0)	73,8 (2,6)	50,4 (4,8)
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/Polímero/330mW/cm ²)	76,7 (1,9)	73,1 (1,8)	72,6 (2,2)	44,1 (2,8)	83,6 (4,4)	76,0 (2,2)	76,2 (2,8)	53,9 (2,7)
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/Fibra/530mW/cm ²)	75,6 (3,0)	73,6 (3,5)	69,9 (2,1)	55,1 (6,0)	85,2 (1,0)	78,9 (1,8)	78,0 (2,4)	59,4 (6,0)
ULTRABLUE IV PLUS (LED/Fibra/140mW/cm ²)	66,1 (1,6)	54,7 (0,9)	44,2 (4,1)	13,7 (2,3)	78,1 (2,5)	65,6 (2,3)	58,0 (1,2)	23,7 (1,1)
ULTRALED (LED/Dabi Atlante/Fibra/170mW/cm ²)	72,3 (1,8)	62,2 (4,2)	52,9 (5,6)	26,0 (4,4)	80,3 (2,7)	75,8 (2,0)	67,0 (4,2)	36,4 (4,7)
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/Polímero/190mW/cm ²)	73,0 (2,0)	64,7 (0,9)	60,5 (4,7)	28,7 (6,2)	81,1 (4,0)	74,2 (2,8)	69,6 (3,4)	40,0 (3,7)
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/Fibra não coerente/190mW/cm ²)	73,6 (1,7)	66,7 (2,0)	64,2 (1,8)	31,0 (4,0)	80,7 (3,4)	74,6 (3,0)	69,9 (2,4)	39,8 (4,0)
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/Fibra coerente/200mW/cm ²)	72,8 (2,5)	67,0 (4,0)	64,5 (3,8)	33,6 (3,0)	80,8 (2,9)	75,4 (3,6)	71,5 (2,5)	44,2 (2,2)
ULTRALUX (Hal./Dabi Atlante/Fibra/340mW/cm ²)	70,0 (2,2)	61,4 (2,8)	60,6 (2,6)	38,2 (3,7)	79,8 (1,3)	75,1 (2,0)	74,8 (0,8)	52,7 (3,2)
VIP (Hal./Bisco/Fibra/500mW/cm ²)	75,0 (2,7)	70,3 (3,6)	70,0 (3,2)	48,2 (5,0)	84,6 (1,7)	76,1 (2,9)	75,6 (2,9)	58,6 (4,9)

Aos dados da Tabela 5.1 foi aplicada uma análise de variância a 3 critérios, cujos resultados indicaram haver diferença significativa entre os aparelhos ($F=74,95$; $p=0,000$), entre as profundidades ($F=8512,67$; $p=0,000$), entre as idades ($F=2354,90$; $p=0,000$), e também interação entre os critérios: aparelhos x idade ($F=3,93$; $p=0,000$), aparelho x profundidade ($F=36,93$; $p=0,000$), idade x profundidade ($F=10,51$; $p=0,000$), e aparelho x idade x profundidade ($F=3,98$; $p=0,000$).

Assim, para comparar a eficiência dos aparelhos fotoativadores grupo a grupo (nas diferentes profundidades e idades analisadas), aplicou-se um teste de contraste (Tukey, com nível de significância de 5%), cujos resultados estão apresentados nas Tabelas 5.3 a 5.10 (aparelhos unidos pela barra vertical não apresentam diferença significativa entre si para a profundidade e idade analisada).

Tabela 5.3 - Teste de Tukey para superfície de topo/inicial, com nível de significância de 5%.

APARELHO	Média							
FIBRALUX (Hal./Dabi Atlante/cabo de fibra/60mW/cm ²)	50,5							
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/polímero/120mW/cm ²)	66,1							
ULTRABLUE IV Plus (LED/DMC/fibra/140mW/cm ²)	66,1							
OPTILIGHT LD II (LED/Gnatus/polímero/120mW/cm ²)	67,9							
DENTLUX (Hal./Dentlux/fibra/220mW/cm ²)	69,2							
LEC-470 I (LED/M.M.Optics/polímero/120mW/cm ²)	69,3							
ULTRALUX (Hal./Dabi Atlante/fibra/340mW/cm ²)	70,0							
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/fibra/310mW/cm ²)	71,1							
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/fibra/170mW/cm ²)	71,2							
ULTRALED (LED/Dabi Atlante/fibra/170mW/cm ²)	72,3							
LUXION X7 (LED/Microdent/fibra/170mW/cm ²)	72,5							
OPTILIGHT CL (LED/Gnatus/polímero/210mW/cm ²)	72,7							
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/polímero/250mW/cm ²)	72,7							
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra coerente/200mW/cm ²)	72,8							
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/polímero/190mW/cm ²)	73,0							
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra não coerente/190mW/cm ²)	73,6							
OPTILUX 403 (Hal./Demetron/fibra/500mW/cm ²)	74,9							
VIP (Hal./Bisco/fibra/500mW/cm ²)	75,0							
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/fibra/480mW/cm ²)	75,3							
DEGULUX (Hal./Degussa/fibra/400mW/cm ²)	75,5							
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/fibra/530mW/cm ²)	75,6							
RADII (LED/SDI/polímero/800mW/cm ²)	75,9							
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra não coerente/400mW/cm ²)	76,6							
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/polímero/330mW/cm ²)	76,7							
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/polímero/350mW/cm ²)	76,9							
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra coerente/500mW/cm ²)	77,4							

Tabela 5.4- Teste de Tukey para profundidade de 2mm-s/inicial, com nível de significância de 5%.

APARELHO	Média
FIBRALUX (Hal./Dabi Atlante/cabo de fibra/60mW/cm²)	33,7
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/polímero/120mW/cm²)	52,7
OPTILIGHT LD II (LED/Gnatus/polímero/120mW/cm²)	54,4
ULTRABLUE IV PLUS (LED/DMC/fibra/140mW/cm²)	54,7
LEC-470 I (LED/M.M.Optics/polímero/120mW/cm²)	58,0
DENTLUX (Hal./Dentlux/fibra/220mW/cm²)	60,6
ULTRALUX (Hal./Dabi Atlante/fibra/340mW/cm²)	61,4
LUXION X7 (LED/Microdent/fibra/170mW/cm²)	62,1
ULTRALED (LED/Dabi Atlante/fibra/170mW/cm²)	62,2
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/fibra/170mW/cm²)	63,4
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/polímero/190mW/cm²)	64,7
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra coerente/500mW/cm²)	66,0
OPTILIGHT CL (LED/Gnatus/polímero/210mW/cm²)	66,4
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra não coerente/190mW/cm²)	66,7
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra coerente/200mW/cm²)	67,0
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/polímero/250mW/cm²)	68,5
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra não coerente/400mW/cm²)	68,5
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/fibra/310mW/cm²)	69,1
VIP (Hal./Bisco/fibra/500mW/cm²)	70,3
DEGULUX (Hal./Degussa/fibra/400mW/cm²)	70,7
OPTILUX 403 (Hal./Demetron/fibra/500mW/cm²)	71,4
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/polímero/330mW/cm²)	73,1
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/fibra/480mW/cm²)	73,2
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/polímero/350mW/cm²)	73,5
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/fibra/530mW/cm²)	73,6
RADII (LED/SDI/polímero/800mW/cm²)	74,5

Tabela 5.5- Teste de Tukey para a profundidade de 2mm-i/inicial, com nível de significância de 5%.

[illegible]

Tabela 5.7- Teste de Tukey para superfície de topo/final, com nível de significância de 5%.

APARELHO	Média							
FIBRALUX (Hal./Dabi Atlante/cabo de fibra/60mW/cm ²)	57,8							
OPTILIGHT LD II (LED/Gnatus/polímero/120mW/cm ²)	77,4							
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/polímero/120mW/cm ²)	77,6							
DENTLUX (Hal./Dentlux/fibra/220mW/cm ²)	77,6							
LEC-470 I (LED/M.M.Optics/polímero/120mW/cm ²)	77,8							
ULTRABLUE IV PLUS (LED/DMC/fibra/140mW/cm ²)	78,1							
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/fibra/170mW/cm ²)	79,5							
ULTRALUX (Hal./Dabi Atlante/fibra/340mW/cm ²)	79,8							
OPTILIGHT CL (LED/Gnatus/polímero/210mW/cm ²)	80,0							
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/fibra/310mW/cm ²)	80,2							
ULTRALED (LED/Dabi Atlante/fibra/170mW/cm ²)	80,3							
LUXION X7 (LED/Microdent/fibra/170mW/cm ²)	80,3							
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra não coerente/190mW/cm ²)	80,7							
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra coerente/200mW/cm ²)	80,7							
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/polímero/190mW/cm ²)	81,1							
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/polímero/250mW/cm ²)	82,1							
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/polímero/330mW/cm ²)	83,6							
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/polímero/350mW/cm ²)	84,0							
DEGULUX (Hal./Degussa/fibra/400mW/cm ²)	84,1							
VIP (Hal./Bisco/fibra/500mW/cm ²)	84,6							
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/fibra/480mW/cm ²)	85,0							
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/fibra/530mW/cm ²)	85,0							
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra não coerente/400mW/cm ²)	86,1							
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra coerente/500mW/cm ²)	86,2							
RADII (LED/SDI/polímero/800mW/cm ²)	87,0							
OPTILUX 403 (Hal./Demetron/fibra/500mW/cm ²)	87,2							

Tabela 5.8- Teste de Tukey para profundidade de 2mm-s/final, com nível de significância de 5%.

APARELHO	Média						
FIBRALUX (Hal./Dabi Atlante/cabo de fibra/60mW/cm ²)	47,3						
OPTILIGHT LD II (LED/Gnatus/polímero/120mW/cm ²)	63,5						
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/polímero/120mW/cm ²)	64,4						
LEC-470 I (LED/M.M.Optics/polímero/120mW/cm ²)	64,5						
ULTRABLUE IV PLUS (LED/DMC/fibra/140mW/cm ²)	65,6						
DENTLUX (Hal./Dentlux/fibra/220mW/cm ²)	70,7						
OPTILIGHT CL (LED/Gnatus/polímero/210mW/cm ²)	73,5						
LUXION X7 (LED/Microdent/fibra/170mW/cm ²)	74,2						
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/polímero/190mW/cm ²)	74,2						
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra não coerente/190mW/cm ²)	74,6						
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/fibra/170mW/cm ²)	74,7						
ULTRALUX (Hal./Dabi Atlante/fibra/340mW/cm ²)	75,1						
OPTILUX 403 (Hal./Demetron/fibra/500mW/cm ²)	75,3						
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra coerente/200mW/cm ²)	75,4						
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/polímero/250mW/cm ²)	75,5						
ULTRALED (LED/Dabi Atlante/fibra/170mW/cm ²)	75,8						
DEGULUX (Hal./Degussa/fibra/400mW/cm ²)	75,9						
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/polímero/330mW/cm ²)	76,0						
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra coerente/500mW/cm ²)	76,1						
VIP (Hal./Bisco/fibra/500mW/cm ²)	76,1						
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra não coerente/400mW/cm ²)	76,2						
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/fibra/310mW/cm ²)	77,4						
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/polímero/350mW/cm ²)	77,5						
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/fibra/480mW/cm ²)	78,3						
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/fibra/530mW/cm ²)	78,9						
RADII (LED/SDI/polímero/800mW/cm ²)	82,0						

Tabela 5.10- Teste de Tukey para a profundidade de 4mm/final, com nível de significância de 5%.

APARELHO	MÉDIA											
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/polímero/120mW/cm ²)	21,9											
LEC-470 I (LED/M.M.Optics/polímero/120mW/cm ²)	22,3											
OPTILIGHT LD II (LED/Gnatus/polímero/120mW/cm ²)	22,8											
ULTRABLUE IV PLUS (LED/DMC/fibra/140mW/cm ²)	23,7											
LUXION X7 (LED/Microdent/fibra/170mW/cm ²)	34,4											
ULTRALED (LED/Dabi Atlante/fibra/170mW/cm ²)	36,4											
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra não coerente/190mW/cm ²)	39,8											
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/polímero/190mW/cm ²)	40,0											
OPTILIGHT CL (LED/Gnatus/polímero/210mW/cm ²)	42,6											
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/fibra/170mW/cm ²)	42,8											
DENTLUX (Hal./Dentlux/fibra/220mW/cm ²)	43,0											
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/fibra coerente/200mW/cm ²)	44,1											
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/polímero/250mW/cm ²)	45,6											
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/fibra/310mW/cm ²)	50,4											
ULTRALUX (Hal./Dabi Atlante/fibra/340mW/cm ²)	52,7											
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/polímero/330mW/cm ²)	53,9											
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/polímero/350mW/cm ²)	54,6											
DEGULUX (Hal./Degussa/fibra/400mW/cm ²)	57,9											
VIP (Hal./Bisco/fibra/500mW/cm ²)	58,6											
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/fibra/530mW/cm ²)	59,4											
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra coerente/500mW/cm ²)	59,8											
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/fibra/480mW/cm ²)	59,8											
OPTILUX 403 (Hal./Demetron/fibra/500mW/cm ²)	59,9											
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/fibra não coerente/400mW/cm ²)	62,0											
RADII (LED/SDI/polímero/800mW/cm ²)	71,6											

*As amostras fotoativadas com o aparelho Fibralux (60mW/cm²) tiveram um baixíssimo grau de polimerização, o que impossibilitou, com a carga e o tempo estipulados, realizar as indentações e, conseqüentemente, efetuar as leituras de dureza Knoop na profundidade de 4mm.

De um modo geral os resultados mostraram que, nas duas idades analisadas, vários aparelhos fotoativadores tiveram eficiência semelhante para polimerizar a superfície de topo das amostras. Esse padrão também é verdadeiro para as profundidades 2mm-s e 2mm-i na idade inicial. Ainda nestas duas profundidades, mas na idade final, houve uma diminuição na quantidade de aparelhos com melhor desempenho, ficando um grupo maior de aparelhos com desempenho intermediário, seguidos de um menor com pior desempenho. Para a profundidade de 4mm, nas duas idades, o melhor desempenho foi o do aparelho Radian. O aparelho Fibrilux teve o pior desempenho em todas as profundidades analisadas.

Para as restaurações diretas com resinas fotoativáveis, 2mm têm sido recomendados como espessura máxima do incremento para inserção e fotoativação (**ADA², 1985**) e **ISO 4049⁶⁶, 1988**. Assim, através da análise da tabela 5.9 (profundidade de 2mm-i/final), verificou-se que:

1) dentre os aparelhos fotoativadores à base de lâmpada halógena, os que tiveram melhor desempenho foram os com intensidade de luz entre 340 e 500mW/cm² (estatisticamente semelhantes); seguidos pelo de intensidade de luz de 220mW/cm² com desempenho intermediário e, por último, com pior desempenho, pelo de 60mW/cm²;

2) dentre os aparelhos à base de LED, o que proporcionou a maior média dos valores de dureza foi aquele com intensidade de luz de 800mW/cm², não apresentando diferença estatisticamente significativa com os aparelhos de intensidade entre 350 e 530mW/cm²; com desempenho intermediário ficaram os aparelhos com intensidade de luz entre 250 e 330mW/cm², seguidos pelos de intensidade entre 170 e 210mW/cm² e, por fim, com pior desempenho, pelos de intensidade entre 120 e 140mW/cm².

3) dentre os 26 aparelhos pesquisados pode-se identificar 5 grupos distintos, assim divididos a partir do de melhores resultados: I) LED com intensidade de luz de 350 a 800mW/cm²; II) LED de 250 a 330mW/cm² e Hal. de 340 a 500mW/cm²; III) LED de 170 a 210mW/cm² e Hal. de 220mW/cm²; IV) LED de 120 a 140mW/cm²; e V) Hal. de 60mW/cm².

Esses resultados demonstram que a eficiência das unidades fotoativadoras, tanto para os sistemas à base de lâmpada halógena como à base

de LED, está principalmente relacionada com a intensidade de luz, visto que os aparelhos que apresentaram melhor desempenho foram os de maior potência, independentemente da fonte utilizada.

Para comparação entre as médias dos valores de dureza Knoop, obtidos nas amostras de resina composta, nas diferentes profundidades e idades analisadas, foi necessário aplicar teste de análise de variância a dois critérios (profundidades e idades), individualmente para cada aparelho fotoativador, seguido de um teste de contraste (Tukey, com nível de significância de 5%), também individual para cada aparelho fotoativador, cujos resultados estão apresentados na tabela 5.11. Nessa tabela os aparelhos fotoativadores encontram-se alfabeticamente ordenados, seguidos ou não do símbolo “☒” para indicar, respectivamente, que não houve ou que houve interação entre os critérios analisados. Assim, quando não houve interação entre os critérios, a comparação só pode ser feita entre as diferentes profundidades numa mesma idade, ou ainda entre a mesma profundidade nas duas idades analisadas (letras iguais na mesma linha da tabela indicam não haver diferença significativa entre as médias dos valores de dureza Knoop, para aquele aparelho).

Tabela 5.11 - Teste de Tukey com nível de significância de 5%, para comparar, individualmente para cada aparelho fotoativador, as médias dos valores de dureza Knoop em cada profundidade e idade analisadas, obtidos em amostras de resina composta Z-100 (n=5/aparelho).

APARELHO		INICIAL				FINAL			
		Topo	2mm-s	2mm-i	4mm	Topo	2mm-s	2mm-i	4mm
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/Polímero/350mW/cm ²)	☒	76,9 d	73,5 e	70,3 e	46,8 f	84,0 a	77,5 b	77,7 b	54,6 c
BIOLUX SINGLE V (LED/Bioart/Fibra/480mW/cm ²)		75,3 bc	73,2 cd	71,0 d	54,8 f	85,0 a	78,3 b	77,4 b	59,8 e
DEGULUX (Hal./Degussa/Fibra/400mW/cm ²)	☒	75,5 d	70,7 e	67,7 e	50,6 f	84,1 a	75,9 b	75,6 b	57,9 c
DENTLUX (Hal./Dentlux/Fibra/220mW/cm ²)		69,2 b	60,6 c	58,7 c	26,6 e	77,6 a	70,7 b	68,8 b	43,0 d
FIBRALUX (Hal./Dabi Atlante/Cabo de fibra/60mW/cm ²)		50,5 b	33,7 e	26,8 f	--	57,8 a	47,3 c	37,1 d	-
LEC-470 I (LED/M.M.Optcs/Polímero/120mW/cm ²)	☒	69,3 e	58,0 f	52,9 g	13,1 h	77,8 a	64,5 b	60,7 c	22,3 d
LUXION X7 (LED/Microdente/Fibra/170mW/cm ²)		72,5 b	62,1 d	55,6 e	26,9 g	80,3 a	74,2 b	66,7 c	34,4 f
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/Fibra não coerente/400mW/cm ²)	☒	76,6 d	68,5 e	66,4 e	50,5 f	86,1 a	76,2 b	74,6 b	62,0 c
OPTILIGHT PLUS (Hal./Gnatus/Fibra coerente/500mW/cm ²)		77,4 b	66,0 d	64,9 d	46,9 f	86,2 a	76,1 bc	74,4 c	59,8 e
OPTILIGHT CL (LED/Gnatus/Polímero/210mW/cm ²)	☒	72,7 e	66,4 f	61,4 g	31,8 h	80,0 a	73,5 b	69,6 c	42,6 d
OPTILIGHT LD II (LED/Gnatus/Polímero/120mW/cm ²)	☒	67,9 e	54,4 f	51,3 g	12,8 h	77,4 a	63,5 b	59,1 c	22,8 d
OPTILUX (Hal./Demetron/Fibra/500mW/cm ²)		74,9 bc	71,4 cd	70,8 d	48,5 f	87,2 a	75,3 b	74,1 bcd	59,9 e
RADII (LED/SDI/Polímero/800mW/cm ²)		75,9 c	74,5 c	74,7 c	64,6 e	87,0 a	82,0 b	82,5 b	71,6 d
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/Polímero/120mW/cm ²)	☒	66,1 e	52,7 f	45,9 g	13,0 h	77,6 a	64,4 b	58,4 c	21,9 d
ULTRABLUE IS 200 (LED/DMC/Fibra/170mW/cm ²)	☒	71,2 e	63,4 f	60,2 g	34,0 h	79,5 a	74,7 b	70,6 c	42,8 d
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/Polímero/250mW/cm ²)		72,7 b	68,5 c	66,0 c	31,6 e	82,1 a	75,5 b	74,5 b	45,6 d
ULTRABLUE IS 350 (LED/DMC/Fibra/310mW/cm ²)	☒	71,1 d	69,1 d	63,7 e	41,9 f	80,2 a	77,4 a	73,8 b	50,4 c
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/Polímero/330mW/cm ²)		76,7 b	73,1 c	72,6 c	44,1 e	83,6 a	76,0 bc	76,2 bc	53,9 d
ULTRABLUE IS 600 (LED/DMC/Fibra/530mW/cm ²)		75,6 cd	73,6 d	69,9 e	55,1 g	85,2 a	78,9 b	78,0 bc	59,4 f
ULTRABLUE IV PLUS (LED/Fibra/140mW/cm ²)	☒	66,1 e	54,7 f	44,2 g	13,7 h	78,1 a	65,6 b	58,0 c	23,7 d
ULTRALED (LED/Dabi Atlante/Fibra/170mW/cm ²)		72,3 b	62,2 d	52,9 e	26,0 g	80,3 a	75,8 b	67,0 c	36,4 f
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/Polímero/190mW/cm ²)	☒	73,0 e	64,7 f	60,5 g	28,7 h	81,1 a	74,2 b	69,6 c	40,0 d
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/Fibra não coerente/190mW/cm ²)	☒	73,6 d	66,7 e	64,2 e	31,0 f	80,7 a	74,6 b	69,9 b	39,8 c
ULTRALED XP (LED/Dabi Atlante/Fibra coerente/200mW/cm ²)	☒	72,8 e	67,0 f	64,5 g	33,6 h	80,8 a	75,4 b	71,5 c	44,2 d
ULTRALUX (Hal./Dabi Atlante/Fibra/340mW/cm ²)	☒	70,0 d	61,4 e	60,6 e	38,2 f	79,8 a	75,1 b	74,8 b	52,7 c
VIP (Hal./Bisco/Fibra/500mW/cm ²)		75,0 b	70,3 c	70,0 c	48,2 e	84,6 a	76,1 b	75,6 b	58,6 d

- Para cada um dos aparelhos fotoativadores, superfícies com a mesma letra não possuem diferenças estatisticamente significantes entre si.
- ☒ Indica que, para aquele aparelho fotoativador, não houve interação entre os critérios analisados (profundidade e idade), portanto a comparação é válida somente entre as diferentes profundidades numa mesma idade, ou ainda entre a mesma profundidade nas duas idades analisadas.

Nas comparações, individuais para cada aparelho fotoativador, entre as médias dos valores de dureza Knoop nas diferentes profundidades e idades analisadas, pode-se constatar que:

- 1) houve aumento da dureza com o aumento da idade, ou seja, da medição imediata (dureza inicial) para a de 7 dias (dureza final);
- 2) os valores de dureza decresceram com o aumento da profundidade.

DISCUSSÃO

6 - DISCUSSÃO

Com a finalidade de tornar mais didática a redação deste capítulo, o assunto será exposto e discutido em partes.

6.1 - Considerações Iniciais

Neste estudo, procurou-se analisar o maior número possível de marcas de aparelhos fotoativadores à base de LED, disponíveis na época do experimento, e compará-los a algumas unidades à base de lâmpada halógena. Para verificar a eficiência desses aparelhos foi utilizado como parâmetro o teste de dureza superficial Knoop em amostras de uma resina composta híbrida fotoativável. Por ser uma resina com propriedades bastante estudadas e conhecidas, foi escolhida a resina Z100 (3M/ESPE), utilizada por inúmeros pesquisadores nacionais e estrangeiros^{4, 24, 26, 27, 28, 36, 43, 49, 50, 56, 79, 81, 83, 87, 91, 94, 95, 102, 105, 117, 123, 134, 136, 137, 140, 158}, sendo uma referência inconteste. Apesar de **CRUZ; SHELLARD³⁹ (2000)**, que testaram a dureza e o grau de polimerização das resinas em diferentes cores, terem afirmado que este fator não teria influência nos resultados, para padronizar os testes sempre foi utilizada a cor A3.

6.2 - Sobre o Teste de Dureza

A análise das propriedades mecânicas das resinas compostas é um importante fator para a indicação desses materiais tanto em dentes anteriores como em dentes posteriores. Deve-se ressaltar que as propriedades das resinas fotoativáveis dependem tanto de sua composição como de todo o processo empregado na sua inserção, fotoativação, acabamento e polimento. No que diz respeito à fotoativação, as propriedades dependem de três fatores. Deve haver uma intensidade mínima de luz, e num comprimento de onda específico, para ativar a substância fotossensível (fotoiniciador) presente na matriz resinosa e, também, deve-se irradiar o material por um determinado intervalo de tempo de modo que a reação se estenda às camadas mais profundas do material.^{2, 7, 9, 10, 11, 15, 17, 20, 21, 26, 27, 28, 29, 32, 33, 34, 36, 37, 39, 45, 46, 47, 52, 53, 54, 59, 63, 70, 72, 74, 76, 77, 79, 80, 81, 83, 97, 85, 87, 89, 90, 91, 94, 100, 104, 108, 109, 110, 113, 114, 117, 118, 125, 128, 129, 134, 136, 138, 137, 139, 141, 142, 144, 148, 151, 152, 153, 155, 156, 157, 158, 161.}

De acordo com a **ADA² (1985)**, existem diferentes formas de avaliação da profundidade de polimerização, as quais podem ser por raspagem, distinção óptica,

medidas de dureza superficial, manchamento e espectroscopia. Segundo **MANGA; CHARLTON; WAKEFIELD⁸⁶ (1995)** e **YAP¹⁵⁹ (2000)**, os métodos de raspagem, visual ou de dureza superficial são formas de avaliação diretas, enquanto a espectroscopia é uma avaliação indireta. Ainda segundo a **ADA² (1985)**, comparando as resinas quimicamente ativadas com as fotoativadas, quanto à composição, a única diferença existente entre os dois sistemas está no sistema catalítico (elementos ativadores e iniciadores). Quando as resinas são adequadamente polimerizadas, existem semelhanças nas suas propriedades físicas e mecânicas, e as avaliações de profundidade de polimerização dependem de muitos fatores, não havendo um consenso sobre a forma de avaliar a profundidade de polimerização, nem sobre o valor absoluto de dureza que seria critério para a polimerização. Sugeriram que todos os materiais fotoativáveis deveriam ser inseridos e irradiados, em camadas de no máximo 2mm de espessura, por um determinado tempo, dependendo da fonte ativadora, pois existem diferenças nos modelos, na distribuição do espectro e na intensidade de radiação das lâmpadas das unidades fotoativadoras.

De GEE; ten HARKEL-HAGENAAR; DAVIDSON⁴⁰ (1984), afirmaram que o uso de corante é um método fácil e confiável para determinar a profundidade de polimerização das resinas compostas. Observando a literatura não foram encontrados outros trabalhos utilizando a referida metodologia que, embora simples, não tem sido efetivamente utilizada e comprovada.

Após compararem três testes de avaliação de profundidade de polimerização, sendo eles leitura de dureza Knoop, determinação óptica por estereomicroscopia e raspagem do material não polimerizado, **LEUNG; KAHN; FAN⁸² (1984)**, afirmam que os dois últimos sobrestimam a profundidade de polimerização.

YEARN¹⁶⁰ (1985), em um trabalho onde analisou os fatores que afetam a polimerização das resinas fotoativáveis, afirma que existem dois métodos para determinar quantitativamente os níveis de conversão que as resinas sofrem durante a polimerização, que são o uso de espectroscopia de reflexão interna múltipla e a espectroscopia a laser. Ambos possibilitam a leitura de quantidade de grupos metacrilatos livres antes e após a fotoativação. Declara que a dureza diminui rapidamente antes de ser alcançada a profundidade de polimerização indicada pelo teste de raspagem, concordando, então, que esse teste superestima os resultados, e que não diferencia material inadequadamente polimerizado do material bem polimerizado.

Encontram-se também na literatura estudos de grau de conversão realizados através de espectroscopia por infravermelho ou FTIR (Fourier Transform Infrared Spectrometer)^{29, 41, 46, 76, 128, 141} que monitora a alteração de absorbância das ligações duplas de carbono nos estados não polimerizado e polimerizado do material resinoso. A análise do grau de conversão, independentemente do método utilizado, é um teste bastante sensível, no entanto, o elevado custo e dificuldade técnica impedem seu uso mais amplo.

Após um trabalho para comparar testes de raspagem, microscopia óptica, dureza e espectroscopia por infravermelho, utilizados para determinação da profundidade de polimerização de resinas, **De WALD; FERRACANE⁴¹ (1987)**, afirmam que: 1) não houve diferença significativa entre os valores de dureza superficial e nem no grau de conversão na superfície de topo das amostras e na profundidade de 2mm; 2) os testes óptico e de raspagem foram similares e ofereceram valores significativamente mais altos de profundidade de polimerização que aqueles obtidos com os outros testes; 3) até a profundidade de 2mm, houve correlação entre grau de conversão e teste de dureza.

A norma **ISO 4049⁶⁶ (1988)**, revisada em 1992, preconiza o teste de raspagem para verificar a profundidade de cura dos materiais resinosos ativados por energia externa. Após a fotoativação de espécimes cilíndricos com 6mm de profundidade, a porção não polimerizada de resina é removida por meio de raspagem manual e define-se, como profundidade de cura, 50% do comprimento da resina polimerizada, medido através de um paquímetro.

Primeiramente, o uso das expressões “porção não polimerizada” e “porção polimerizada”, utilizadas para descrever, respectivamente, a porção de material que será removida e a que será medida durante um teste de raspagem para verificação da profundidade de cura, utilizadas por vários pesquisadores^{31, 41, 47, 55, 59, 66, 75, 82, 85, 100}, está incorreto. O fato de a resina estar endurecida não significa, necessariamente, que está adequadamente polimerizada. Assim, essas expressões devem ser substituídas por porção não endurecida e porção endurecida; logo, a expressão “porção polimerizada” somente seria utilizada para indicar a profundidade de cura, que é 50% do comprimento da parte endurecida.

No entanto, se tivéssemos utilizado esse tipo de teste, o de raspagem, preconizado pela **ISO 4049⁶⁶ (1988)**, todos os aparelhos fotoativadores utilizados neste trabalho, com exceção do Fibrilux (60mW/cm²), seriam considerados eficientes

para polimerizar incrementos de 2mm de resina. Isso pode ser facilmente observado, já que foi o único que não endureceu a resina na profundidade de 4mm (ver valores na tabela 5.1). Todos os outros aparelhos fotoativadores endureceram a resina, em maior ou menor grau (média dos valores nas tabelas 5.6 e 5.10), na profundidade de 4mm, e assim, quando descontado 50% dessa profundidade (comprimento), seriam considerados eficientes para polimerizar incrementos com 2mm de espessura de resina^{2,66}, com um tempo de irradiação de 40 segundos. Essa conclusão seria equivocada, pois, através da metodologia utilizada nesta pesquisa, verificou-se que existem diferenças no desempenho desses aparelhos fotoativadores, e que as afirmações de **LEUNG⁸² (1984)**, **YEARN¹⁶⁰ (1985)** e **De WALD; FERRACANE⁴¹ (1987)** são consistentes.

Vários autores demonstraram que a dureza superficial é indicadora de outras propriedades mecânicas do material (como, por exemplo, o desgaste)^{95, 102, 120, 125, 130, 140}; logo, deve ser de nível elevado, já inicialmente, e assim permanecer durante todo o decorrer da vida clínica da restauração^{7, 27}.

Segundo **ANUSAVICE⁷ (1998)**, uma importante característica para um material restaurador odontológico é a resistência, propriedade mecânica que assegura que a restauração devolverá as funções para as quais foi executada, de maneira adequada, segura e duradoura. Afirma que, para indicação das resinas compostas, é importante a análise de todas as suas propriedades, tais como a resistência à abrasão, a resistência flexional, o módulo de elasticidade, a resistência à fratura e dureza, entre outras. Aponta que testes de dureza encontram-se incluídos em várias especificações da American Dental Association (ADA) para materiais odontológicos, e que os mais utilizados são conhecidos pelos nomes de Barcol, Brinell, Knoop, Rockwell, Shore e Vickers. Esses testes encontram-se embasados na capacidade de a superfície do material testado resistir à penetração por uma ponta, sob uma carga e tempo determinados.

CARVALHO JUNIOR²⁷ (2002), afirma que a análise das propriedades mecânicas das resinas compostas é um importante fator para a indicação desses materiais nos diversos tipos de restaurações onde serão empregados, principalmente quanto ao seu uso em dentes posteriores. Afirma que, dentre essas propriedades, a que mais influi clinicamente na durabilidade das restaurações é o desgaste ou resistência à abrasão, mas também devem ser consideradas a resistência à fratura, a resistência flexional, a resistência à compressão e a dureza.

Apesar de alguns autores, como **HARRISON; DRAUGHN⁶⁴ (1976)**, afirmarem que não existe, necessariamente, relação direta entre dureza e resistência à compressão e desgaste, há um grande número de trabalhos que comprovam haver relação direta entre a dureza superficial e outras propriedades mecânicas desses materiais.

VON FRAUNHOFER¹⁴⁹ (1971), relacionou a dureza superficial das resinas compostas com a resistência à abrasão e desgaste, como também o fizeram **GREENER; GREENER; MOSER⁶¹ (1984)** e **WILLENS et al.¹⁵⁶ (1992)**, os quais, apesar de considerarem o teste de dureza como de relativa importância, comprovaram sua relação direta com outras propriedades mecânicas das resinas compostas. **SATOU et al.¹³⁰ (1992)**, observaram uma “correlação negativa” entre taxa de desgaste e valores de dureza, ou seja, quanto maior a quantidade de desgaste menor será o valor de dureza do material. **RUDEL et al.¹²⁵ (1999)** e **MOMOI et al.⁹⁵ (2000)**, observaram haver correlação da dureza com a abrasão apresentada pelas resinas compostas. **NEMA; VILCHES; LAFUENTE¹⁰² (2000)**, afirmaram que apresentar uma alta dureza superficial é uma importante característica para as resinas compostas. Ainda, **REIS et al.¹²⁰ (2000)**, afirmaram haver “correlação positiva” entre dureza e resistência flexional, enquanto **TANTBIROJN et al.¹⁴⁰ (2000)**, encontraram “alto coeficiente de determinação” entre dureza e resistência à fratura. Também afirmam que os testes de dureza consistem em métodos simples, o que facilita a reprodutibilidade desse tipo de trabalho, e diminui a possibilidade de interferências nos resultados.

No capítulo de revisão da literatura, verifica-se que muitos pesquisadores avaliaram a eficiência das unidades fotoativadoras, em amostras de resinas fotoativáveis, através de testes de dureza superficial para verificar a profundidade de polimerização proporcionada^{2, 5, 7, 9, 10, 11, 15, 17, 20, 21, 26, 27, 28, 29, 31, 32, 33, 35, 36, 39, 45, 46, 47, 52, 53, 55, 59, 61, 63, 70, 72, 74, 76, 77, 79, 80, 81, 83, 85, 87, 89, 90, 91, 94, 97, 98, 104, 108, 109, 110, 113, 114, 117, 118, 125, 128, 129, 134, 136, 138, 139, 141, 142, 144, 148, 151, 152, 153, 155, 156, 157, 158, 161}. Esse tipo de teste é de fácil execução e se mostrou mais eficiente que o de raspagem preconizado pela **ISO 4049⁶⁶ (1988)**.

Assim, para avaliar a proposta deste trabalho, optou-se por realizar teste de dureza Knoop em amostras de uma resina composta fotoativável, aplicando carga de 100 gramas durante 10 segundos. Embasado em experimento de **CARVALHO²⁵ (2002)** e **DUNN; BUSH⁴⁵ (2002)**, um teste preliminarmente realizado no mesmo equipamento, com a mesma resina composta e duas das unidades fotoativadoras

avaliadas, serviu para determinar tanto a carga utilizada quanto o tempo de aplicação da mesma.

Alguns pesquisadores observaram aumento nos valores de dureza em função do tempo de armazenagem das amostras de resina. Por esse motivo optamos pela realização de novas leituras dos valores de dureza após 7 dias de estocagem em água deionizada a 37°C (temperatura igual à da boca), período após o qual os espécimes teriam atingido seu grau de polimerização final e seus maiores valores de dureza, como observado em experimento prévio (**Anexo 2**) e também em trabalhos de outros autores^{17, 26, 28, 74, 91, 136, 149, 154}.

Quanto às matrizes, as mais utilizadas para a realização de testes de dureza em amostras de resinas têm sido confeccionadas em aço inoxidável, latão, teflon acrílico e dentes extraídos^{2, 5, 7, 9, 10, 11, 15, 17, 20, 21, 26, 27, 28, 29, 32, 33, 31, 35, 36, 39, 45, 46, 47, 52, 53, 55, 59, 61, 63, 70, 72, 74, 76, 77, 79, 80, 81, 83, 85, 87, 89, 90, 91, 94, 97, 98, 104, 108, 109, 110, 113, 114, 117, 118, 125, 128, 129, 134, 136, 138, 139, 141, 142, 144, 148, 151, 152, 153, 155, 156, 157, 158, 161}.

KILIAN; MULLEN⁷⁵ (1980), em um estudo onde avaliaram a profundidade de polimerização de resinas fotoativadas, confeccionaram os espécimes em matrizes cilíndricas de aço e de teflon (politetrafluoretileno) de diferentes translucências. Os autores afirmam que as matrizes de teflon proporcionaram maior profundidade de cura que quando utilizadas as matrizes de aço. Essa afirmação é corroborada por **TIRTHA et al.¹⁴³ (1982)**, e **DENYER; SHAW⁴² (1982)**, os quais observaram que os resultados mais próximos aos obtidos sob condições clínicas foram aqueles com o molde de metal, enquanto os moldes poliméricos, de plástico e de teflon, transmitiram luz através deles mesmos, ampliando os resultados de profundidade de polimerização; e por **WATTS; AMER; COMBE¹⁵³ (1984)**, onde afirmam que matrizes de aço inoxidável proporcionam resultados similares aos obtidos com matrizes de dentes extraídos, enquanto teflon e polipropileno transmitem luz em sua extensão. A **ADA² (1985)**, e a norma **ISO 4049⁶⁶ (1988)**, também preconizam a utilização de matrizes metálicas e que os espécimes sejam confeccionados e testados em temperatura e umidade relativa controladas. Se forem estocados sob outra temperatura, antes de realizar os testes deve-se aguardar tempo suficiente para retornarem à temperatura de teste.

Assim, em uma sala com temperatura e umidade relativa do ar controladas (23±2°C e 50±10%, respectivamente), todos os espécimes foram confeccionados, com auxílio de matrizes metálicas (latão).

6.3 - Sobre os Resultados

6.3.1 - Do Radiômetro

FAN, et al.⁴⁷ (2002), afirmaram que vários fatores afetam a polimerização das resinas fotoativáveis: a composição do material, tipo e concentração do fotoiniciador, quantidade de pigmentos opacificadores, a faixa do comprimento de onda e a intensidade da luz ativadora, a distância da ponta do guia de luz até a resina, e também o tempo de irradiação. Relatam que embora os fabricantes determinem a composição do material e o tempo de irradiação necessário para fotoativá-lo, raramente oferecem informações a respeito do comprimento de onda e intensidade de luz que devem ser usados. Conseqüentemente, é necessário determinar os fatores que afetam a fotoativação e a polimerização das resinas compostas, e verificar como esses fatores influenciam a profundidade de cura desses materiais. Os autores citam que radiômetros são usados para medir a intensidade de luz emitida pelas unidades fotoativadoras e alertam que a profundidade de cura das resinas fotoativáveis diminui com a diminuição dessa intensidade.

Outros autores também relataram a importância da utilização de radiômetros para medir a intensidade de luz dos aparelhos fotoativadores. **RUEGGERBERG¹²⁶ (1993)**, comparou a precisão de dois radiômetros (Demetron e EFOS) existentes no mercado e verificou que a precisão desses medidores mostrou-se muito boa. Afirma que podem ser instrumentos muito úteis para monitorar periodicamente a intensidade de luz das unidades fotoativadoras. Essa afirmação é reforçada por **FOWLER; SWARTZ; MOORE⁵² (1994)**, após uma avaliação da habilidade do cirurgião-dentista clínico para detectar, através de teste tátil em amostras de resinas fotoativadas, a eficiência de unidades fotoativadoras; por **MANGA; CHARLTON; WAKEFIELD⁸⁶ (1995)**, em um estudo onde avaliaram a eficiência de um radiômetro em prever a profundidade de polimerização de materiais fotoativáveis; por **LEINFELDER⁸⁰ (1999)**, em um artigo onde questiona qual seria a melhor intensidade de luz para a fotoativação das resinas compostas; e por **PILO; OELGIESSER; CARDASH¹¹¹ (1999)**, numa avaliação da intensidade de luz de 130 aparelhos fotoativadores utilizados em clínicas odontológicas particulares. Corroborando os achados desses autores, **MONTENEGRO et al.⁹⁶ (2003)**, também enfatizam a importância dos radiômetros para aferir a intensidade de luz das unidades fotoativadoras, além de enumerar alguns fatores essenciais para o processo de polimerização como: lâmpadas em bom estado, filtros e guia de luz intactos e limpos.

Como citado no capítulo 4 deste trabalho, em alguns casos, em função do tipo de guia de luz utilizado, um mesmo aparelho fotoativador foi analisado mais de uma vez e, assim, foram considerados aparelhos distintos, pois em razão dessa diferença no guia de luz, poderiam emitir diferentes intensidades de luz (mW/cm^2). Para certificar essa possibilidade e aferir a intensidade de luz emitida por cada aparelho fotoativador, antes da confecção de cada corpo de prova, foi utilizado um radiômetro.

Uma observação interessante e importante é que todos os aparelhos fotoativadores emitiram intensidades de luz menores que a informada em catálogos informativos ou por representantes das respectivas fábricas. Durante a seleção do radiômetro, esse fato também foi observado. Isso demonstra que os radiômetros podem ser instrumentos muito úteis, tanto para o cirurgião-dentista clínico como para pesquisadores, na certificação e monitoramento periódico da intensidade de luz das unidades fotoativadoras.

Uma segunda observação, tão importante quanto a primeira, é que em vários trabalhos de pesquisa acerca de aparelhos fotoativadores^{5, 23, 49, 50, 51, 53, 60, 81, 97, 99, 115, 119, 132, 133, 145}, modos de fotoativação e profundidade de cura de materiais fotoativáveis, os autores não informam a intensidade de luz emitida pelas fontes de luz utilizadas ou, quando a citam, não relatam se foi aferida através de um radiômetro, obtidas de informações levantadas em catálogos informativos, ou através de representantes das respectivas fábricas. Dessa maneira, a interpretação dos resultados desses experimentos pode ser questionada.

6.3.2 - Das Diferentes Idades

Segundo um estudo de **VON FRAUNHOFER**¹⁴⁹ (1971), onde espécimes confeccionados com 4 resinas foram ensaiados nas idades de 15, 30, 60 minutos e 24 horas, a dureza superficial desses materiais aumentou em função do tempo decorrido. A mesma afirmação é feita por **KILIAN**⁷⁴ (1979), onde avaliou o grau de polimerização de resinas fotoativáveis, e por **BLANKENAU et al.**¹⁷ (1983), em estudo realizado para verificar o comprimento de onda e a intensidade de luz emitido por aparelhos fotoativadores. **WATTS; McNAUGHTON; GRANT**¹⁵⁴ (1986), avaliaram a dureza superficial de 4 resinas compostas, ensaiadas nas idades de 15, 30, 45 e 60 minutos, 3 e 24 horas, 7 e 30 dias; concluíram que a dureza aumentou constantemente entre 15 minutos e 24 horas, atingindo valores máximos neste tempo. **MENEZES**⁹¹ (1997), em

um estudo onde relacionou o número de radicais livres remanescentes da reação de polimerização de 3 resinas compostas com a sua dureza Knoop, verificou que a dureza desses materiais aumentou gradativamente com o tempo de armazenagem. **CARVALHO JUNIOR²⁶ (1997)** e **CARVALHO JUNIOR; FREITAS²⁸ (1998)**, verificaram que o tempo decorrido após a fotoativação aumentou a dureza superficial das resinas. Em outro trabalho bastante amplo de **CARVALHO JUNIOR²⁷ (2002)**, onde avaliou a dureza superficial de 29 resinas compostas, o autor afirma que todas as resinas mostraram aumento de dureza em função do tempo decorrido após a fotoativação. **SOUZA; ARAÚJO¹³⁶ (2003)**, avaliaram a influência de diferentes técnicas de fotoativação na dureza superficial de duas resinas compostas, cujos valores foram mensurados nos tempos de 1 hora e 1 mês; também afirmaram que os valores de dureza aumentaram em função do tempo decorrido após a fotoativação.

Neste trabalho, nas comparações entre as médias dos valores de dureza Knoop nas duas idades analisadas, pode-se constatar que todas as amostras exibiram aumento de dureza da medição imediata para a de uma semana, concordando com a literatura previamente citada. Esse fato ocorre porque as resinas, após o término da fotoativação, sofrem um processo complementar de polimerização, atingindo um maior grau de conversão até a idade de uma semana e, conseqüentemente, melhorando suas propriedades mecânicas, entre elas a dureza.

6.3.3 - Das Diferentes Profundidades

O conhecimento das falhas que uma restauração de resina composta fotoativável parcialmente polimerizada pode apresentar levou à realização de muitas pesquisas com o objetivo de verificar a profundidade de polimerização desses materiais e os fatores que estão envolvidos^{2, 5, 7, 9, 10, 11, 15, 17, 20, 21, 26, 27, 28, 29, 32, 33, 31, 35, 36, 39, 45, 46, 47, 52, 53, 55, 59, 61, 63, 70, 72, 74, 76, 77, 79, 80, 81, 83, 85, 87, 89, 90, 91, 94, 97, 98, 104, 108, 109, 110, 113, 114, 117, 118, 125, 128, 129, 134, 136, 138, 139, 141, 142, 144, 148, 151, 152, 153, 155, 156, 157, 158, 161.}

KILIAN⁷⁴ (1979), afirma que a dureza tem relação direta com o grau de polimerização das resinas, que o aumento da intensidade de luz irradiada sobre elas e o tipo de comprimento de onda podem fazer aumentar o grau de polimerização e, conseqüentemente, a sua dureza, e que a dureza da superfície de topo do corpo-de-prova é maior que a de fundo.

Após um estudo onde avaliou os fatores que afetam a profundidade de cura de 6 resinas compostas fotoativáveis, **COOK³² (1980)**, afirma que o aumento do tempo de fotoativação aumentou a dureza superficial, que a profundidade de polimerização dependeu da composição do material restaurador, da fonte de luz e do tempo de fotoativação, e que o grau de polimerização decresceu rapidamente com o aumento da profundidade.

HANSEN; ASMUSSEM⁶³ (1997), avaliaram a correlação existente entre a profundidade de polimerização e a distância de irradiação de resinas; verificaram que o aumento da distância entre a ponta do guia de luz e a superfície do material proporciona uma diminuição da profundidade de cura das resinas. No entanto, esses materiais, mesmo em cavidades profundas, podem ser adequadamente polimerizados se utilizados procedimentos corretos e padronizados, tais como: uso de fonte de luz ativadora efetiva, técnica incremental durante o processo restaurador e, se necessário, um tempo de irradiação prolongado.

SILVA; ARAÚJO; FRANCISCONI¹³⁴ (2002) também verificaram que as amostras de resina evidenciaram menores valores médios de dureza na superfície de base que na de topo. Esse fato foi observado também por **WANG; PEREZ¹⁵¹ (2002)**, por **BOUILLAGUET et al.¹⁹ (2003)** e por **FLOYD et al.⁵¹ (2004)**, dentre outros^{31, 52, 55, 73, 74, 85, 91, 113, 118, 153}.

Nas comparações entre as médias dos valores de dureza Knoop, nas diferentes profundidades analisadas neste trabalho, pode-se constatar que todas as amostras de resina deixaram patente que os valores de dureza decresceram com o aumento da profundidade, corroborando os resultados da literatura previamente citada. Esse fato está relacionado à redução da intensidade que a luz sofre ao atravessar o material e, à medida que a profundidade aumenta, poderá resultar, nas camadas mais profundas, a ocorrência de material parcialmente polimerizado ou não polimerizado. Clinicamente, esse fato seria responsável por falhas das restaurações e ocorrência de cáries secundárias, principalmente na região cervical de cavidades classe II, dentre outros problemas^{2, 40, 111, 117, 131, 153, 158}. Segundo **RUEGGERBERG¹²⁷ (1999)** e **SANTOS; SILVA E SOUZA JUNIOR; MONDELLI¹²⁹ (2002)**, essa redução nos valores de dureza em função do aumento da profundidade pode ser minimizada aumentando-se o tempo de fotoativação, desde que seja respeitada a espessura máxima de 2mm para cada incremento de material **ADA² (1985)**.

Diversos autores verificaram que a intensidade de luz emitida pelo aparelho fotoativador interfere na profundidade de polimerização das resinas compostas, e que o aumento dessa intensidade aumenta a espessura de material polimerizado.

AZEVEDO; CATRAMBY; FRANCO¹⁰ (1997), relacionaram profundidade de polimerização com intensidade de luz; **MARAIS et al.⁸⁷ (1997)**, afirmaram que o aumento da intensidade de luz possibilita um aumento de dureza até a profundidade de 2mm, enquanto **PEREIRA et al.¹⁰⁹ (1997)**, conseguiram uma polimerização uniforme com 4mm de espessura de resina composta usando uma intensidade de luz de 800mW/cm². **FUJIBAYASHI et al.⁵⁹ (1999)**, verificaram que LEDs de alta intensidade produzem maior profundidade de polimerização e maior grau de conversão. **JANDT et al.⁷⁰ (2000)**, associaram o melhor desempenho dos sistemas halógenos à maior intensidade de luz produzida em relação aos LEDs, fato corroborado por **KURACHI et al.⁷⁹ (2001)**, os quais também verificaram que, dentre os LEDs, os de maior intensidade de luz são mais eficientes.

Segundo alguns fabricantes, determinados materiais oferecem maior profundidade de polimerização, podendo ser inseridos no preparo cavitário em incremento de 5mm ou mais, sofrendo apenas uma fotoativação por 30 ou 40 segundos. No entanto, a literatura mostra que isso não se confirma. Segundo **KERBY et al.⁷² (1999)**, **POSKUS; MEIRA; CARDOSO¹¹⁷ (1999)**, **RUDEL et al.¹²⁵ (1999)**, e também **SEABRA¹³¹ (2000)**, testando alguns desses produtos, verificaram que a dureza diminuiu com o aumento da profundidade. Ainda que se conseguisse uma adequada polimerização através da fotoativação de um incremento de grande espessura, as chances de haver infiltração marginal seriam grandes, visto que o efeito da contração de polimerização é maior, devido ao maior volume de material^{63, 90, 117, 134, 158}. No presente trabalho, a análise dos valores de dureza na superfície de topo e nas profundidades de 2 e 4mm certificou a influência do aumento da profundidade sobre a diminuição do grau de polimerização. Considerando que, clinicamente, a utilização de um incremento de 4mm de espessura de resina fotoativável é contra-indicada, essa profundidade pode ser descartada para comparar a eficiência dos aparelhos fotoativadores.

Da mesma forma, a porção mais superficial de uma amostra de resina, mesmo quando fotoativada com uma fonte de luz de baixa intensidade, é polimerizada quase de maneira idêntica quando usada a alta intensidade. Esse fato foi observado

neste trabalho, visto que a superfície voltada para a fonte de luz apresentou, relativamente, altos valores de dureza, mesmo quando utilizados aparelhos com baixa intensidade de luz, não significando que as camadas internas do material apresentem o mesmo grau de polimerização da superfície de topo. Essa observação, juntamente com os resultados da literatura previamente citada, também descartam a possibilidade de uso dessa superfície como parâmetro para avaliar o grau de polimerização proporcionado pelos aparelhos fotoativadores, evitando, assim, erros na interpretação dos resultados quanto à eficiência desses aparelhos.

Para as restaurações diretas com resinas fotoativáveis, tanto a **ADA² (1985)** como a **ISO 4049⁶⁶ (1988)**, recomendam 2mm como espessura máxima do incremento para inserção e fotoativação. Assim, para comparar a eficiência dos aparelhos fotoativadores, através da avaliação da dureza proporcionada em amostras de resina, parece-nos que a profundidade de 2mm é a ideal para fazer essa análise.

Comparando os valores de dureza obtidos nas superfícies 2mm-s e 2mm-i na idade final (tabela 5.8 e 5.9), separadas apenas por uma tira de poliéster, verificou-se que não houve diferença desses valores quando da utilização dos aparelhos mais eficientes, mostrando que a tira de poliéster não interferiu nesses valores, e que há uma grande semelhança no grau de polimerização alcançado nessas duas superfícies. Em se tratando da mesma profundidade, havendo somente a interposição de uma tira de poliéster, esperava-se que isso ocorresse com todos os aparelhos. No entanto, quando da utilização dos aparelhos que tiveram pior desempenho, os valores de dureza observados na superfície 2mm-i foram menores que os da superfície 2mm-s. Sobre esse fato, um questionamento a ser feito é se isso ocorreu por interferência da tira de poliéster ou pelo fato de haver, abaixo dessa superfície, uma grande quantidade de material parcialmente polimerizado e, assim, podendo interferir nos valores de dureza. Se esta segunda hipótese for verdadeira, poder-se-ia concluir que a tira de poliéster não interferiu nos valores de dureza e o grau de polimerização alcançado na superfície 2mm-i seria igual ao da superfície 2mm-s e, dessa forma, qualquer uma delas poderia ser analisada para comparar a eficiência dos aparelhos fotoativadores. No entanto, em função dessa diferença apresentada e do maior número de grupos diferentes estatisticamente, optou-se por utilizar a superfície 2mm-i (tabela 5.9).

6.3.4-Dos Aparelhos Fotoativadores

As resinas ativadas por luz visível têm em sua composição um fotoiniciador, geralmente a canforoquinona (CQ), e uma amina ativadora (agente redutor). Quando a canforoquinona, que é uma alfa-dicetona de coloração amarelada, absorve luz de comprimento de onda entre 400 e 500nm (luz azul do espectro visível), cuja absorção máxima dá-se com 468nm, torna-se excitada e reage com a amina para formar os radicais livres os quais, por sua vez, rompem as duplas ligações dos radicais metacrilato da molécula do Bis-GMA que iniciam a polimerização por adição^{8, 17, 33, 37, 38, 74, 153}. Em temperatura ambiente, a CQ se apresenta no estado sólido e é introduzida na formulação das resinas compostas em concentrações de 0,15 a 0,30%, em peso, visto que concentrações maiores comprometeriam esteticamente a aparência final da resina, principalmente aquelas de cores mais claras³⁴.

Embora a canforoquinona seja o fotoiniciador mais comumente usado pelos fabricantes na composição das resinas compostas, outras substâncias também são utilizadas, porém de forma menos usual^{8, 38}. Dentre essas substâncias fotossensíveis, que podem substituir ou estar associadas ao sistema CQ/Amina, estão o Lucirin TPO, o Irgacure 819 e a PPD, com absorção máxima próximas de 380, 370 e 396nm, respectivamente³⁴.

O óxido difenil-2,4,6-trimetilbenzoil fosfínico (Lucirin TPO, BASF), derivado do óxido mono-alkil-fosfínico (MAPO), encontrado na cor branca e no estado sólido em temperatura ambiente, apresenta absorção máxima numa região próxima a 380nm (UV). Porém, na região visível, a absorção diminui drasticamente, chegando a valores nulos, acima de 450nm. Após a absorção de energia luminosa, cada molécula sofre clivagem da ligação carbono-fósforo (C-P), gerando 2 radicais livres responsáveis pelo início da reação³⁴.

O óxido 4-propilfenil-bis-2,6-diclorobenzoil fosfínico (Irgacure 819, Ciba-Geigy Inc.), derivado do óxido bis-alkil fosfínico (BAPO), é um pó branco, comercialmente encontrado em solução, o qual se caracteriza por possuir alta absorção de luz acima de 400nm, apesar da absorção máxima estar próxima de 370nm; comparado ao Lucirin-TPO, cada molécula do Irgacure 819 possui 2 grupamentos carbonila em sua estrutura, interagindo com um grupo central fosfonil (P=O) o qual, após a absorção de luz, sofre clivagem das ligações C-P gerando 4 radicais livres responsáveis pelo início da reação³⁴.

A fenil-propanodiona (PPD), por ser uma alfa-diacetona, é uma molécula estruturalmente semelhante à canforoquinona. É um líquido viscoso de coloração amarelo-pálido e que apresenta pico de absorção máxima em torno de 396nm (UV), porém muito próximo do espectro visível. O mecanismo envolvido para a liberação de radicais ocorre através da quebra da ligação entre carbonos dos grupos carbonila (OC-CO) **CORRÊA³⁴ (2003)** ^{*}.

A possibilidade de a luz, através de suas unidades de energia, os fótons, ativar o fotoiniciador presente no material é ditada pela sua energia individual, a qual é determinada pelo comprimento de onda emitido pela luz. Quando se eleva a intensidade de luz, aumenta-se o número de fótons emitidos, mas mantém-se o comprimento de onda. Assim, a habilidade de luzes com o mesmo comprimento de onda e diferentes intensidades em interagir com o fotoiniciador seria a mesma, havendo somente a necessidade de compensar eventuais diferenças com o aumento do tempo de irradiação^{127, 129}.

Alguns autores relataram a importância de se conhecer a quantidade de energia necessária para fotoativar e polimerizar resinas compostas, e sugeriram que os fabricantes informem na embalagem do material a energia mínima necessária para alcançar uma adequada polimerização e o tipo de fotoiniciador, pois novos aparelhos fotoativadores emitem luz com comprimento de onda numa faixa mais estreita^{127, 129, 139}.

O conceito de quantidade de energia ou energia total de polimerização é definido como o produto da potência da fonte de luz (mW/cm^2) pela duração do tempo de irradiação, em segundos. Considerando-se uma resina que necessite de uma exposição de $600\text{mW}/\text{cm}^2$, durante 40 segundos, para propiciar adequada polimerização a 2mm de profundidade, a energia total é o produto de 40s x $600\text{mW}/\text{cm}^2$ ou $24000\text{mJ}/\text{cm}^2$ ($24\text{J}/\text{cm}^2$). Dessa forma, qualquer combinação de tempo de exposição e intensidade de luz que resulte $24\text{J}/\text{cm}^2$ deve propiciar a mesma qualidade na polimerização^{127, 129}.

*

Materiais resinosos fotoativáveis que não contém CQ como fotoiniciador, segundo informações do Prof. Dr. Ivo Carlos Corrêa (UFRJ), durante palestra do 40º Encontro do Grupo Brasileiro de Materiais Dentários, realizado de 18 a 22 de julho de 2004, em Ribeirão Preto-SP.

- Resinas compostas: Definite-Degussa (Lucirin TPO); Pyramid Enamel-Bisco (PPD) e Tetric - Ceram Bleach-Vivadent (Lucirin TPO).
- Selantes de superfície: Ultraseal XT Plus-Ultradent (PPD) e Biscover-Bisco (Lucirin TPO).
- Adesivo: Prompt-L-Pop-3M/ESPE (BAPO).

Apesar de parecer lógico esse conceito, fica uma dúvida: considerando que um aparelho fotoativador com intensidade de luz de 800mW/cm^2 necessitaria de um tempo de irradiação de 30 segundos, para polimerizar adequadamente um incremento de 2mm de espessura de resina, será que para um aparelho pouco potente, como por exemplo o Fibrallux, que emitiu uma intensidade de luz de 60mW/cm^2 , o aumento do tempo de irradiação para 6,67 minutos (400 segundos) seria capaz de polimerizar adequadamente a mesma espessura do material?

Por terem efetividade comprovada e custo relativamente baixo, os aparelhos fotoativadores freqüentemente utilizados para fotoativar resinas compostas são à base de lâmpadas halógenas (35-100W/12V). Atualmente, esses equipamentos funcionam por um sistema de bulbo halógeno associado a filtros que permitem a emissão de luz azul com comprimento de onda entre 400 e 500nm e uma ponteira condutora de luz (guia de luz). A intensidade de luz emitida por esses aparelhos tem sido considerada como fator primordial na determinação do desempenho dessas unidades, uma vez que a variação dos valores de intensidade poderia resultar em alterações significantes na profundidade de polimerização das resinas compostas. Entretanto, esses aparelhos apresentam problemas como: 1) emissão de calor, pois a luz consiste de vários comprimentos de onda supérfluos que são convertidos em calor; 2) necessidade de filtros para emitirem luz num comprimento de onda específico; 3) reduzida vida útil da lâmpada, dada a degradação de seus componentes, com conseqüente perda da potência efetiva e a necessidade de se trocar a lâmpada^{10, 11, 36, 32, 46, 54, 63, 72, 74, 93, 80, 87, 90, 91, 108, 113, 117, 127, 129}.

Com o objetivo de superar esses problemas, foram lançados no mercado odontológico, com preço bastante atraente, aparelhos fotoativadores que emitem luz azul através de diodos (LEDs). Estes, ao contrário da lâmpada halógena, não produzem luz visível por aquecimento de filamentos metálicos, mas pelas características próprias de um semicondutor, que necessita da aplicação de uma tensão para vencer a barreira de energia interna. Além de emitirem luz numa estreita faixa de comprimento de onda, entre 450 e 490 nanômetros, bastante próxima ao pico de absorção máxima da canforquinona (468 nanômetros), são compactos, têm longa vida útil e maior resistência ao impacto e vibração^{54, 93}.

Questionamentos têm sido feitos quanto à efetividade das unidades fotoativadoras à base de LED, principalmente, devido à baixa intensidade de luz emitida pela primeira geração desses aparelhos lançados no mercado. **TARLE et al.**¹⁴¹

(1998), verificaram que um menor grau de conversão estava associado à baixa intensidade de luz emitida pelo LED. **JANDT et al.⁷⁰ (2000)** e **KURACHI et al.⁷⁹ (2001)**, associaram o melhor desempenho dos sistemas halógenos à maior intensidade de luz produzida em relação aos LEDs, enquanto **LEONARD et al.⁸¹, (2002)** e **MOORE et al.⁹⁷, (2002)**, sugeriram a utilização de maiores tempos de exposição, quando da utilização de LEDs, para que produzam adequada profundidade de polimerização.

RUEGGERBERG; MOSS¹²⁸ (2002), afirmaram que as unidades à base de LEDs não fornecem valores de conversão semelhantes aos valores obtidos com as fontes de luz halógena. **GAUDET; BURGUESS; LI⁶⁰ (2002)** e **PORCHE; BURGUESS; LI¹¹⁵ (2002)**, através de teste de dureza em diferentes profundidades, em amostras de resinas, compararam a eficiência de aparelhos fotoativadores à base de LED e de lâmpada halógena; afirmaram que LEDs produzem menor profundidade de polimerização que as lâmpadas halógenas. Do mesmo modo, **FIRROZMAND; ARAÚJO; BALDUCCI⁵⁰ (2003)**, relataram que, independente da profundidade analisada, as melhores condições foram verificadas para a lâmpada halógena e as piores, para o LED. **SERGUIZ et al.¹³³ (2003)**, informaram que, enquanto a unidade halógena não produz diferença significativa na profundidade de polimerização da superfície de topo até a profundidade de 3mm, o LED apresentou diferença significativa para estas profundidades. A mesma afirmação é feita por **SEIXAS; FERREIRA; NASCIMENTO¹³² (2003)**, para as profundidades de 0,5, 1,0 e 1,5mm. **FERRAREZI; CEFALY; NAVARRO⁴⁹ (2003)**, através de testes de dureza nas superfícies de topo e de base de espécimes de resinas, também compararam a eficiência desses dois tipos de fontes de luz e concluíram que o LED testado não foi capaz de produzir a mesma dureza que a lâmpada halógena. Resultados parecidos foram encontrados também por **CAMPOS et al.²³ (2004)**, por **FRANCCI et al.⁵³ (2004)**, **FLOYD et al.⁵¹ (2004)** e **MACHADO et al.⁸⁴ (2004)**.

Todos esses trabalhos, comparando a eficiência das unidades fotoativadoras à base de LED com as de lâmpada halógena, relataram que os LEDs não produzem uma polimerização adequada nas porções mais profundas das amostras, no entanto nenhum deles cita a intensidade de luz emitida pelos aparelhos testados. Essa informação deveria ser levantada e relatada, pois a eficiência de um aparelho fotoativador está diretamente relacionada com a intensidade da luz emitida. Assim, esses achados e conclusões a respeito dos aparelhos à base de LED devem

ser em função de uma menor intensidade de luz emitida pelos mesmos, e não pelo fato de a fonte de luz ser lâmpada halógena ou LED.

Visto que a intensidade de luz emitida por apenas um LED era muito baixa, os primeiros aparelhos fotoativadores que utilizavam essa tecnologia consistiam de alguns LEDs montados em conjunto (arranjo, grupamento ou cluster de LEDs). O primeiro aparelho disponível no mercado, que foi lançado em 1999 (LuxOmax, Akeda Dental), com emissão de luz entre 440-490nm e pico de comprimento de onda em 470nm, possui um arranjo de 7 LEDs³⁴. Mesmo assim, quando comparados aos tradicionais aparelhos de lâmpada halógena, tinham baixa intensidade de luz, pois cada LED utilizado tinha potência menor que 1W.

FUJIBAYASHI et al.⁵⁹ (1999), estudaram LEDs com alto poder de iluminação como fonte alternativa de luz às lâmpadas halógenas; estudaram ambas as fontes de luz através da profundidade de polimerização proporcionada em amostras de uma resina composta. Os autores verificaram que, quando 61 LEDs foram montados em foco com lentes ópticas para aumentar a intensidade de luz, e ajustaram as duas fontes para emitirem a mesma intensidade, a unidade à base de LEDs produziu maior profundidade de polimerização que a unidade halógena (Optilux). **MILLS; JANDT; ASHWORT**⁹⁴ (1999), através de teste de dureza em amostras de resinas compostas, testaram a hipótese de que uma unidade fotoativadora montada com 25 LEDs e com emissão de 290mW/cm² produz profundidade de polimerização semelhante a uma unidade de lâmpada halógena com emissão de 455mW/cm²; verificaram que o desempenho desses dois tipos de fontes de luz nas intensidades citadas foram semelhantes. Embora **KNEZEVIC et al.**⁷⁶ (2001) tenham encontrado bons resultados de grau de conversão de 4 resinas utilizando LEDs de baixa intensidade, esse estudo analisou somente até a profundidade de 1mm, e os autores também afirmaram que para assegurar intensidade de luz suficiente para obtenção de valores de polimerização melhores é necessário usar um número maior de LEDs concentrados num mesmo foco. Este fato também foi observado por **KURACHI et al.**⁷⁹ (2001). Através de dureza (topo/2mm), **DUNN; BUSH**⁴⁵ (2002), compararam a eficiência de duas unidades fotoativadoras à base de LEDs (ambas montadas com 7 LEDs e 150mW/cm² de intensidade de luz) com duas unidades à base de lâmpada halógena (com emissão de 900 e 1030mW/cm², respectivamente); também concluíram que seria conveniente a montagem de unidades fotoativadoras com mais LEDs para assegurar adequada polimerização dos materiais resinosos.

Surgiu, então, no mercado odontológico, uma segunda geração desses aparelhos fotoativadores, contendo um maior número de LEDs ou com LEDs mais potentes, também montados em conjunto, aumentando assim a intensidade de luz emitida. No entanto, se um ou mais LEDs do conjunto montado sofresse falência (desgaste) e diminuísse sua intensidade, ou parasse de emitir luz, mesmo assim, o aparelho continuaria emitindo luz, com uma menor intensidade, através dos outros LEDs; observando-se visualmente, seria difícil detectar essa intensidade luminosa diminuída ficando, assim, o aparelho fotoativador sendo utilizado com sua efetividade comprometida. A vida útil dos LEDs é muito longa (100.000 horas), mas, acidentalmente, eles podem sofrer falência da junção p-n por uma sobrecarga elétrica em função de defeito de montagem. Recentemente, a indústria odontológica lançou uma nova geração de aparelhos fotoativadores, montados com apenas um LED de alta potência (5W), com emissão que pode variar entre 400 até aproximadamente 1000mW/cm², já que essa intensidade luminosa depende da tensão de corrente fornecida. Esses aparelhos, com apenas um LED de alta potência, além da maior intensidade de luz emitida apresentam também, como vantagem, em comparação às versões anteriores, a sua utilização sempre com a eficiência máxima, pois em se tratando de apenas um único LED, se este sofrer falência e deixar de emitir luz, visualmente isso seria detectado, possibilitando sua troca imediata. Em um estudo onde compararam um LED de alta com um de baixa intensidade, **YU; FENG; IBSEN**¹⁶¹ (2003), afirmam que o LED de alta intensidade produziu valores de dureza maiores que os do LED de menor intensidade, fato este também verificado por **PORCHE et al.**¹¹⁶ (2004), onde compararam a eficiência de 6 unidades à base de LED de alta intensidade: LEDemetron (576mW/cm²), The Cure (620mW/cm²), Ultra Lume 5 (743mW/cm²), Freelight 2 (808mW/cm²), Flashlite 1001 (966mW/cm²) e Allegro (1320mW/cm²); e afirmaram que todas as unidades produziram intensidade de luz e profundidade de cura significativamente maiores que as primeiras versões de LED. **RIBEIRO et al.**¹²², (2003), analisando a eficácia de aparelhos fotoativadores, 3 à base de LED e um de lâmpada halógena, verificaram que os LEDs com maiores intensidades de luz proporcionaram maiores valores de dureza na profundidade de 2mm, fato corroborado por **WANG; PEREZ**¹⁵² (2004), enquanto **YAMADA et al.**¹⁵⁷ (2003), afirmaram que LEDs de alta intensidade de luz produziram, em relação à profundidade de cura e grau de conversão, desempenho confiável em se comparando com unidade de lâmpada halógena.

Embora **MARTÍNEZ⁸⁸ (2004)**, que comparou as fontes LED e lâmpada halógena, ambas nas intensidades de 300 e 600mW/cm², ter afirmado que LEDs com densidade de potência de 300mW/cm² não devam ser empregados clinicamente, trabalhos com unidades fotoativadoras à base de LED, com intensidades próximas a esta ou maiores, têm mostrado que estes aparelhos são tão eficientes ou melhores que os de lâmpada halógena^{4, 22, 44, 71, 92, 122, 135, 157}. **STAHL et al.¹³⁷ (2000)** compararam LED de 350mW/cm² com unidade de lâmpada halógena de 755mW/cm² e verificaram bons resultados, com ambas as unidades, quanto à resistência flexional de 3 resinas compostas. Através da análise do grau de conversão proporcionado em amostras de uma resina, **KALIX et al.⁷¹ (2003)**, afirmaram que não houve diferença de uma unidade de lâmpada halógena com intensidade de 530mW/cm² com uma de LED 400mW/cm², igualmente verificado por **ANDRUS; DUNN; VANDEWALLE⁴ (2004)**, quando compararam uma unidade de lâmpada halógena (1052mW/cm²) com 4 unidades à base de LED de alta potência (581, 598, 1032 e 1390mW/cm²), e através de teste de resistência adesiva à dentina humana, por **SILVA et al.¹³⁵ (2004)**. Verificando-se as intensidades de luz emitida pelos aparelhos utilizados nesses trabalhos observa-se que LEDs que emitem 350mW/cm² são tão eficientes ou mais que unidades que utilizam lâmpadas halógenas com maior emissão de luz, fato esse, também observado neste trabalho.

Como no presente trabalho, outros autores compararam a eficiência dos LEDs com a das lâmpadas halógenas através de testes de dureza superficial em amostras de resina, também mostrando que a intensidade de luz emitida por esses tipos de fonte é importante para adequada polimerização do material^{21, 44, 67, 123}. **BURTSCHER; RHEINBERGER²² (2002)**, através de teste de dureza, na superfície de topo e nas profundidades de 2 e 3mm, em amostras de resina, compararam LEDs e unidades halógenas, testadas nas intensidades de 400, 600, 700 e 800mW/cm² e verificaram que não há diferença na eficiência de polimerização utilizando ambas as fontes de luz que tenham a mesma intensidade, fato corroborado por **ROBERTS; VANDEWALLE; TIBA¹²³ (2004)**, avaliado na superfície de topo e na profundidade de 2mm, em amostras fotoativadas com LED (598mW/cm²) e lâmpada halógena (605mW/cm²). **DIALANE; SUNG; CAPUTO⁴⁴ (2002)**, verificaram que uma unidade à base de LED com emissão de 236mW/cm² produziu maior profundidade de cura (3mm) em amostras de uma resina composta fotoativada do que uma unidade com lâmpada halógena de 570mW/cm²(2mm). **BRAGA et al.²¹ (2004)**, afirmaram que um LED com emissão de 600mW/cm² implicou em valores de dureza (topo e profundidade

de 2mm) significativamente maiores quando comparados à fonte de lâmpada halógena de 400mW/cm² e ao LED de 200mW/cm². **ISHIZAK; FUKUSHIMA⁶⁷ (2004)**, afirmaram que um LED de alta potência (830mW/cm²) proporcionou profundidade de cura comparáveis às de uma unidade halógena (700mW/cm²).

No presente trabalho foi observado que tanto os aparelhos com LEDs quanto os com lâmpada halógena podem ser eficazes na polimerização das resinas, desde que apresentem intensidade de luz satisfatória. Dentre os aparelhos com pior desempenho, encontramos alguns com LED e outros com lâmpada halógena, porém todos tinham baixa intensidade luminosa. O mesmo foi verificado entre os de melhor desempenho, podendo ser com qualquer uma das fontes, desde que emitam uma grande quantidade de fótons.

Também foi observado, devido à menor seletividade luminosa dos aparelhos de lâmpada halógena, que estes necessitam de uma intensidade de luz um pouco maior que os de LED, que emitem fótons concentrados numa faixa de comprimento de onda que é melhor absorvido pela CQ, responsável por sua eficiência com uma intensidade de luz um pouco menor. Os resultados permitem fazer um paralelo entre essas intensidades, ou seja, um aparelho à base de LED com 170mW/cm² corresponde a um de lâmpada halógena com 220mW/cm², e um LED com 330mW/cm² seria similar a um com lâmpada halógena de 500mW/cm². Vale ainda ressaltar que os LEDs com intensidades de luz acima de 350mW/cm² tiveram melhor desempenho que as unidades à base de lâmpada halógena que emitiam 500mW/cm².

Diante do grande número de resinas compostas existentes e da possibilidade de se substituir a canforoquinona por outro tipo de substância fotossensível, com absorção máxima de luz em um comprimento de onda diferente, é de fundamental importância que os fabricantes de aparelhos fotoativadores informem o comprimento de onda emitido, e que os dentistas clínicos e pesquisadores certifiquem e monitorem a intensidade de luz emitida por esses aparelhos. Da mesma forma, os fabricantes de resina composta e de outros materiais poliméricos fotossensíveis deveriam informar tanto a energia necessária para polimerização, como o tipo de substância fotossensível utilizada na composição de seus materiais^{34, 47, 58, 80,}

CONCLUSÃO

7 - CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada, e com base em tudo que foi exposto até o presente momento, pode-se concluir que:

- 1) houve aumento da dureza da medição imediata para a com 7 dias;
- 2) os valores de dureza decresceram com o aumento da profundidade;
- 3) o uso de um radiômetro é importante para aferir os aparelhos fotoativadores, visto que todos emitiram intensidades de luz menores que a informada pelos respectivos fabricantes;
- 4) a melhor profundidade para avaliação da eficiência de aparelhos fotoativadores é a de 2mm, que é a espessura indicada para que ocorra uma polimerização adequada; a dureza da superfície de topo não deve ser utilizada, visto que até aparelhos com baixa intensidade proporcionaram valores satisfatórios de dureza; a profundidade de 4mm fica contra-indicada porque apenas aparelhos muito potentes conseguiriam uma eficaz polimerização, além de outros problemas resultantes do excessivo volume de material que prejudicariam a restauração;
- 5) dentre os aparelhos fotoativadores à base de lâmpada halógena, os que tiveram melhor desempenho foram os com intensidade de luz entre 340 e 500mW/cm² (estatisticamente semelhantes), seguido pelo de intensidade de luz de 220mW/cm² com desempenho intermediário e, por último, com pior desempenho, o de 60mW/cm²;
- 6) dentre os aparelhos à base de LED, o que proporcionou a maior média dos valores de dureza foi aquele com intensidade de luz de 800mW/cm², não apresentando diferença estatisticamente significativa com os aparelhos de intensidade entre 350 e 530mW/cm²; com desempenho intermediário, ficaram os aparelhos com intensidade de luz entre 250 e 330mW/cm², seguidos pelos de intensidade entre 170 e 210mW/cm² e, por fim, com pior desempenho, pelos de intensidade entre 120 e 140mW/cm²;
- 7) dentre os 26 aparelhos pesquisados pode-se identificar 5 grupos distintos, assim divididos a partir do de melhores resultados: I) LED com intensidade de luz de 350 a 800mW/cm²; II) LED de 250 a 330mW/cm² e Hal. de 340 a

500mW/cm²; III) LED de 170 a 210mW/cm² e Hal. de 220mW/cm²; IV) LED de 120 a 140mW/cm²; e V) Hal. de 60mW/cm²;

8) a eficiência das unidades fotoativadoras, tanto para os sistemas à base de lâmpada halógena como à base de LED, está principalmente relacionada com a intensidade de luz emitida, visto que os aparelhos que apresentaram melhor desempenho foram os de maior potência, independentemente da fonte utilizada.

9) é de fundamental importância que os fabricantes de aparelhos fotoativadores informem o comprimento de onda emitido, e que os dentistas clínicos e pesquisadores certifiquem e monitorem a intensidade de luz emitida por estes aparelhos. Da mesma forma, os fabricantes de resina composta e de outros materiais poliméricos fotossensíveis deveriam informar tanto a energia necessária para que ocorra uma eficiente polimerização, como o tipo de substância fotossensível utilizada na composição de seus materiais.

ANEXOS

ANEXOS

Este capítulo contém os dados dos experimentos prévios realizados para viabilizar esta pesquisa e as tabelas com os dados originais dos testes de dureza Knoop em cada um dos corpos-de-prova utilizados neste estudo, como especificado abaixo:

1. Seleção do radiômetro.
2. Testes preliminares de dureza superficial.
3. Tabelas com os valores de cada leitura de dureza Knoop, obtidos nas 4 superfícies de cada corpo-de-prova.

1 - Seleção do Radiômetro

RUEGGERBERG¹²⁶, em 1993, comparou a precisão de dois radiômetros (Demetron e EFOS) existentes no mercado. Cada aparelho foi posicionado abaixo da ponta ativa da unidade fotoativadora de resinas compostas e preso a um suporte. Através de um reostato a voltagem foi mantida constante e realizadas 3 leituras para cada radiômetro. Os resultados indicaram que ambos os aparelhos produziram resultados extremamente precisos. O autor concluiu afirmando que mostrou-se muito boa a precisão das leituras de intensidade de luz obtidas usando esses medidores, e que esses aparelhos podem ser instrumentos muito úteis para monitorar periodicamente a intensidade de luz das unidades fotoativadoras.

FOWLER; SWARTZ; MOORE⁵², em 1994, avaliaram a habilidade do cirurgião-dentista clínico para detectar a eficiência de unidades fotoativadoras por meio de teste tátil, comparando a dureza de topo e de base, em amostras de resinas compostas. Também avaliaram, através de teste de dureza Barcol, o efeito da redução da intensidade de luz de unidades fotoativadoras sobre a profundidade de cura desses materiais. Foram utilizadas 4 resinas (APH, Occlusion, Prisma-Fil e Silux-Plus) fotoativadas pela unidade Coe-Lite (Model 4000). A redução gradual da intensidade de luz foi feita através da utilização de filtros e medidas pelos radiômetros Macam

(Modelo R 1035/A) e Demetron (Modelo 100). Para o teste tátil a unidade fotoativadora foi utilizada sem os filtros para redução de intensidade de luz, irradiando-se os espécimes por 60, 30, 15 e 10 segundos. Utilizando uma sonda exploradora, 3 cirurgiões-dentistas clínicos compararam a dureza da superfície de topo da amostra utilizada como controle com as superfícies de base das outras 3 amostras de cada grupo. Após análise dos resultados, os autores concluíram que: 1) a redução da intensidade de luz diminui a profundidade de cura das resinas compostas; 2) os dados recomendam um tempo de fotoativação de 60 segundos, já que tempos de irradiação mais longos podem compensar a diminuição na profundidade de cura devido intensidades de luz mais baixas; 3) o uso de um radiômetro é uma forma mais eficaz de testar o desempenho de unidades fotoativadoras do que a utilização de teste tátil em amostras de resinas compostas.

Durante muitos anos, os radiômetros foram utilizados por vários pesquisadores para verificar a intensidade de luz de unidades fotoativadoras à base de lâmpada halógena^{25, 27, 35, 58, 80, 87, 91, 109, 111}.

Recentemente, os radiômetros também têm sido utilizados para medir a intensidade de luz de unidades fotoativadoras à base de LED^{4, 13, 19, 22, 30, 45, 67, 76, 98, 105, 115, 123, 142, 146, 151, 152 157}.

Assim, antes do início desta pesquisa, três radiômetros, todos modelo 100, fabricados pela Demetron Research Corporation, Donbury, CT – EUA, foram testados com a finalidade de se certificar a precisão da mensuração de cada aparelho. Para isso, a intensidade de luz de 12 unidades fotoativadoras, alfabeticamente ordenadas, foram medidas e anotadas na tabela seguinte:

ANEXO 1

Unidade Fotoativadora	Fabricante	Tipo de fonte de luz	Tipo de Sonda ou Guia de luz	Intensidade de luz (mW/cm ²) medida pelo radiômetro nº de série 121978	Intensidade de luz (mW/cm ²) medida pelo radiômetro nº de série 104873	Intensidade de luz (mW/cm ²) medida pelo radiômetro nº de série 115280
01- Degulux	Degussa	HAL.	Fibra	400	400	420
02- LEC-470	M.M.Optics	LED	Polímero	120	120	130
03- Optilight Plus	Gnatus	HAL.	Fibra	400	400	420
04- Optilight LD II	Gnatus	LED	Polímero	120	120	130
05- Optilux	Demetron	HAL.	Fibra	500	500	530
06- Ultrablue IS 200	DMC	LED	Polímero	120	120	130
07- Ultrablue IS 200	DMC	LED	Fibra	170	170	190
08- Ultrablue IS 350	DMC	LED	Polímero	250	250	290
09- Ultrablue IS 350	DMC	LED	Fibra	310	310	330
10- Ultrablue IS 600	DMC	LED	Polímero	330	330	390
11- Ultrablue IS 600	DMC	LED	Fibra	530	530	580
12- Ultralux	Dabi Atlante	HAL.	Fibra	340	340	390
13- Ultraled	Dabi Atlante	LED	Fibra	170	170	190

Diante desses resultados, foi escolhido o radiômetro de número de série 121978, o qual proporcionou valores de intensidade de luz igual ao do radiômetro de número de série 104873. Uma observação interessante e importante é que todos os aparelhos fotoativadores emitiram intensidades de luz ou densidade de potência (mW/cm²) menores que a informada por representantes das respectivas fábricas. Esse fato demonstra que os radiômetros podem ser instrumentos muito úteis, tanto para o cirurgião-dentista clínico como para pesquisadores, na certificação e monitoramento periódico da intensidade de luz das unidades fotoativadoras.

2 - Testes Preliminares de Dureza Superficial

Vários autores utilizaram-se de testes mecânicos, mais especificamente testes de dureza superficial, para avaliar o grau de polimerização de amostras de resinas compostas como também a eficiência de unidades fotoativadoras dessas resinas^{25, 27, 70, 74, 85, 109, 113, 118}.

Antes dos testes preliminares de dureza superficial, foi realizado um ensaio prévio para verificar a carga e o tempo de sua aplicação necessários para efetuar as medidas, na superfície de topo e nas profundidades preestabelecidas, ficando esses dados definidos como de 100 gramas durante 10 segundos.

Os testes preliminares de dureza superficial tiveram os seguintes objetivos: 1) treinamento para padronizar a confecção das amostras e 2) treinamento para a correta utilização do aparelho utilizado para as mensurações de dureza. A resina composta Z100, 3M/ESPE (a mesma utilizada no presente trabalho) foi escolhida para a confecção das amostras que foram fotoativadas de 4 modos diferentes, por uma unidade halógena (irradiação contínua de 400mW/cm^2 por 20, 40 ou 60 segundos, e gradual - "soft-start": 20s com 290mW/cm^2 + 20s com 400mW/cm^2) e de um modo contínuo (com 120mW/cm^2 durante 40s) por uma unidade à base de LED. A confecção das amostras e os testes foram efetuados de acordo com método descrito no capítulo 4. Os valores de cada leitura de dureza Knoop (**L**) nas duas idades avaliadas (imediata e 07 dias), em cada profundidade analisada (topo, 2mm-s (antes da tira de poliéster), 2mm-i (depois da tira de poliéster) e 4mm), com as médias (**md**) e os respectivos desvios-padrão (**dp**) obtidos em cada um dos 5 espécimes, confeccionados com a resina composta Z100 para cada um dos modos de fotoativação, utilizados neste estudo preliminar, constam nas Tabelas 2.1 a 2.5: (Anexo 2)

ANEXO 2

Tabela 2.1 - Aparelho Degulux (Hal.) - Degussa, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz contínua de 400mW/cm² durante 20 segundos:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	74	73	72	69	69	71,4	2,3	81	77	78	74	75	77,0	2,7
	2mm-s	64	64	65	63	61	63,4	1,5	75	75	71	68	71	72,0	3,0
	2mm-i	65	63	61	57	57	60,6	3,6	74	71	70	71	69	71,0	1,9
	4mm	37	34	33	30	32	33,2	2,6	50	47	48	49	45	47,8	1,9
Cp-2	Topo	71	72	72	69	70	70,8	1,3	78	75	74	70	70	73,4	3,4
	2mm-s	63	64	61	59	58	61,0	2,5	72	72	70	73	68	71,0	2,0
	2mm-i	57	57	51	52	53	54,0	2,8	66	65	63	61	60	63,0	2,5
	4mm	28	26	29	25	24	26,4	2,1	41	40	42	43	35	40,2	3,1
Cp-3	Topo	70	71	68	65	66	68,0	2,5	77	78	81	74	73	76,6	3,2
	2mm-s	60	61	63	57	57	59,6	2,6	70	71	71	68	66	69,2	2,2
	2mm-i	55	53	58	57	53	55,2	2,3	69	68	67	65	64	66,6	2,1
	4mm	22	21	20	17	18	19,6	2,1	42	43	41	44	40	42,0	1,6
Cp-4	Topo	68	69	67	65	66	67,0	1,6	80	77	78	74	75	76,8	2,4
	2mm-s	61	62	62	59	58	60,4	1,8	71	72	74	66	65	69,6	3,9
	2mm-i	60	61	62	56	55	58,8	3,1	73	72	71	67	67	70,0	2,8
	4mm	24	24	22	20	21	22,2	1,8	40	41	41	37	38	39,4	1,8
Cp-5	Topo	70	71	66	68	69	68,8	1,9	78	76	81	81	80	79,2	2,2
	2mm-s	61	62	57	59	58	59,4	2,1	75	73	73	70	70	72,2	2,2
	2mm-i	61	60	62	57	55	59,0	2,9	74	73	71	68	68	70,8	2,8
	4mm	27	26	22	24	24	24,6	1,9	44	43	44	42	41	42,8	1,3

Tabela 2.2 - Aparelho Degulux (Hal.) - Degussa, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz contínua de 400mW/cm² durante 40 segundos:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	75	76	78	75	77	76,2	1,3	86	85	86	84	83	84,8	1,2
	2mm-s	71	70	72	70	71	70,8	0,8	76	74	73	77	78	75,6	1,9
	2mm-i	66	65	67	67	68	66,6	1,1	71	68	70	71	68	69,6	1,4
	4mm	49	48	50	47	48	48,4	1,1	58	61	63	62	58	60,4	2,1
Cp-2	Topo	75	73	74	79	77	75,6	2,4	83	87	88	86	87	86,2	1,7
	2mm-s	67	66	65	68	67	66,6	1,1	80	76	75	76	78	77,0	1,8
	2mm-i	63	64	66	67	64	64,8	1,6	73	74	75	76	77	75,0	1,4
	4mm	52	52	43	47	44	47,6	4,3	58	60	57	59	58	58,4	1,0
Cp-3	Topo	78	77	76	75	74	76,0	1,6	89	88	83	82	84	85,2	2,8
	2mm-s	62	63	64	68	67	64,8	2,6	71	73	74	73	72	72,6	1,0
	2mm-i	57	58	62	62	61	60,0	2,3	70	73	71	74	72	72,0	1,4
	4mm	48	51	52	47	51	49,8	2,2	60	62	64	63	63	62,4	1,4
Cp-4	Topo	73	77	75	76	74	75,0	1,6	88	87	85	83	82	85,0	2,3
	2mm-s	64	66	67	63	64	64,8	1,6	81	78	73	81	79	78,4	2,9
	2mm-i	66	64	61	60	63	62,8	2,4	77	76	74	73	78	75,6	1,9
	4mm	50	47	51	52	52	50,4	2,1	67	65	66	63	66	65,4	1,4
Cp-5	Topo	74	78	81	78	77	77,6	2,5	87	88	88	89	85	87,4	1,4
	2mm-s	71	70	74	71	72	71,6	1,5	79	78	77	78	77	77,8	0,7
	2mm-i	72	75	74	73	70	72,8	1,9	78	79	77	78	79	78,2	0,7
	4mm	50	56	57	58	51	54,4	3,6	66	64	62	63	62	63,4	1,5

Tabela 2.3 - Aparelho Degulux (Hal.) - Degussa, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz contínua de 400mW/cm² durante 60 segundos:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	79	78	77	75	74	76,6	2,1	86	87	83	82	84	84,4	1,9
	2mm-s	77	75	73	74	72	74,2	1,9	78	81	79	77	76	78,2	1,7
	2mm-i	74	73	72	74	75	73,6	1,1	81	78	76	77	75	77,4	2,1
	4mm	55	54	52	51	52	52,8	1,6	61	64	58	56	55	58,8	3,3
Cp-2	Topo	78	79	79	77	76	77,8	1,3	88	87	84	83	83	85,0	2,1
	2mm-s	75	73	74	70	68	72,0	2,9	82	84	79	77	76	79,6	3,0
	2mm-i	71	72	70	68	67	69,6	2,1	80	78	77	75	76	77,2	1,7
	4mm	57	55	53	51	52	53,6	2,4	62	61	60	64	64	62,2	1,6
Cp-3	Topo	76	77	72	74	73	74,4	2,1	87	85	84	83	82	84,2	1,7
	2mm-s	75	76	71	69	71	72,4	3,0	76	74	74	72	71	73,4	1,7
	2mm-i	69	69	66	67	68	67,8	1,3	77	78	76	71	71	74,6	3,0
	4mm	51	50	52	46	49	49,6	2,3	64	58	57	56	56	58,2	3,0
Cp-4	Topo	76	77	75	73	72	74,6	2,1	86	87	84	78	78	82,6	3,9
	2mm-s	68	71	69	67	69	68,8	1,5	76	77	75	74	72	74,8	1,7
	2mm-i	67	68	69	64	65	66,6	2,1	77	76	74	73	71	74,2	2,1
	4mm	53	52	51	50	48	50,8	1,9	59	58	55	54	53	55,8	2,3
Cp-5	Topo	77	78	79	76	75	77,0	1,6	89	89	88	83	82	86,2	3,1
	2mm-s	72	71	72	68	68	70,2	2,0	81	78	79	77	76	78,2	1,7
	2mm-i	69	67	66	65	68	67,0	1,6	76	79	77	75	75	76,4	1,5
	4mm	48	46	45	47	49	47,0	1,6	57	56	54	52	54	54,6	1,7

Tabela 2.4 - Aparelho Degulux (Hal.) - Degussa, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz gradual de 290mW/cm² por 20s + 400mW/cm² por 20s ("soft-start"):

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	81	82	81	78	79	80,2	1,6	87	86	88	85	84	86,0	1,4
	2mm-s	77	76	76	75	74	75,6	1,1	78	77	76	79	72	76,4	2,4
	2mm-i	76	77	74	76	71	74,8	2,4	79	81	79	76	77	78,4	1,7
	4mm	59	57	56	55	54	56,2	1,9	61	63	58	59	55	59,2	2,7
Cp-2	Topo	78	79	76	77	75	77,0	1,6	89	89	85	86	87	87,2	1,6
	2mm-s	76	77	75	73	71	74,4	2,4	83	81	82	78	79	80,6	1,9
	2mm-i	75	76	74	73	72	74,0	1,6	78	81	82	79	79	79,8	1,5
	4mm	48	52	49	53	52	50,8	2,2	68	66	69	64	64	66,2	2,0
Cp-3	Topo	77	74	75	74	73	74,6	1,5	87	85	83	81	82	83,6	2,2
	2mm-s	71	72	68	69	68	69,6	1,8	75	76	74	72	73	74,0	1,4
	2mm-i	72	69	68	67	69	69,0	1,9	74	75	72	73	71	73,0	1,4
	4mm	49	47	48	45	44	46,6	2,1	59	57	58	53	59	57,2	2,2
Cp-4	Topo	78	79	77	78	77	77,8	0,8	87	88	85	84	82	85,2	2,1
	2mm-s	71	72	68	69	69	69,8	1,6	76	74	77	73	71	74,2	2,1
	2mm-i	71	68	69	66	69	68,6	1,8	77	73	71	72	72	73,0	2,1
	4mm	48	49	47	46	45	47,0	1,6	56	55	54	53	52	54,0	1,4
Cp-5	Topo	74	73	72	71	72	72,4	1,1	87	85	86	83	82	84,6	1,9
	2mm-s	71	72	69	68	67	69,4	2,1	81	79	78	75	74	77,4	2,6
	2mm-i	68	69	66	65	64	66,4	2,1	78	77	76	75	75	76,2	1,2
	4mm	43	44	42	42	44	43,0	1,0	59	58	56	54	54	56,2	2,0

Tabela 2.5 - Aparelho LEC-470 (LED) – M.M.Optics, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz contínua de 120mW/cm² durante 40 segundos:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	74	73	72	68	72	71,8	2,3	80	77	78	73	75	76,6	2,4
	2mm-s	66	67	65	61	61	64,0	2,8	73	72	71	68	70	70,8	1,7
	2mm-i	67	66	64	59	58	62,8	4,1	72	71	71	67	67	69,6	2,2
	4mm	37	36	35	33	32	34,6	2,1	50	48	47	46	45	47,2	1,7
Cp-2	Topo	71	72	73	69	68	70,6	2,1	77	75	76	74	71	74,6	2,1
	2mm-s	63	63	61	59	58	60,8	2,3	70	68	70	71	71	70,0	1,1
	2mm-i	59	58	55	54	53	55,8	2,6	66	63	64	61	61	63,0	1,9
	4mm	28	26	29	25	26	26,8	1,6	42	41	42	38	40	40,6	1,5
Cp-3	Topo	72	71	68	69	68	69,6	1,8	77	76	81	73	74	76,2	2,8
	2mm-s	63	64	62	58	57	60,8	3,1	70	71	71	66	67	69,0	2,1
	2mm-i	57	58	58	55	56	56,8	1,3	66	68	67	66	65	66,4	1,0
	4mm	24	25	22	19	19	21,8	2,8	42	41	43	44	41	42,2	1,2
Cp-4	Topo	68	69	67	66	65	67,0	1,6	80	77	76	75	74	76,4	2,1
	2mm-s	62	60	61	57	56	59,2	2,6	70	71	66	65	64	67,2	2,8
	2mm-i	61	62	60	57	59	59,8	1,9	70	71	72	66	67	69,2	2,3
	4mm	25	24	22	21	25	23,4	1,8	40	41	41	36	37	39,0	2,1
Cp-5	Topo	70	68	66	65	67	67,2	1,9	78	76	81	81	80	79,2	1,9
	2mm-s	61	62	57	56	55	58,2	3,1	75	73	72	70	70	72,0	1,9
	2mm-i	61	63	62	57	56	59,8	3,1	72	73	71	68	68	70,4	2,1
	4mm	28	27	28	23	24	26,0	2,3	42	43	40	41	41	41,4	1,0

3 Tabelas com os Valores de cada Leitura de Dureza Knoop, obtidas nas 4 Superfícies de cada Corpo-de-Prova

As tabelas 3.1 a 3.26 (Anexo 3) apresentam os valores de cada leitura de dureza Knoop (**L1 a L5**), nas duas idades avaliadas (imediata e 07 dias), em cada profundidade analisada [topo, 2mm-s (antes da tira de poliéster), 2mm-i (depois da tira de poliéster) e 4mm], com as médias dos valores verificados em cada superfície (**md**) e os respectivos desvios-padrão (**dp**) obtidos em cada um dos 5 espécimes, confeccionados com a resina composta Z100 para cada um dos aparelhos utilizados neste estudo.

ANEXO 3

Tabela 3.1 - Aparelho Biolux Single V (LED) - Bioart, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 350mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	77	77	76	74	74	75,6	1,5	88	88	87	84	84	86,2	1,8
	2mm-s	74	74	75	71	71	73,0	1,9	79	80	78	76	77	78,0	1,4
	2mm-i	72	73	71	71	70	71,4	1,1	77	78	77	76	77	77,0	0,6
	4mm	49	50	48	46	46	47,8	1,8	58	58	56	54	55	56,2	1,6
Cp-2	Topo	77	78	76	76	75	76,4	1,1	84	82	82	78	76	80,4	2,9
	2mm-s	76	74	74	75	73	74,4	1,1	82	80	79	75	77	78,6	2,4
	2mm-i	69	68	68	65	65	67,0	1,9	83	80	78	79	78	79,6	1,9
	4mm	46	45	45	43	43	44,4	1,3	54	54	53	50	51	52,4	1,6
Cp-3	Topo	75	75	74	72	73	73,8	1,3	80	82	79	77	77	79,0	1,9
	2mm-s	73	73	72	70	71	71,8	1,3	78	75	73	72	72	74,0	2,3
	2mm-i	64	62	62	59	59	61,2	2,2	77	78	75	72	71	74,6	2,7
	4mm	44	45	45	41	41	43,2	2,0	52	52	50	48	49	50,2	1,6
Cp-4	Topo	83	80	79	77	78	79,4	2,3	87	88	90	84	84	86,6	2,3
	2mm-s	77	76	74	73	73	74,6	1,8	80	79	80	79	78	79,2	0,7
	2mm-i	78	78	76	73	74	75,8	2,3	82	80	80	79	79	80,0	1,1
	4mm	50	50	49	47	47	48,6	1,5	59	59	57	54	54	56,6	2,2
Cp-5	Topo	82	80	80	77	77	79,2	2,2	88	90	88	86	86	87,6	1,5
	2mm-s	74	76	74	72	73	73,8	1,5	80	80	79	75	75	77,8	2,3
	2mm-i	77	78	77	74	74	76,0	1,9	78	78	79	75	76	77,2	1,5
	4mm	50	50	52	48	49	49,8	1,5	60	60	58	55	55	57,6	2,2

Tabela 3.2 - Aparelho Biolux Single V (LED) - Bioart, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 480mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	74	72	73	69	70	71,6	2,1	84	83	83	83	82	83,0	0,6
	2mm-s	73	74	71	69	69	71,2	2,3	80	80	78	77	77	78,4	1,4
	2mm-i	72	71	69	70	68	70,0	1,6	78	79	79	76	74	77,2	1,9
	4mm	50	51	49	48	46	48,8	1,9	50	51	51	49	48	49,8	1,2
Cp-2	Topo	76	77	74	72	73	74,4	2,1	86	86	86	87	84	85,8	1,0
	2mm-s	73	73	71	69	70	71,2	1,8	78	76	76	74	75	75,8	1,3
	2mm-i	72	71	72	69	68	70,4	1,8	77	78	76	74	74	75,8	1,6
	4mm	55	54	53	50	50	52,4	2,3	58	58	57	52	54	55,8	2,4
Cp-3	Topo	77	78	77	74	75	76,2	1,6	87	86	84	83	82	84,4	1,9
	2mm-s	76	76	74	73	71	74,0	2,1	83	82	80	78	78	80,2	2,0
	2mm-i	69	69	68	68	67	68,2	0,8	78	78	72	75	74	75,4	2,3
	4mm	58	60	57	56	56	57,4	1,7	66	65	65	61	61	63,6	2,2
Cp-4	Topo	77	76	77	74	76	76,0	1,2	88	86	87	84	83	85,6	1,9
	2mm-s	75	73	73	70	71	72,4	1,9	83	78	79	76	76	78,4	2,6
	2mm-i	74	73	72	70	71	72,0	1,6	82	82	79	80	78	80,2	1,6
	4mm	58	59	58	56	54	57,0	2,0	67	67	65	62	61	64,4	2,5
Cp-5	Topo	79	79	80	77	76	78,2	1,6	87	88	86	84	86	86,2	1,3
	2mm-s	79	78	79	76	75	77,4	1,8	80	79	80	77	78	78,8	1,2
	2mm-i	75	76	75	73	73	74,4	1,3	80	80	79	78	75	78,4	1,9
	4mm	60	60	59	56	56	58,2	2,0	68	66	65	65	64	65,6	1,4

Tabela 3.3 - Aparelho Degulux (halógeno) - Degussa, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 400mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	78	78	76	73	74	75,8	2,3	87	86	87	84	84	85,6	1,4
	2mm-s	74	73	74	72	70	72,6	1,7	79	80	78	76	75	77,6	1,9
	2mm-i	73	73	73	70	71	72,0	1,4	80	79	77	75	75	77,2	2,0
	4mm	54	53	53	50	51	52,2	1,6	60	61	59	57	56	58,6	1,9
Cp-2	Topo	78	78	79	75	74	76,8	2,2	86	87	84	82	82	84,2	2,0
	2mm-s	73	72	72	71	69	71,4	1,5	80	80	78	75	75	77,6	2,2
	2mm-i	73	72	71	69	68	70,6	2,1	80	78	79	77	76	78,0	1,4
	4mm	56	54	55	52	52	53,8	1,8	63	62	62	60	60	61,4	1,2
Cp-3	Topo	76	75	76	73	72	74,4	1,8	86	84	83	82	82	83,4	1,5
	2mm-s	74	74	72	69	70	71,8	2,3	74	73	73	71	71	72,4	1,2
	2mm-i	68	68	67	65	65	66,6	1,5	76	76	75	72	72	74,2	1,8
	4mm	50	50	50	47	48	49,0	1,4	60	59	59	55	56	57,8	1,9
Cp-4	Topo	75	75	74	72	72	73,6	1,5	84	82	82	79	78	81,0	2,2
	2mm-s	69	70	68	66	67	68,0	1,6	76	76	74	71	71	73,6	2,2
	2mm-i	66	67	65	63	63	64,8	1,8	75	73	74	70	71	72,6	1,9
	4mm	52	52	50	49	48	50,2	1,8	58	58	59	55	54	56,8	1,9
Cp-5	Topo	79	79	78	75	75	77,2	2,0	88	88	87	84	84	86,2	1,8
	2mm-s	71	70	70	69	69	69,8	0,8	80	79	79	77	77	78,4	1,2
	2mm-i	68	68	69	66	66	64,4	1,3	77	78	76	74	74	75,8	1,6
	4mm	49	49	48	47	47	48,0	1,0	56	57	55	53	53	54,8	1,6

Tabela 3.4 - Aparelho Dentlux (halógeno) - Dentlux, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 220mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	73	72	71	69	70	71,0	1,6	80	78	79	75	76	77,6	1,9
	2mm-s	65	65	64	62	62	63,6	1,5	74	74	72	69	70	71,8	2,0
	2mm-i	66	64	62	58	58	61,6	3,6	73	72	72	70	68	71,0	1,8
	4mm	36	35	34	32	31	33,6	2,1	51	49	49	48	47	48,8	1,3
Cp-2	Topo	70	70	71	68	68	69,4	1,3	79	76	75	75	71	75,2	2,6
	2mm-s	62	62	60	58	57	59,8	2,3	71	70	71	72	69	70,6	1,0
	2mm-i	58	57	54	54	53	55,2	2,2	67	65	64	62	62	64,0	1,9
	4mm	29	27	28	27	25	27,2	1,5	43	41	40	40	39	40,6	1,4
Cp-3	Topo	71	70	67	69	67	68,8	1,8	78	78	80	75	75	77,2	1,9
	2mm-s	62	62	61	59	58	60,4	1,8	72	70	71	68	67	69,6	1,9
	2mm-i	59	59	56	56	54	56,8	2,2	68	69	69	66	66	67,6	1,4
	4mm	23	23	21	18	19	20,8	2,3	44	44	42	42	42	42,8	1,0
Cp-4	Topo	69	69	68	67	66	67,8	1,3	82	78	79	76	77	78,4	2,1
	2mm-s	63	61	61	58	57	60,0	2,4	70	70	71	67	66	68,8	1,9
	2mm-i	62	62	61	58	59	60,4	1,8	72	70	71	68	68	69,8	1,6
	4mm	26	26	24	24	23	24,6	1,3	41	40	40	38	39	39,6	1,0
Cp-5	Topo	71	70	69	68	67	69,0	1,6	78	77	82	80	82	79,8	2,0
	2mm-s	60	60	59	58	58	59,0	1,0	76	74	73	71	71	73,0	1,9
	2mm-i	62	61	60	58	57	59,6	2,1	74	74	72	69	68	71,4	2,5
	4mm	29	28	29	25	24	27,0	2,3	45	44	42	43	41	43,0	1,4

Tabela 3.5 - Aparelho Fibr lux (halógeno) - Dabi Atlante, *guia de luz* em cabo de fibra e intensidade de luz de 60mW/cm²:

[illegible]

Tabela 3.6 - Aparelho LEC-470 I (LED) - M.M.Optcs, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 120mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	75	76	74	71	72	73,6	2,1	83	82	82	78	79	80,8	1,9
	2mm-s	65	64	63	61	62	63,0	1,6	70	69	69	67	66	68,2	1,5
	2mm-i	61	62	59	58	62	60,4	1,8	65	65	64	62	62	63,6	1,4
	4mm	14	16	15	17	17	15,8	1,3	24	25	23	21	22	23,0	1,4
Cp-2	Topo	73	72	70	68	69	70,4	2,1	77	75	76	73	74	75,0	1,4
	2mm-s	64	64	62	59	60	61,8	2,3	66	64	64	62	63	63,8	1,3
	2mm-i	56	56	55	54	53	54,8	1,3	59	60	60	56	57	58,4	1,6
	4mm	15	13	13	12	11	12,8	1,5	20	22	23	20	21	21,2	1,2
Cp-3	Topo	69	70	68	66	66	67,8	1,8	79	78	79	74	74	76,8	2,3
	2mm-s	56	54	55	51	52	53,6	2,1	65	63	64	64	63	63,8	0,7
	2mm-i	54	54	52	49	50	51,8	2,3	62	62	63	61	61	61,8	0,7
	4mm	14	13	13	12	12	12,8	0,8	25	25	24	22	21	23,4	1,6
Cp-4	Topo	71	70	70	67	68	69,2	1,6	80	82	79	77	78	79,2	1,7
	2mm-s	62	59	60	56	57	58,8	2,4	64	64	63	62	61	62,8	1,2
	2mm-i	51	52	50	47	47	49,4	2,3	60	58	59	56	57	58,0	1,4
	4mm	14	12	12	12	13	12,6	0,9	22	23	22	21	20	21,6	1,0
Cp-5	Topo	68	65	66	64	64	65,4	1,7	80	78	79	75	74	77,2	2,3
	2mm-s	55	54	54	50	51	52,8	2,2	65	64	65	62	63	63,8	1,2
	2mm-i	51	50	48	46	45	48,0	2,5	63	63	62	60	61	61,8	1,2
	4mm	12	12	11	11	11	11,4	0,5	23	23	24	21	20	22,2	1,5

Tabela 3.7 - Aparelho Luxion X7 (LED) - Microdent, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 170mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	76	74	71	70	76	73,4	2,8	82	79	80	77	76	78,8	2,1
	2mm-s	67	65	65	63	63	64,6	1,7	73	70	71	69	70	70,6	1,4
	2mm-i	58	59	58	57	56	57,6	1,1	70	67	66	64	64	66,2	2,2
	4mm	31	31	29	28	28	29,4	1,5	36	35	36	33	32	34,4	1,6
Cp-2	Topo	76	74	74	72	72	73,6	1,7	82	80	82	77	77	79,6	2,2
	2mm-s	64	65	64	62	60	63,0	2,0	76	75	76	73	72	74,4	1,6
	2mm-i	60	60	58	54	55	57,4	2,8	74	71	70	69	69	70,6	1,9
	4mm	28	26	26	24	24	25,6	1,7	38	36	36	34	34	35,6	1,5
Cp-3	Topo	72	72	72	69	69	70,8	1,6	79	79	77	75	75	77,0	1,8
	2mm-s	63	62	63	59	58	61,0	2,3	75	75	74	72	71	73,4	1,6
	2mm-i	56	56	54	52	53	54,2	1,8	67	66	66	64	63	65,2	1,5
	4mm	29	28	28	26	25	27,2	1,6	30	32	31	29	29	30,2	1,2
Cp-4	Topo	75	73	74	71	71	72,8	1,8	84	83	84	80	80	82,2	1,8
	2mm-s	62	63	61	58	58	60,4	2,3	77	77	76	74	73	75,4	1,6
	2mm-i	56	54	54	52	52	53,6	1,7	66	67	65	63	63	64,8	1,6
	4mm	27	27	25	25	24	25,6	1,3	37	36	37	34	33	35,4	1,6
Cp-5	Topo	74	74	73	69	69	71,8	2,6	86	84	84	83	83	84,0	1,1
	2mm-s	63	63	62	60	60	61,6	1,5	79	77	78	76	76	77,2	1,2
	2mm-i	57	57	55	53	54	55,2	1,8	69	69	67	65	64	66,8	2,0
	4mm	28	28	27	25	25	26,6	1,5	37	37	37	35	36	36,4	0,8

Tabela 3.8 - Aparelho Optilight Plus (halógeno) - Gnatus, *guia de luz* de fibra não coerente e intensidade de luz de 400mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	76	77	79	74	77	76,6	1,8	87	86	87	83	84	85,4	1,6
	2mm-s	73	72	72	70	71	71,6	1,1	75	74	74	76	77	75,2	1,2
	2mm-i	68	67	68	66	69	67,6	1,1	72	72	70	69	69	70,4	1,4
	4mm	49	50	48	51	49	49,4	1,1	59	60	62	61	59	60,2	1,2
Cp-2	Topo	77	76	75	78	76	76,4	1,1	84	86	86	87	86	85,8	1,0
	2mm-s	66	68	67	64	65	66,0	1,6	76	77	77	74	75	75,8	1,2
	2mm-i	64	65	67	66	63	65,0	1,6	77	75	76	74	74	75,2	1,2
	4mm	53	52	44	48	45	48,4	4,0	59	61	58	60	60	59,6	1,0
Cp-3	Topo	79	76	78	78	74	77,0	2,0	88	87	84	83	86	85,6	1,9
	2mm-s	63	64	65	68	67	65,4	2,1	75	74	75	72	72	73,6	1,4
	2mm-i	58	59	61	63	61	60,4	1,9	75	74	72	71	71	72,6	1,6
	4mm	49	50	53	48	50	50,0	1,9	62	64	63	62	62	62,6	0,8
Cp-4	Topo	77	78	75	74	75	75,8	1,6	87	88	87	84	84	86,0	1,7
	2mm-s	65	67	68	68	67	67,0	1,2	82	79	75	80	79	79,0	2,3
	2mm-i	66	65	63	64	65	64,6	1,1	78	77	79	75	75	76,8	1,6
	4mm	51	49	52	50	51	50,6	1,1	66	64	63	65	63	64,2	1,2
Cp-5	Topo	75	79	80	77	76	77,4	2,1	88	89	88	87	86	87,6	1,0
	2mm-s	71	72	75	72	72	72,4	1,5	78	78	76	75	79	77,2	1,5
	2mm-i	75	76	75	73	73	74,4	1,3	79	77	79	78	78	78,2	0,7
	4mm	54	55	55	56	51	54,2	1,9	65	63	63	62	63	63,2	1,0

Tabela 3.9 - Aparelho Optilight Plus (halógeno) - Gnatus, *guia de luz* de fibra coerente e intensidade de luz de 500mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	78	79	78	79	77	78,2	0,8	88	86	87	84	83	85,6	1,9
	2mm-s	70	70	70	68	67	69,0	1,4	78	79	77	75	74	76,6	1,9
	2mm-i	68	68	65	67	66	66,8	1,3	74	76	74	72	72	73,6	1,5
	4mm	49	48	48	47	47	47,8	0,8	59	59	56	57	55	57,2	1,6
Cp-2	Topo	78	79	78	77	75	77,4	1,5	87	86	86	84	86	85,8	1,0
	2mm-s	65	66	66	65	63	65,0	1,2	78	75	75	74	75	75,4	1,4
	2mm-i	67	66	64	64	63	64,8	1,6	74	75	74	74	72	73,8	1,0
	4mm	47	48	46	44	45	46,0	1,6	60	58	59	58	59	58,8	0,7
Cp-3	Topo	78	80	78	77	77	78,0	1,2	86	86	87	84	84	85,4	1,2
	2mm-s	66	65	64	63	64	64,3	1,1	76	74	75	75	73	74,6	1,0
	2mm-i	66	64	65	63	62	64,0	1,6	75	73	75	74	73	74,0	0,9
	4mm	43	45	43	44	43	43,6	0,9	57	57	56	56	54	56,0	1,1
Cp-4	Topo	74	77	75	75	75	75,2	1,1	88	88	87	86	86	87,0	0,9
	2mm-s	68	67	66	68	68	67,4	0,9	79	77	77	75	76	76,8	1,3
	2mm-i	66	65	65	62	64	64,4	1,5	75	75	75	72	73	74,0	1,3
	4mm	49	51	50	50	49	49,8	0,8	65	62	63	66	64	64,0	1,4
Cp-5	Topo	78	78	79	77	79	78,2	0,8	88	87	87	87	86	87,0	0,6
	2mm-s	66	65	65	62	63	64,2	1,6	79	79	77	76	75	77,2	1,6
	2mm-i	65	64	63	65	66	64,6	1,1	78	76	75	76	77	76,4	1,0
	4mm	48	47	47	47	48	47,4	0,5	65	63	62	62	63	63,0	1,1

Tabela 3.10 - Aparelho Optilight CL (LED) - Gnatus, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 210mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	75	76	74	73	72	74,0	1,6	79	80	79	77	76	78,2	1,5
	2mm-s	71	69	71	68	67	69,2	1,8	76	74	76	72	73	74,2	1,6
	2mm-i	67	65	65	62	61	64,0	2,4	70	69	69	65	65	67,6	2,2
	4mm	39	37	38	36	35	37,0	1,6	40	41	38	37	37	38,6	1,6
Cp-2	Topo	75	73	72	73	70	72,6	1,8	84	84	82	82	82	82,8	1,0
	2mm-s	67	67	66	65	65	66,0	1,0	75	76	74	70	71	73,2	2,3
	2mm-i	61	59	59	57	58	58,8	1,5	71	72	70	69	69	70,2	1,2
	4mm	29	27	27	25	24	26,4	1,9	45	45	44	42	42	43,6	1,4
Cp-3	Topo	77	74	75	73	72	74,2	1,9	84	83	83	79	80	81,8	1,9
	2mm-s	66	67	67	62	62	64,8	2,6	76	74	75	73	71	73,8	1,7
	2mm-i	61	61	59	58	58	59,4	1,5	71	71	70	66	68	69,2	1,9
	4mm	34	35	33	30	32	32,8	1,9	43	42	44	40	41	42,0	1,4
Cp-4	Topo	72	71	71	69	69	70,4	1,3	78	80	80	76	74	77,6	2,3
	2mm-s	67	65	67	63	64	65,2	1,8	76	74	73	71	71	73,0	1,9
	2mm-i	64	65	63	59	60	62,2	2,6	72	71	69	68	68	69,6	1,6
	4mm	32	30	30	27	28	29,4	1,9	47	46	46	42	43	44,8	1,9
Cp-5	Topo	75	72	73	70	71	72,2	1,9	82	80	80	78	77	79,4	1,7
	2mm-s	69	67	68	65	65	66,8	1,8	77	75	72	73	70	73,4	2,4
	2mm-i	66	64	62	60	60	62,4	2,6	73	73	72	70	70	71,6	1,4
	4mm	35	36	34	31	31	33,4	2,3	44	46	44	42	43	43,8	1,3

Tabela 3.11 - Aparelho Optilight LD II (LED) - Gnatus, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 120mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	Dp
Cp-1	Topo	69	67	67	66	65	66,8	1,5	79	75	76	75	72	75,4	2,2
	2mm-s	61	57	57	53	53	56,2	3,3	63	63	62	58	59	61,0	2,1
	2mm-i	58	55	54	52	52	54,2	2,5	61	59	60	57	57	58,8	1,6
	4mm	15	13	13	12	12	13,0	1,2	18	18	20	20	23	19,8	1,8
Cp-2	Topo	73	73	71	67	67	70,2	3,0	80	80	77	75	74	77,2	2,5
	2mm-s	56	53	53	49	50	52,2	2,8	62	63	58	63	60	61,2	1,9
	2mm-i	58	55	56	52	51	54,4	2,9	59	60	60	57	56	58,4	1,6
	4mm	11	12	12	10	10	11,0	1,0	23	24	24	21	20	22,4	1,6
Cp-3	Topo	70	72	69	66	67	68,8	2,4	82	80	80	77	77	79,2	1,9
	2mm-s	59	57	58	54	55	56,6	2,1	67	68	65	66	65	66,2	1,2
	2mm-i	55	53	52	50	50	52,0	2,1	63	62	62	59	59	61,0	1,7
	4mm	15	14	13	12	11	13,0	1,6	29	30	28	26	26	27,8	1,6
Cp-4	Topo	68	66	66	63	64	65,4	1,9	80	78	76	73	74	76,2	2,6
	2mm-s	55	54	53	51	51	52,8	1,8	64	65	63	62	62	63,2	1,2
	2mm-i	50	50	49	45	46	48,0	2,3	61	63	62	58	59	60,6	1,9
	4mm	11	12	12	11	10	11,2	0,8	22	20	20	19	19	20,0	1,1
Cp-5	Topo	70	69	69	67	66	68,4	1,6	83	80	79	76	77	79,0	2,4
	2mm-s	55	57	56	53	49	54,0	3,2	67	67	66	65	65	66,0	0,9
	2mm-i	51	49	48	46	46	48,0	2,1	59	58	56	57	54	56,8	1,7
	4mm	18	16	16	15	14	15,8	1,5	27	25	24	22	22	24,0	1,9

Tabela 3.12 - Aparelho Optilux (halógeno) - Demetron, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 500mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	76	77	76	70	79	75,6	3,4	84	86	88	86	87	86,2	1,3
	2mm-s	76	75	77	74	73	75,0	1,6	79	79	80	78	78	78,8	0,7
	2mm-i	72	72	76	74	74	73,6	1,7	78	75	77	79	76	77,0	1,4
	4mm	58	58	54	58	56	56,8	1,8	66	64	65	66	64	65,0	0,9
Cp-2	Topo	80	75	74	75	72	75,5	2,9	87	87	88	88	84	86,8	1,5
	2mm-s	72	73	73	76	74	73,6	1,5	78	77	79	74	76	76,8	1,7
	2mm-i	75	74	72	70	71	72,4	2,1	78	76	74	76	75	75,8	1,3
	4mm	40	46	41	43	43	42,6	2,3	60	59	57	58	56	58,0	1,4
Cp-3	Topo	74	72	77	71	74	73,6	2,3	87	86	86	88	87	86,8	0,7
	2mm-s	69	69	71	70	73	70,4	1,7	73	75	74	73	75	74,0	0,9
	2mm-i	69	69	73	69	76	71,2	3,2	71	72	74	73	75	73,0	1,4
	4mm	44	46	40	45	46	44,2	2,5	56	47	50	52	50	51,0	3,0
Cp-4	Topo	77	75	77	78	80	77,4	1,8	88	90	86	88	87	87,8	1,3
	2mm-s	68	71	66	65	62	66,4	3,4	72	71	73	72	70	71,6	1,0
	2mm-i	60	68	65	69	67	65,8	3,6	73	69	67	72	70	70,2	2,1
	4mm	46	43	48	46	45	45,6	1,8	57	60	60	61	59	59,8	1,4
Cp-5	Topo	71	75	72	73	72	72,6	1,5	90	88	90	88	87	88,6	1,2
	2mm-s	73	69	70	73	72	71,4	1,8	72	77	78	74	76	75,4	2,2
	2mm-i	71	71	71	69	72	70,8	1,1	74	72	76	77	73	74,4	1,9
	4mm	52	55	54	52	53	53,2	1,3	66	65	66	67	65	65,8	0,7

Tabela 3.13 - Aparelho Rádii (LED) - SDI, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 800mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	Ld	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	75	76	74	72	73	74,0	1,6	87	88	88	86	86	87,0	0,9
	2mm-s	74	74	76	72	72	73,6	1,7	82	80	82	78	79	80,2	1,6
	2mm-i	75	75	75	72	73	74,0	1,4	82	83	80	79	78	80,4	1,9
	4mm	65	66	64	63	62	64,0	1,6	73	72	72	70	70	71,4	1,2
Cp-2	Topo	77	77	78	75	74	76,2	1,6	88	87	86	86	84	86,2	1,3
	2mm-s	76	75	75	72	72	74,0	1,9	88	86	83	84	82	84,6	2,2
	2mm-i	75	75	74	73	73	74,0	1,0	86	86	86	83	83	84,8	1,5
	4mm	66	65	65	63	61	64,0	2,0	74	73	73	71	70	72,2	1,5
Cp-3	Topo	78	76	76	75	73	75,6	1,8	90	88	88	86	86	87,6	1,5
	2mm-s	75	75	76	73	74	74,6	1,1	82	80	80	78	76	79,2	2,0
	2mm-i	79	77	76	74	73	75,8	2,4	82	82	82	80	79	81,0	1,3
	4mm	68	68	67	63	64	66,0	2,3	74	72	73	71	71	72,2	1,2
Cp-4	Topo	77	78	76	74	74	75,8	1,8	86	87	86	84	84	85,4	1,2
	2mm-s	77	77	76	75	74	75,8	1,3	86	84	84	82	82	83,6	1,5
	2mm-i	75	75	76	72	73	74,2	1,6	86	86	83	80	80	83,0	2,7
	4mm	65	65	66	62	62	64,0	1,9	72	72	70	71	69	70,8	1,2
Cp-5	Topo	79	80	80	75	76	78,0	2,3	90	90	90	88	87	89,0	1,3
	2mm-s	77	75	75	73	73	74,6	1,7	84	84	83	82	80	82,6	1,5
	2mm-i	79	76	76	73	73	75,4	2,5	86	84	83	82	82	83,4	1,5
	4mm	66	67	65	64	64	65,2	1,3	73	71	72	70	71	71,4	1,0

Tabela 3.14 - Aparelho Ultrablue IS 200 (LED) - DMC, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 120mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	67	65	66	63	64	65,0	1,6	80	78	78	75	77	77,6	1,6
	2mm-s	48	50	51	45	46	48,0	2,5	62	63	61	59	59	60,8	1,6
	2mm-i	41	39	37	35	35	37,4	2,6	56	57	53	55	54	55,0	1,4
	4mm	15	13	13	11	10	12,4	1,9	20	21	21	21	19	20,4	0,8
Cp-2	Topo	70	68	65	66	64	66,6	2,4	82	79	78	76	76	78,2	2,2
	2mm-s	60	55	57	50	50	54,4	4,4	66	69	68	64	64	66,2	2,0
	2mm-i	40	38	42	36	37	38,6	2,4	56	58	57	59	53	56,6	2,1
	4mm	16	14	11	10	13	12,8	2,4	25	23	20	19	21	21,6	2,2
Cp-3	Topo	69	65	66	63	61	64,8	3,0	79	80	78	77	76	78,0	1,4
	2mm-s	56	54	58	50	51	53,8	3,3	67	64	65	64	63	64,6	1,4
	2mm-i	54	51	52	49	48	50,8	2,4	58	56	56	59	60	57,8	1,6
	4mm	18	15	16	15	14	15,6	1,5	27	28	26	30	25	27,2	1,7
Cp-4	Topo	72	67	67	64	60	66,0	4,4	78	75	76	73	75	75,4	1,6
	2mm-s	59	58	54	52	51	54,8	3,6	62	63	63	66	67	64,2	1,9
	2mm-i	56	60	59	53	51	55,8	3,8	62	59	58	57	59	59,0	1,7
	4mm	13	11	11	12	10	11,4	1,1	19	20	20	18	21	19,6	1,0
Cp-5	Topo	74	65	64	68	70	68,2	4,0	80	79	80	77	78	78,8	1,2
	2mm-s	53	55	53	52	49	52,4	2,2	68	67	67	64	64	66,0	1,7
	2mm-i	50	47	44	48	46	47,0	2,2	65	64	66	62	62	63,8	1,6
	4mm	13	12	12	15	12	12,8	1,3	20	22	18	22	21	20,6	1,5

Tabela 3.15 - Aparelho Ultrablue IS 200 (LED) - DMC, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 170mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	78	75	76	73	74	75,2	1,9	82	79	80	76	78	79,0	2,0
	2mm-s	66	65	65	63	63	64,4	1,3	70	68	69	75	76	71,6	3,3
	2mm-i	66	66	63	64	62	64,2	1,8	71	67	67	72	71	69,6	2,2
	4mm	39	37	36	35	35	36,4	1,7	44	42	43	39	41	41,8	1,7
Cp-2	Topo	76	74	73	70	71	72,8	2,4	79	80	79	76	77	78,2	1,5
	2mm-s	65	64	64	62	63	63,6	1,1	77	75	76	73	72	74,6	1,9
	2mm-i	64	62	61	59	60	61,2	1,9	74	75	72	71	71	72,6	1,6
	4mm	35	33	30	30	31	31,8	2,2	47	48	45	44	44	45,6	1,6
Cp-3	Topo	70	70	68	66	67	68,2	1,8	78	79	77	75	75	76,8	1,6
	2mm-s	62	59	59	58	59	59,4	1,5	74	75	75	73	72	73,8	1,2
	2mm-i	62	58	59	57	57	58,6	2,1	73	71	70	69	70	70,6	1,4
	4mm	38	35	35	33	34	35,0	1,9	46	44	41	39	40	42,0	2,6
Cp-4	Topo	71	69	70	68	72	70,0	1,6	84	83	82	79	79	81,4	2,1
	2mm-s	67	66	66	62	63	64,8	2,2	79	77	79	75	75	77,0	1,8
	2mm-i	63	59	57	57	56	58,4	2,8	74	72	69	69	70	70,8	1,9
	4mm	35	36	36	33	32	34,4	1,8	45	43	42	40	41	42,2	1,7
Cp-5	Topo	71	72	70	68	69	70,0	1,6	83	86	84	79	79	82,2	2,8
	2mm-s	67	66	66	63	62	64,8	2,2	80	77	76	74	75	76,4	2,1
	2mm-i	63	59	57	57	56	58,4	2,8	71	72	71	66	67	69,4	2,4
	4mm	33	34	32	33	31	32,6	1,1	44	47	41	40	40	42,4	2,7

Tabela 3.16 - Aparelho Ultrablue IS 350 (LED) DMC, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 250mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	76	75	75	73	72	74,2	1,6	84	83	84	79	80	82,0	2,1
	2mm-s	71	70	72	68	68	69,8	1,8	79	80	78	74	76	77,4	2,2
	2mm-i	69	68	68	63	64	66,4	2,7	77	77	75	73	73	75,0	1,8
	4mm	37	35	35	34	33	34,8	1,5	49	50	50	47	45	48,2	1,9
Cp-2	Topo	73	71	72	68	67	70,2	2,6	86	84	83	79	79	82,2	2,8
	2mm-s	67	65	64	62	63	64,2	1,9	76	74	75	72	72	73,8	1,6
	2mm-i	63	65	64	62	61	63,0	1,6	78	79	76	73	74	76,0	2,3
	4mm	33	34	32	30	29	31,6	2,1	48	49	47	43	44	46,2	2,3
Cp-3	Topo	75	75	74	71	71	73,2	2,0	88	86	87	83	83	85,4	2,1
	2mm-s	72	72	71	67	66	69,6	2,9	80	77	78	75	76	77,2	1,7
	2mm-i	69	70	69	64	65	67,4	2,7	77	75	74	72	71	73,8	2,1
	4mm	31	31	29	26	28	29,0	2,1	45	46	43	44	43	44,2	1,2
Cp-4	Topo	76	74	73	69	70	72,4	2,9	84	83	83	79	79	81,6	2,2
	2mm-s	70	70	69	65	65	67,8	2,6	77	77	76	73	74	75,4	1,6
	2mm-i	68	66	65	62	62	64,6	2,6	77	77	74	73	72	74,6	2,1
	4mm	35	34	36	31	30	33,2	2,6	47	48	46	43	44	45,6	1,9
Cp-5	Topo	76	76	74	71	71	73,6	2,5	83	80	80	76	77	79,2	2,5
	2mm-s	72	74	73	68	68	71,0	2,8	77	75	74	72	71	73,8	2,1
	2mm-i	70	71	68	66	67	68,4	2,1	77	74	74	70	71	73,2	2,5
	4mm	30	32	31	27	27	29,4	2,3	44	46	45	43	42	44,0	1,4

Tabela 3.17 - Aparelho Ultrablue IS 350 (LED) DMC, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 310mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	74	75	73	74	73	73,8	0,8	82	79	79	77	78	79,0	1,7
	2mm-s	71	74	74	70	73	72,4	1,8	77	75	76	73	73	74,8	1,6
	2mm-i	63	59	63	62	60	61,4	1,8	71	69	69	72	68	69,8	1,5
	4mm	43	42	43	43	42	42,6	0,5	48	46	47	45	45	46,2	1,2
Cp-2	Topo	69	70	70	69	69	69,4	0,5	78	83	82	78	76	79,4	2,7
	2mm-s	66	65	67	66	68	66,4	1,1	72	73	76	75	76	74,4	1,6
	2mm-i	62	65	65	66	64	64,4	1,5	73	73	76	70	74	73,2	1,9
	4mm	39	40	40	41	40	40,0	0,7	48	48	45	46	46	46,6	1,2
Cp-3	Topo	67	67	66	69	70	67,8	1,6	82	80	79	76	75	78,4	2,6
	2mm-s	69	65	70	68	67	67,8	1,9	80	82	80	78	78	79,6	1,5
	2mm-i	58	59	59	61	60	59,4	1,1	76	77	75	73	72	74,6	1,9
	4mm	41	39	40	39	40	39,8	0,8	50	51	49	46	45	48,2	2,3
Cp-4	Topo	75	74	74	72	73	73,6	1,1	84	86	83	80	80	82,6	2,3
	2mm-s	70	68	69	71	72	70,0	1,6	84	82	82	79	80	81,4	1,7
	2mm-i	67	71	67	69	68	68,4	1,7	77	79	75	78	75	76,8	1,6
	4mm	46	46	45	44	44	45,0	1,0	54	56	56	53	53	54,4	1,4
Cp-5	Topo	72	69	70	72	71	70,8	1,3	86	83	84	78	78	81,8	3,2
	2mm-s	68	70	69	68	69	68,8	0,8	80	78	79	74	74	77,0	2,5
	2mm-i	64	66	65	67	63	65,0	1,6	75	76	77	72	72	74,4	2,1
	4mm	41	42	42	42	43	42,0	0,7	57	58	59	55	54	56,6	1,9

Tabela 3.18 - Aparelho Ultrablue IS 600 (LED) - DMC, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 330mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	79	80	78	76	77	78,0	1,6	88	87	88	84	83	86,0	2,1
	2mm-s	75	74	74	72	72	73,4	1,3	79	79	78	80	76	78,4	1,4
	2mm-i	74	73	75	76	72	74,0	1,6	80	83	82	78	78	80,2	2,0
	4mm	49	47	46	45	46	46,6	1,5	58	59	56	53	53	55,8	2,5
Cp-2	Topo	80	82	79	77	77	79,0	2,1	88	88	90	84	86	87,2	2,0
	2mm-s	75	76	74	73	74	74,4	1,1	78	79	79	76	77	77,8	1,2
	2mm-i	75	73	74	71	71	72,8	1,8	77	77	77	75	74	76,0	1,3
	4mm	45	44	46	42	43	40,0	1,6	56	54	54	52	54	54,0	1,3
Cp-3	Topo	75	76	73	74	72	74,0	1,6	83	80	80	76	77	79,2	2,5
	2mm-s	73	71	70	67	69	70,0	2,2	77	75	70	71	72	73,0	2,6
	2mm-i	71	70	71	66	66	68,8	2,6	76	76	74	72	71	73,8	2,0
	4mm	47	46	44	42	42	44,2	2,3	50	51	49	48	48	49,2	1,2
Cp-4	Topo	77	77	75	74	76	75,8	1,3	82	80	80	75	75	78,4	2,9
	2mm-s	76	77	73	74	73	74,6	1,8	78	77	77	74	73	75,8	1,9
	2mm-i	75	75	73	72	72	73,4	1,5	74	74	76	72	71	73,4	1,7
	4mm	49	48	46	46	45	46,8	1,6	58	57	57	54	53	55,8	1,9
Cp-5	Topo	80	78	77	74	75	76,8	2,4	87	90	87	86	86	87,2	1,5
	2mm-s	75	76	73	71	73	73,6	1,9	77	74	76	75	74	75,2	1,2
	2mm-i	75	74	75	73	73	74,0	1,0	80	79	79	74	75	77,4	2,4
	4mm	46	44	43	40	42	43,0	2,2	57	54	55	53	54	54,6	1,4

Tabela 3.19 - Aparelho Ultrablue IS 600 (LED) - DMC, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 530mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	77	79	79	74	75	76,8	2,3	86	86	87	84	83	85,2	1,5
	2mm-s	78	77	77	75	76	76,6	1,1	80	82	82	79	78	80,6	1,6
	2mm-i	70	71	70	68	69	69,6	1,1	77	77	74	75	75	75,6	1,2
	4mm	59	60	56	57	56	57,6	1,8	63	65	61	62	60	62,2	1,7
Cp-2	Topo	76	78	78	75	74	76,2	1,8	84	84	84	83	83	83,6	0,5
	2mm-s	77	75	76	74	75	75,4	1,1	80	79	77	78	79	78,6	1,0
	2mm-i	69	70	71	69	68	69,4	1,1	80	78	80	75	77	78,0	1,9
	4mm	60	62	58	59	57	59,2	1,9	65	64	65	60	63	63,4	1,9
Cp-3	Topo	79	80	79	78	78	78,8	0,8	88	88	87	84	84	86,2	1,8
	2mm-s	76	77	77	75	74	75,8	1,3	82	83	80	79	79	80,6	1,6
	2mm-i	75	70	74	73	72	72,8	1,9	82	84	80	77	79	80,4	2,4
	4mm	62	64	63	61	57	61,4	2,7	67	65	66	63	64	65,0	1,4
Cp-4	Topo	79	75	76	75	72	75,4	2,5	86	88	87	84	83	85,6	1,9
	2mm-s	74	74	70	70	71	71,8	2,0	80	83	79	75	76	78,6	2,9
	2mm-i	74	72	68	69	70	70,6	2,4	84	83	80	77	78	80,4	2,7
	4mm	48	50	49	49	48	48,8	0,8	51	52	49	52	50	50,8	1,2
Cp-5	Topo	72	72	71	69	70	70,8	1,3	87	88	86	84	82	85,4	2,2
	2mm-s	68	67	69	68	69	68,2	0,8	77	74	79	76	75	76,2	1,7
	2mm-i	70	67	67	65	66	67,0	1,9	78	75	74	74	76	75,4	1,5
	4mm	51	48	49	50	45	48,6	2,3	56	57	58	52	54	55,4	2,2

Tabela 3.20 - Aparelho Ultrablue IV Plus (LED) - DMC, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 140mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	68	66	65	63	62	64,8	2,4	83	79	80	78	78	79,6	1,9
	2mm-s	54	56	55	52	52	53,8	1,8	68	66	66	63	64	65,4	1,7
	2mm-i	50	50	48	46	46	48,0	2,0	58	58	59	56	55	57,2	1,5
	4mm	17	17	18	15	14	16,2	1,6	26	25	24	22	23	24,0	1,4
Cp-2	Topo	69	70	67	65	64	67,0	2,5	82	83	82	80	79	81,2	1,5
	2mm-s	60	57	57	51	52	55,4	3,8	70	71	71	68	66	69,2	1,9
	2mm-i	43	42	36	37	37	39,0	3,2	60	61	61	57	57	59,2	1,8
	4mm	14	14	15	10	11	12,8	2,2	27	25	25	23	23	24,6	1,5
Cp-3	Topo	67	65	65	62	62	64,2	2,2	77	75	76	72	73	74,6	1,9
	2mm-s	60	59	56	52	52	55,8	3,8	66	65	63	60	60	62,8	2,5
	2mm-i	48	49	47	47	46	47,4	1,1	57	58	58	55	53	56,2	1,9
	4mm	16	18	16	15	15	16,0	1,2	23	25	24	20	19	22,2	2,3
Cp-4	Topo	70	68	68	63	64	66,6	3,0	79	79	80	76	75	77,8	1,9
	2mm-s	54	56	55	52	53	54,0	1,6	68	66	65	62	62	64,6	2,3
	2mm-i	43	41	40	40	39	40,6	1,5	59	61	61	57	56	58,8	2,0
	4mm	12	11	11	10	10	10,8	0,8	25	23	23	21	22	22,8	1,3
Cp-5	Topo	68	70	71	66	65	68,0	2,5	80	79	77	75	75	77,2	2,0
	2mm-s	58	56	55	52	52	54,6	2,6	68	66	67	64	64	65,8	1,6
	2mm-i	50	47	46	43	43	45,8	2,9	58	58	56	61	60	58,6	1,7
	4mm	14	14	13	11	11	12,6	1,5	26	26	27	22	23	24,8	1,9

Tabela 3.21 -Aparelho Ultraled (LED) - Dabi Atlante, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 170mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	74	76	72	70	69	72,2	2,9	78	79	77	77	74	77,0	1,7
	2mm-s	62	56	54	50	51	54,6	4,8	75	76	76	72	72	74,2	1,8
	2mm-i	58	56	53	50	50	53,4	3,6	69	67	67	64	65	66,4	1,7
	4mm	25	27	26	24	23	25,0	1,6	37	35	34	33	35	34,8	1,3
Cp-2	Topo	77	74	75	74	73	74,6	1,5	86	86	83	80	83	83,6	2,2
	2mm-s	65	64	66	62	63	64,0	1,6	80	83	79	78	77	79,4	2,1
	2mm-i	62	61	56	58	57	58,8	2,6	74	74	75	69	70	72,4	2,4
	4mm	31	30	26	31	29	29,4	2,1	37	35	41	37	37	37,4	2,0
Cp-3	Topo	75	73	70	69	71	71,6	2,4	78	79	82	80	79	79,6	1,4
	2mm-s	64	66	63	63	62	63,6	1,5	75	77	74	74	73	74,6	1,4
	2mm-i	59	60	58	56	57	58,0	1,6	72	71	69	68	70	70,0	1,4
	4mm	35	31	33	29	28	31,2	2,9	44	45	41	40	41	42,2	1,9
Cp-4	Topo	72	70	68	70	69	69,8	1,5	79	80	82	77	76	78,8	2,1
	2mm-s	65	66	62	63	63	63,8	1,6	78	77	75	74	74	75,6	1,6
	2mm-i	50	52	46	47	46	48,2	2,7	64	63	64	66	65	64,4	1,0
	4mm	22	20	19	18	21	20,0	1,6	28	32	28	30	29	29,4	1,5
Cp-5	Topo	77	73	73	71	72	73,2	2,3	86	83	84	80	79	82,4	2,6
	2mm-s	65	67	65	63	64	64,8	1,5	75	76	77	74	74	75,2	1,2
	2mm-i	50	46	44	45	46	46,2	2,3	65	62	62	60	61	62,0	1,7
	4mm	26	27	25	22	23	24,6	2,1	42	37	36	40	35	38,0	2,6

Tabela 3.22 - Aparelho Ultraled XP (LED) - Dabi Atlante, *guia de luz* de polímero e intensidade de luz de 190mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	72	72	69	70	71	70,8	1,3	79	80	78	75	74	77,2	2,3
	2mm-s	64	64	66	62	63	63,8	1,5	74	73	73	76	75	74,2	1,2
	2mm-i	54	52	53	51	52	52,4	1,1	67	66	65	64	64	65,2	1,2
	4mm	21	19	20	19	21	20,0	1,0	33	32	33	34	35	33,4	1,0
Cp-2	Topo	75	76	75	74	73	74,6	1,1	87	86	83	83	82	84,2	1,9
	2mm-s	62	62	63	65	66	63,6	1,8	79	80	78	80	78	79,0	0,9
	2mm-i	63	62	62	60	61	61,6	1,1	77	75	75	72	73	74,4	1,7
	4mm	30	32	32	29	26	29,8	2,5	44	44	41	42	40	42,2	1,6
Cp-3	Topo	75	75	74	69	70	72,6	2,9	78	78	77	75	74	76,4	1,6
	2mm-s	68	67	65	63	63	65,2	2,3	75	73	74	70	71	72,2	1,9
	2mm-inf	66	64	64	63	62	63,8	1,5	73	70	71	69	68	70,2	1,7
	4mm	27	27	26	24	23	25,4	1,8	43	44	42	40	38	41,4	2,2
Cp-4	Topo	78	76	76	74	73	75,4	1,9	87	86	84	83	84	84,8	1,5
	2mm-s	68	66	67	64	63	65,6	2,1	74	75	73	71	74	73,4	1,4
	2mm-i	65	66	65	62	61	63,8	2,2	70	70	68	66	64	67,6	2,3
	4mm	35	34	32	30	31	32,4	2,1	42	43	40	39	38	40,4	1,9
Cp-5	Topo	72	73	71	71	70	71,4	1,1	84	83	84	82	82	83,0	0,9
	2mm-s	67	67	65	64	64	65,4	1,5	74	76	73	70	69	72,4	2,6
	2mm-i	64	62	62	58	59	61,0	2,4	72	70	71	70	69	70,4	1,0
	4mm	38	36	36	35	34	35,8	1,5	45	44	42	40	41	42,4	1,9

Tabela 3.23 - Aparelho Ultraled XP (LED) - Dabi Atlante, *guia de luz* de fibra não coerente e intensidade de luz de 190mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	74	73	73	71	70	72,2	1,6	82	79	80	77	77	79,0	1,9
	2mm-s	70	68	69	67	68	68,4	1,1	77	76	76	74	72	75,0	1,8
	2mm-i	68	67	67	65	65	66,4	1,3	68	69	68	66	65	67,2	1,5
	4mm	32	33	30	31	29	31,0	1,6	35	36	34	31	32	33,6	1,9
Cp-2	Topo	76	76	78	74	74	75,6	1,7	87	86	84	80	82	83,8	2,6
	2mm-s	69	70	67	65	65	67,2	2,3	82	79	80	80	78	79,8	1,3
	2mm-i	67	66	67	63	64	65,2	1,8	75	75	74	71	72	73,4	1,6
	4mm	26	26	27	24	25	25,6	1,1	46	45	45	42	41	43,8	1,9
Cp-3	Topo	74	72	72	70	70	71,6	1,7	77	78	76	74	73	75,6	1,9
	2mm-s	66	66	65	63	63	64,6	1,5	76	74	74	70	70	72,8	2,4
	2mm-i	65	63	64	60	60	62,4	2,3	71	71	70	67	68	69,4	1,6
	4mm	35	35	34	32	32	33,6	1,5	44	42	43	40	41	42,0	1,4
Cp-4	Topo	76	76	75	74	74	75,0	1,0	86	84	84	80	82	83,2	2,0
	2mm-s	67	66	64	63	63	64,6	1,8	75	75	73	72	72	73,4	1,4
	2mm-i	64	62	62	61	62	62,2	1,1	73	73	72	69	68	71,0	2,1
	4mm	30	30	28	29	27	28,8	1,3	40	38	39	36	37	38,0	1,4
Cp-5	Topo	74	74	75	72	72	73,4	1,3	83	84	82	80	80	81,8	1,6
	2mm-s	71	69	70	67	66	68,6	2,1	75	73	73	70	70	72,2	1,9
	2mm-i	67	65	65	63	63	64,6	1,7	71	72	69	65	66	68,6	2,7
	4mm	37	38	35	36	34	36,0	1,6	42	42	43	41	41	41,8	0,7

Tabela 3.24 - Aparelho Ultraled XP (LED) - Dabi Atlante, *guia de luz* de fibra coerente e intensidade de luz de 200mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	77	77	80	74	74	76,4	2,5	88	84	82	82	86	84,4	2,3
	2mm-s	74	74	72	68	67	71,0	3,3	83	80	82	78	77	80,0	2,3
	2mm-i	71	71	69	67	67	69,0	2,0	76	74	74	73	71	73,6	1,6
	4mm	38	40	37	36	34	37,0	2,2	42	43	46	45	44	44,0	1,4
Cp-2	Topo	74	74	71	71	70	72,0	1,9	83	83	84	82	80	82,4	1,4
	2mm-s	72	70	71	68	69	70,0	1,6	73	71	71	70	69	70,8	1,3
	2mm-i	69	68	68	66	66	67,4	1,3	72	69	71	65	66	68,6	2,7
	4mm	39	38	35	32	33	35,4	3,0	44	44	46	42	42	43,6	1,5
Cp-3	Topo	73	70	71	69	68	70,2	1,9	79	77	80	76	76	77,6	1,6
	2mm-s	68	64	65	65	64	65,2	1,6	76	75	77	74	74	75,6	1,2
	2mm-i	64	63	63	62	60	62,4	1,5	71	70	70	67	68	69,2	1,5
	4mm	37	37	35	32	31	34,4	2,8	49	50	48	46	46	47,8	1,6
Cp-4	Topo	73	71	73	70	69	71,2	1,8	80	80	78	76	76	78,0	1,8
	2mm-s	62	63	62	59	59	61,0	1,9	75	76	73	70	71	73,0	2,3
	2mm-i	60	59	61	59	58	59,4	1,1	73	74	72	70	69	71,6	1,9
	4mm	32	31	29	27	28	29,4	2,1	45	45	44	42	42	43,6	1,4
Cp-5	Topo	75	75	76	73	73	74,4	1,3	83	82	82	80	80	81,4	1,2
	2mm-s	70	67	68	67	66	67,6	1,5	80	78	78	76	76	77,6	1,5
	2mm-i	67	65	62	62	65	64,2	2,2	76	76	74	73	73	74,4	1,4
	4mm	34	34	32	29	29	31,6	2,5	44	42	43	40	40	41,8	1,6

Tabela 3.25 - Aparelho Ultralux (halógeno) - Dabi Atlante, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 340mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	72	73	73	71	72	72,2	0,8	82	84	83	79	79	81,4	2,1
	2mm-s	67	66	64	63	63	64,6	1,8	72	75	73	76	74	74,0	1,4
	2mm-i	66	64	64	64	63	64,2	1,1	78	76	74	75	73	75,2	1,7
	4mm	44	44	43	43	41	43,0	1,2	57	59	58	56	55	57,0	1,4
Cp-2	Topo	70	69	68	66	67	68,0	1,6	79	80	80	77	78	78,8	1,2
	2mm-s	60	61	60	57	58	59,2	1,6	74	74	74	75	73	74,0	0,6
	2mm-i	63	61	62	59	58	60,6	2,1	76	77	75	72	73	74,6	1,9
	4mm	41	39	38	35	36	37,8	2,4	56	59	54	50	50	53,8	3,5
Cp-3	Topo	71	71	70	72	69	70,6	1,1	83	84	82	78	77	80,8	2,8
	2mm-s	64	63	60	62	59	61,6	2,1	78	80	78	76	76	77,6	1,5
	2mm-i	61	60	60	56	58	59,0	2,0	78	75	77	74	76	76,0	1,4
	4mm	39	42	39	37	39	39,2	1,8	52	53	53	51	49	51,6	1,5
Cp-4	Topo	70	68	68	65	65	67,2	2,2	77	79	80	76	79	78,2	1,5
	2mm-s	62	58	59	55	56	58,0	2,7	74	73	70	75	73	73,0	1,7
	2mm-i	60	55	59	59	54	57,4	2,7	77	75	73	73	74	74,4	1,5
	4mm	39	41	37	38	36	38,2	1,9	53	56	51	52	52	52,8	1,7
Cp-5	Topo	74	73	73	69	70	71,8	2,2	80	84	78	79	78	79,8	2,2
	2mm-s	66	64	63	62	63	63,6	1,5	78	79	75	75	77	76,8	1,6
	2mm-i	63	63	65	59	59	61,8	2,7	76	74	73	72	74	73,8	1,3
	4mm	35	34	33	30	31	32,6	2,1	49	49	50	46	47	48,2	1,5

Tabela 3.26 - Aparelho VIP (halógeno) - Bisco, *guia de luz* de fibra e intensidade de luz de 500mW/cm²:

		IMEDIATA							07 DIAS						
		L1	L2	L3	L4	L5	md	Dp	L1	L2	L3	L4	L5	md	dp
Cp-1	Topo	80	80	80	77	78	79,0	1,4	86	87	86	84	83	85,2	1,5
	2mm-s	76	75	75	74	73	74,6	1,1	79	78	76	74	75	76,4	1,9
	2mm-i	75	76	75	73	72	74,2	1,6	79	80	78	75	75	77,4	2,1
	4mm	58	58	57	53	54	56,0	2,3	61	61	59	57	56	58,8	2,0
Cp-2	Topo	79	77	75	76	74	76,2	1,9	88	88	86	87	86	87,0	0,9
	2mm-s	76	76	74	71	70	73,4	2,8	82	82	80	79	79	80,4	1,4
	2mm-i	75	75	73	70	71	72,8	2,3	79	80	79	79	78	79,0	0,6
	4mm	49	50	48	51	51	49,8	1,3	69	67	68	65	65	66,8	1,6
Cp-3	Topo	76	73	74	73	72	73,6	1,5	86	84	82	80	80	82,4	2,3
	2mm-s	70	70	69	67	68	68,8	1,3	74	74	75	72	71	73,2	1,5
	2mm-i	70	68	67	66	67	67,6	1,5	74	73	71	71	71	72,0	1,3
	4mm	48	46	46	43	42	45,0	2,4	58	59	58	56	55	57,2	1,5
Cp-4	Topo	79	79	78	76	75	74,4	1,8	86	86	84	84	83	84,6	1,2
	2mm-s	70	67	66	64	63	66,0	2,7	75	74	75	73	72	73,8	1,2
	2mm-i	70	69	68	67	67	68,2	1,3	76	74	72	72	72	73,2	1,6
	4mm	49	49	47	45	46	47,2	1,8	56	54	54	52	52	53,6	1,5
Cp-5	Topo	73	72	73	71	71	72,0	1,0	86	84	84	83	82	83,8	1,3
	2mm-s	70	70	68	68	67	68,8	1,3	80	78	78	74	74	76,8	2,4
	2mm-i	69	67	68	66	67	67,4	1,1	77	78	77	75	74	76,2	1,5
	4mm	45	45	43	41	41	43,0	2,0	58	57	58	55	55	56,6	1,4

REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ALLEN, N.S. Photoinitiators for UV and visible curing of coatings: mechanism and properties. **J Photochem Photobiol A: Chem**, Lausane, v.100, p.101-7, 1996.
- 2 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials, Instruments and Equipament. Visible light-cured composites and activating units. **J Amer Dent Ass**, v.110, n.1, p.100-3, Jan. 1985.
- 3 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Scientific Affairs; ADA Council on Dental Benefit Programs. Statement on posterior resin-based composites. **J Amer Dent Ass**, v.129, n.11, p.1627-8, Nov. 1998.
- 4 ANDRUS, J.L.; DUNN, W.J.; VANDEWALLE, K. Degree of conversion composite resin with LED curing lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 5 ANTUNES, M.J.S. et al. Estudo comparativo dos fotopolimerizadores de luz halógena versus LED na microdureza das resinas compostas. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.44, 2003. Suplemento 2. Resumo Ia104. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 6 ANUSAVICE, J.K. Padrões de performance para materiais dentários. In: _____. - **Phillips: materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998. Cap.1, p.1-7.
- 7 ANUSAVICE, J.K. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: _____. **Phillips: materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998. Cap.4, p.28-43.
- 8 ANUSAVICE, J.K. Resinas para restauração. In: _____. - **Phillips: materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998. Cap.12, p.161-77.
- 9 ARAVAMUDHAN, K. et al. Depth of cure and temperature rise with LED curing lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 10 AZEVEDO, L.R.; CATRAMBY, M.F.; FRANCO, E.B. Interrelation of light intensity, depth of cure and curing units. **J Dent Res**, v.76, p.324, 1997. Special segue. /Abstract 2481/
- 11 BAHARAV, H. et al. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. **J Oral Rehabil**, v.15, n.2, p.167-72, Mar. 1988.
- 12 BARROS, G.K.P. et al. Efeito do tipo de polimerização e da imersão em etanol na dureza superficial e tração diametral, em um compósito dental.

* Normas recomendadas para uso no âmbito da Universidade de São Paulo, com base no documento "Referências Bibliográficas: exemplos", emanados do Conselho Supervisor do Sistema Integrado de Bibliotecas da USP, em reunião de 20 de setembro de 1990.

- Pesq Odontol Bras**, v.17, p.95, 2003. Suplemento 2. Resumo Ic127. /Apresentado na 20^a Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 13 BENETTI, A.R. et al. Estudo da microinfiltração da resina composta após polimerização convencional, gradual ou à base de LED. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.192, 2003. Suplemento 2. Resumo Pb268. /Apresentado na 20^a Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 14 BENNETT, A.; WATTS, D. Composite shade effects on depth of cure for LED and QTH irradiation. **J Dent Res**, v.82, p.200, 2003. Special issue. /Abstract 1502/
- 15 BERNARDES, M.J. et al. Profundidade de polimerização e eficácia de aparelhos fotopolimerizadores segundo as normas internacionais (ISO). **Braz Oral Res**, v.18, p.59, 2004. Suplemento. Resumo Ia120. /Apresentado na 21^a Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2004/
- 16 BIZZI, F.J.J.; BUSATO, A.L.S. Microinfiltração marginal em restaurações fotopolimerizadas com diferentes técnicas e fontes de emissão de luz. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.239, 2003. Suplemento 2. Resumo Pc233. /Apresentado na 20^a Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 17 BLANKENAU, R.J. et al. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. **J Amer Dent Ass**, v.106, n.4, p.471-4, Apr. 1983.
- 18 BOSQUIROLI, V. **Avaliação da resistência à tração de uma resina composta fotopolimerizável em função de diferentes fontes de luz e de tempos de ativação**. Bauru, 2003. 107p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 19 BOUILLAGUET, S. et al. hardness profiles of composite resin cured with QTH and LEDs curing units. **J Dent Res**, v.82, p.390, 2003. Special issue. /Abstract 3041/
- 20 BOWEN, R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Amer Dent Ass**, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.
- 21 BRAGA, B.M.F. et al. Avaliação da microdureza de resina composta segundo o tipo e potência da fonte de luz e da superfície testada. **Braz Oral Res**, v.18, p.80, 2004. Suplemento. Resumo Ib105. /Apresentado na 21^a Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2004/
- 22 BURTSCHER, P.; RHEINBERGE, V. Efficiency of LED Lights in comparison to halogen lamps. **J Dent Res**, v.81, p.486, 2002. Special issue. /Abstract 3975/
- 23 CAMPOS, I.T.T. et al. Análise comparativa da microdureza de um compósito ativado por luz halógena ou LED avaliado em diferentes profundidades. **Braz Oral Res**, v.18, p.248, 2004 Suplemento. Resumo PC362. /Apresentado na 21^a Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2004/

- 24 CARVALHO, M.C.F.S. **Influência da energia utilizada na fotoativação de resinas compostas na dureza superficial e no número relativo de radicais livres.** Bauru, 2002. 207p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 25 CARVALHO, M.C.F.S. et al. Cure degree and hardness Knoop of composite resins. **J Dent Res**, v.79, p.444, 2000. Special issue. /Abstract 2408/
- 26 CARVALHO JUNIOR, O.B. **Avaliação “in vitro” de um selante de superfície na dureza Rockwell de resinas compostas.** Bauru, 1997. 123p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 27 CARVALHO JUNIOR, O.B. **Avaliação “in vitro” da dureza superficial, da contração de polimerização e da rugosidade de 29 resinas compostas.** Bauru, 2002. 163p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 28 CARVALHO JUNIOR, O.B.; FREITAS, C.A. Avaliação “in vitro” de um selante de superfície na dureza Rockwell 30T de resinas compostas. **Rev FOB**, v.6, n.3, p.59-64, jul./set. 1998.
- 29 CAUGHMAN, W.F.; RUEGGERBERG, F.A.; CURTIS JUNIOR, J.W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. **J Amer Dent Ass**, v.126, n.9, p.1280-4, Sept. 1995.
- 30 COELHO, A.F. et al. Resistência à flexão de resinas compostas variando a fonte de fotopolimerização. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.45, 2003. Suplemento 2. Resumo Ia109. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 31 CORADAZZI, J.L.; FRANCISCHONE, C.E.; FRANCO, E.B. Avaliação de um aparelho com lâmpada halógena para a polimerização de resinas compostas. **Rev Paul Odont**, v.8, n.4, p.50-4, jul./ago. 1986.
- 32 COOK, W.D. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. **J Dent Res**, v.59, n.5, p.800-8, May 1980.
- 33 COOK, W.D.; SATANDISH, P.M. Cure of resin based restorative materials. II. While light photopolymerized resins. **Aust Dent J**, v.28, n.5, p.307-11, Oct. 1983.
- 34 CORRÊA; I.C. **Análise do grau de conversão de uma resina experimental fotopolimerizável: um estudo espectrométrico em função de diferentes fotoiniciadores e fontes de luz.** São Paulo, 2003. 153p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- 35 CORRER SOBRINHO, L. **Correlação intensidade de luz – tempo de exposição sobre a polimerização de compósito odontológico.** Ribeirão Preto, 1995. 114p Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

- 36 CORRER SOBRINHO, L. et al. Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. **Braz Dent J**, v.11, n.1, p.11-7, 2000.
- 37 CRAIG, R.G. Chemistry, composition and properties of composite resins. **Dent Clin N Amer**, v.25, n.2, p.219-39, Apr. 1981.
- 38 CRAIG, R.G.; POWERS, J.M. Materiais restauradores de compósito. In: _____. **Materiais dentários restauradores**. 11.ed. São Paulo: Ed. Santos, 2004. Cap.9, p.230-57.
- 39 CRUZ, J.; MAI, H.; SHELLARD, E. Rockwell hardness of hybrid composite with the Optilux 501. **J Dent Res**, v.79, p.446, 2000. Special issue. /Abstract 2420/
- 40 De GEE, A.J.; ten HARKEL-HAGENAAR, E.; DAVIDSON, C.L. Color dye for identification of incompletely cured composite resins. **J Prosth Dent**, v.52, n.5, p.626-31, Nov. 1984.
- 41 De WALD, 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.727-30, Mar. 1987.
- 42 DENYER, R.; SHAW, D.J. Cure evaluation of visible light competisse by Knoop hardness measurements. **J Dent Res**, v.61, n.1, p.271, Mar. 1982.
- 43 Di LORENZO, S.C. et al. Degree of Conversion of Composite Using Halogen and LED Curing Lights. **J Dent Res**, v.81, p.86, 2002. Special issue. /Abstract 487/
- 44 DIALANI, N.; SUNG, E.; CAPUTO, A.A. Effect of LED Curing Light on Composite Resin Depth of Cure. **J Dent Res**, v.81, p.86, 2002. Special Issue. /Abstract 489/
- 45 DUNN, W.J.; BUSH, A.C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J Amer Dent Ass**, v.133, n.3, p.335-41, Mar. 2002.
- 46 ELIADES, G.C.; VOUGIOUKLAKIS, G.J.; CAPUTO, A.A. Degree of double bond conversion in light-cured composites. **Dent Mat**, v.3, n.1, p.19-25, Feb. 1987.
- 47 FAN, P.L. et al. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. **J Amer Dent Ass**, v.133, n.4, p.429-34, Apr. 2002.
- 48 FELIX, C.; PRICE, R.; ANDREOU, P. Curing Depths of QTH and Third-Generation LED Curing Lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/

- 49 FERRAREZI, G.A.O.; CEFALY, D.F.G.; NAVARRO, M.F.L. Microdureza de materiais resinosos polimerizados com luz halógena e luz emitida por diodo (LED). **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.94, 2003. Suplemento 2. Resumo Ic118. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 50 FIROOZMAND, L.M.; ARAÚJO, R.M.; BALDUCCI, I. Influência de fotopolimerizadores de luz halógena *versus* LED azul na dureza de resina composta. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.47, 2003. Suplemento 2. Resumo Ia126. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 51 FLOYD, C.J.E. et al. Degree of Conversion with LED Curing Lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 52 FOWLER, C.S.; SWARTZ, M.L.; MOORE, B.K. Efficacy testing of visible-light-curing units. **Oper Dent**, v.19, n.1, p.47-52, Jan./Fev. 1994.
- 53 FRANCCI, C. et al. Evaluation of Microhardness by Shades of composites: LED x QTH. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 54 FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **BiOdonto**, v.1, n.2, p.1-59, mar./abr. 2003.
- 55 FRANCO, E.B. et al. Avaliação da profundidade de polimerização e dureza de resinas compostas fotopolimerizáveis com e sem a interferência do esmalte dentário. **Rev Bras Odont**, v.18, n.1, p.24-7, jan./fev. 1991.
- 56 FREITAS, F.J.G. et al. Estudo "in vitro" da ação de ácidos orgânicos sobre a dureza e rugosidade de compósitos. **Rev Gaúcha Odontol**, v.46, n.4, p.201-4, out./dez. 1998.
- 57 FRIEDMAN, M.J. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. **J Esth Dent**, v.1, n.6, p.189-90, Nov./Dec. 1989.
- 58 FRIEDMAN, M.J. et al. New light curing options for composite resin restorations. **Compendium**, v.20, n.2, p.122-35, Feb. 1999.
- 59 FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. **Dent Jpn**, v.34, p.49-53, Mar. 1998.
- 60 GAUDET, S; BURGUESS, J.O.; LI, L. Depth of Cure of Three Composites Cured with Three Curing Lights at Three Times. **J Dent Res**, v.81, , p.85, 2002. Special issue. /Abstract 482/
- 61 GREENER, E.H.; GREENER, C.S.; MOSER, J.B. The hardness of composites as a function of temperature. **J Oral Rehabil**, v.11, n.3, p.335-40, May 1984.
- 62 HARADA, K.M.; CAPUTO, A.A.; MITO, R. Effect of Light Emitting Diode Curing on Composite Resin Microleakage. **J Dent Res**, v.81, p.86, 2002. Special issue. /Abstract 485/

- 63 HANSEN, E.K.; ASMUSSEN, E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. **Acta Odont Scand**, v.55, n.3, p.162-6, June 1997.
- 64 HARRISON, A.; DRAUGHN, R.A. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins- Is there a relationship? **J Prosth Dent**, v.36, n.4, p.395-8, Oct. 1976.
- 65 HARTUNG, M.; WASTIAN, C. Effects of different light guides on the depth of cure. **J Dent Res**, v.82, p.199, 2003. Special issue./Abstract 1499/
- 66 INTERNATIONAL ORGANIZATION for STANDARDIZATION. Dentistry: resin-based filling materials. **Ref. No. ISO 4049:1988/Cor.1:1992 (E)**, p.11, 1992. Disponível na Internet: <http://www.iso.org>, acesso em 19 de outubro de 1999.
- 67 ISHIZAK, H.; FUKUSHIMA, M. Effect of LED on Polymerization of Composites and Enamel Cracks. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 68 JAIN, P; SANDER, D. Depth of cure and microleakage with. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 69 JAN, C.M. et al. The relationship between leachability of polymerization initiator and degree of conversion of visible light-cured resin. **J Biomed Mat Res**, v.58, n.1, p.42-6, Jan. 2001.
- 70 JANDT, K.D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mat**, v.16, n.1, p.41-7, 2000.
- 71 KALIX, A.P. et al. Avaliação *in vitro* dos efeitos de duas fontes de luz no grau de conversão monomérica de um compósito de alta densidade. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.137, 2003. Suplemento 2. Resumo Pa235. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 72 KERBY, R. et al. Hardness and degree of conversion of posterior condensable composite resins. **J Dent Res**, v.78, p.157, 1999. Special issue. /Abstract 414/
- 73 KERMAN-SHAHI, S.; EL-MOWAFY, O.; SHOKATI, B. Hardening of a Resin Composite Restorative with LED Light Curing. **J Dent Res**, v.82, p.330, 2003. Special issue. /Abstract 2556/
- 74 KILIAN, R.J. Visible light cured composite: dependence of cure on light intensity. **J Dent Res**, v.58, p.243, 1979. Special issue. /Abstract 603/
- 75 KILIAN, R.J.; MULLEN, T.J. Light cured composites: dependence of test results on test parameter. **J Dent Res**, v.59, p.318, 1980. Special issue. /Abstract 203/
- 76 KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J Oral Rehabil**, v.28, p.586-91, 2001.

- 77 KREJCI, I. et al. Influence of High-power LED on Composite hardness. **J Dent Res**, v.82, p.307, 2003. Special issue. /Abstract 2373/
- 78 KUNZELMANN, K.H.; HIEBSCH, M.; HICKEL, R. Comparison of composite shrinkage forces of a LED and conventional halogen light curing light. **J Dent Res**, v.81, p.486, 2002. Special Issue. /Abstract 3978/
- 79 KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mat**, v.17, n.4, p.309-15, July. 2001.
- 80 LEINFELDER, K.F. What intensity is best in light curing? **J Amer Dent Ass**, v.130, n.3, p.534-8, Apr.1999.
- 81 LEONARD, D.L. et al. Polymerization efficiency of LED curing lights. **J Dent Res**, v.81, p.390, 2002. Special issue. /Abstract 3147/
- 82 LEUNG, R.L.; KAHN, R.L.; FAN, P.L. Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composite. **J Dent Res**, v.63, p.292, 1984. Special Issue. /Abstract 1095/
- 83 LOPES, L.G. **Avaliação da contração de polimerização e das tensões promovidas em função de diferentes sistemas de polimerização e de materiais restauradores estéticos**. Bauru, 2003. 134p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 84 MACHADO, C.T. et al. Microdureza de um compósito: efeito do tempo de exposição e unidade de luz LED e halógena sobre a profundidade de cura. **Braz Oral Res**, v.18, p.139, 2004 Suplemento. Resumo Pa 228. / Apresentado na 21ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2004/
- 85 MANDARINO, F. **Capacidade de polimerização da resina composta ativada por luz visível: efeito de materiais, aparelhos, tonalidades de cor e tempos de exposição em diferentes profundidades**. Araraquara, 1990. 146p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
- 86 MANGA, R.K.; CHARLTON, D.G.; WAKEFIELD, C.W. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. **Gen Dent**, v.43, n.3, p.241-3, May/June 1995.
- 87 MARAIS, J.T. et al. Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity. **J Dent Ass S Afr**, v.52, n.6, p.403-7, June 1997.
- 88 MARTÍNEZ, M.A.J.A. **Avaliação do desgaste e da rugosidade superficial de uma resina composta, após escovação simulada, em função de diferentes energias e fontes de luz usadas na polimerização**. Bauru, 2004. 151p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

- 89 MEIRA, J.B.C.; CARDOSO, P.E.C. Avaliação da dureza Knoop e da resistência ao desgaste de resina composta em função da cor e da fonte ativadora. **RPG – Rev Pós-Grad**, v.3, n.4, p.324-6, out./dez. 1996.
- 90 MEIRA, J.B.C.; CARDOSO, P.E.C. Dureza Knoop de resina composta em função da fonte de ativação e da técnica de inserção. In: ENCONTRO CIENTÍFICO DA PÓS-GRADUAÇÃO DA FOB/USP, 3., Bauru, 1997. **Anais**. Bauru, FOB-USP, 1997. p.31.
- 91 MENEZES, M.A. **Número relativo de radicais livres e dureza Knoop de resinas compostas**. São Paulo, 1997. 133p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia – Universidade de São Paulo.
- 92 MENIGA, A. et al. Conversion Rate in Composite Samples Cured with Different LED Sources. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special Issue A. /CD-ROM/
- 93 MILLS, R.W. Blue light emitting diodes- another methher method of light curing? **Brit Dent J**, v.178, n.5, p.169, Mar.1995.
- 94 MILLS, R.W.; JANDT, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Brit Dent J**, v.186, n.8, p.388-91, Apr. 1999.
- 95 MOMOI, Y. et al. Abrasion and color stability of tooth-colored restoratives. **J Dent Res**, v.79, p.280, 2000. Special Issue. /Abstract 1089/
- 96 MONTENEGRO, G. et al. Descobrimdo seu fotopolimerizador. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v.57, n.1, Jan./Fev. 2003.
- 97 MOORE, B.K. et al. Properties of 3 commercial LED, blue-light activating units. **J Dent Res**, v.81, p.486, 2002. Special issue. /Abstract 3977/
- 98 MUNOZ, C.A. et al. Dentin bond strength of a new self-etching adesive polymerized with LED. **J Dent Res**, v.81, p.72, 2002. Special issue. /Abstract 1935/
- 99 MUNOZ, C.A. et al. Depth of cure and hardness of various composites using a new LED curing light. **J Dent Res**, v.81, p.251, 2002. Special issue. /Abstract 373/
- 100 MUNOZ, C.A. et al. Composite Depth of Cure and Hardness Using Two LED Curing Lights. **J Dent Res**, v.82, p.200, 2003. Special issue. /Abstract 2501/
- 101 MURRAY, K.E.; BOUSCHLICHER, M.R.; QIAN, F. Curing effectiveness of high intensity LED curing lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 102 NEMA, N.; VILCHEZ, B.; LAFUENTE, J.D. Effect of polishing method on surface microhardness of composite. **J Dent Res**, v.79, p.365, 2000. Special issue. /Abstract 1771/

- 103 NITTA, K. Effect of irradiation-zone on polymerization and color stability of composite. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 104 NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent Mat**, v.16, n.1, p.60-73, 1997.
- 105 NOMOTO, R.; HIRANO, S. Evaluation of non-tungsten-halogen light curing units. **J Dent Res**, v.81, p.84, 2002. Special issue. /Abstract 473/
- 106 O'BRIEN, W.J.; RYGE, G. Polímeros acrílicos e de Bis-GMA. In: _____. **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro, Interamericana, 1981. Cap.7, p.71-88.
- 107 PAGANI, C. et al. Estudo comparativo entre um fotopolimerizador convencional e um LED na profundidade de polimerização da resina composta. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.236, 2003. Suplemento 2. Resumo Pc210. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 108 PEREIRA, S.K.; PORTO, C.L.A.; MENDES, A.J.D. Efeito de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. **J Bras Clín Est Odont**, v.5, n.26, p.156-61, mar./abr. 2001.
- 109 PEREIRA, S.K. et al. Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores. **Rev Ass Paul Cirur Dent**, v.51, n.3, p.257-60, mai./jun. 1997.
- 110 PFEIFER, S. et al. Efficiency of Led and Halogen Polymerization in composite restorations. **J Dent Res**, v.81, p.486, 2002. Special Issue. /Abstract 3974/
- 111 PILO, R.; OELGIESSER, D.; CARDASH, H.S. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. **J Dent**, v.27, n.3, p.235-41, Mar. 1999.
- 112 PIMENTEL, L.N.M. et al. Avaliação da resistência flexional de um compósito nanométrico submetido a dois métodos de fotoativação. **Braz Oral Res**, v.18, p.79, 2004. Suplemento. Resumo Ib103. / Apresentado na 21ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2004/
- 113 PIRES, J.A.F. et al. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. **Quintessence Int**, v.24, n.7, p.517-21, July 1993.
- 114 POLLACK, B.F.; BLITZER, M.H. The advantages of visible light curing resins. **N Y St Dent J**, v.48, n.4, p.228-30, Apr.1982.
- 115 PORCHE, C; BURGESS, J.O.; LI, L. Composite Hardness Cured With Two Curing Lights at Two Times. **J Dent Res**, v.81, p.85, 2002. Special issue. /Abstract 483/
- 116 PORCHE, C.J. et al. Hardness of eight composites cured with six led curing lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/

- 117 POSKUS, L.T.; MEIRA, J.B.; CARDOSO, P.E.C. Evaluation of microleakage and surface hardness using a new condensable composite. **J Dent Res**, v.78, n.5, p.995, May 1999. /Abstract B-028/
- 118 PRÉVOST, A.P. et al. Polymerization ability of 15 visible light curing generators. **J Can Dent Assoc**, v.51, n.3, p.221-5, Mar. 1985.
- 119 RASTELLI, A.N.S.; ANDRADE, M.F.; CALIXTO, A.L. Avaliação da técnica de fotoativação transdental em resina composta fotoativada por unidade de luz halógena e LEDs. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.184, 2003. Suplemento 2. Resumo Pb208. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 120 REIS, A. et al. Avaliação da dureza Vickers e da resistência flexional de resinas compostas compactáveis. **Pesq Odontol Bras**, v.14, p.122, 2000. Suplemento. Resumo B118. /Anais da 17ª Reunião Anual da SBPqO/
- 121 RIBEIRO, D.C. et al. Avaliação da microdureza em função da cor do compósito e do tipo de fonte de luz: LED *versus* halógena. **Braz Oral Res**, v.18, p.100, 2004 Suplemento. Resumo Ic096. / Apresentado na 21ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2004/
- 122 RIBEIRO, J.P.F. et al. Avaliação da microdureza Vickers de um compósito odontológico utilizando aparelho halógeno e à base de LEDs. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.185, 2003. Suplemento 2. Resumo Pb216. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 123 ROBERTS, H.W.; VANDEWALLE, K.; TIBA, A. Composite Hardness with LED & Halogen Curing Lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special Issue A. /CD-ROM/
- 124 RODRIGUES JUNIOR, S.A. et al. Microdureza de uma resina composta polimerizada por luz halógena na técnica convencional, Soft-Start, LED e laser. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.137, 2003. Suplemento 2. Resumo Pa233. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 125 RUDDER, D.E. et al. Mechanical properties and wear behavior of condensable composites. **J Dent Res**, v.78, p.156, 1999. Special issue. /Abstract 407/
- 126 RUEGGEBERG, F.A. Precision of hand-held dental radiometers. **Quintessence Int**, v.24, n.6, p.391-6, June 1993.
- 127 RUEGGEBERG, F.A. Contemporary issues in photocuring. **Compendium**, v.20, p.4-15, Nov. 1999. Suplemento 25.
- 128 RUEGGEBERG, F.A.; MOSS, L. Composite Conversion Using LED, QTH, and PAC Curing Lights. **J Dent Res**, v.81, p.86, 2002. Special issue. /Abstract 488/
- 129 SANTOS, M.J.M.C.; SILVA E SOUZA JR. M.H.; MONDELLI, R.F.L. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **J Bras Dent Est**, v.1, n.1, p.14-21, jan./mar. 2002.

- 130 SATOU, N. et al. In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins. **J Oral Rehabil**, v.19, n.1, p.31-7, Jan. 1992.
- 131 SEABRA, B.G.M. **Avaliação da profundidade de polimerização de resinas compostas “condensáveis” em função do tempo de exposição à fonte de luz e da interferência do esmalte dentário**. Bauru, 2000. 96p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
- 132 SEIXAS, L.C.; FERREIRA, K.C.; NASCIMENTO, T.N. Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta utilizando-se dois aparelhos fotopolimerizadores. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.244, 2003. Suplemento 2. Resumo Pc273 /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 133 SERGUIZ, R.N. et al. Avaliação da microdureza na polimerização de uma resina composta fotoativada com aparelho com luz halógena e um LED. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.48, 2003. Suplemento 2. Resumo Ia129. /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 134 SILVA, E.V. da; ARAÚJO, P.A. de; FRANCISCONI, P.A.S. Adaptação marginal e dureza de resinas compostas. Influência de métodos de fotoativação. Avaliação da adaptação com moldes de elastômeros. **Rev FOB**, v.10, n.1, p.7-16, jan./mar. 2002.
- 135 SILVA, M.F. et al. Efeito de diferentes fontes de luz na resistência adesiva à dentina. **Braz Oral Res**, v.18, p.231, 2004 Suplemento. Resumo Pc231. /Apresentado na 21ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2004/
- 136 SOUZA, C.S.; ARAÚJO, P.A. Influência da técnica de fotoativação na dureza superficial de resinas compostas. **Pesq Odontol Bras**, v.17, p.135, 2003. Suplemento 2. Resumo Pa223 /Apresentado na 20ª Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, 2003/
- 137 STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexional properties and polymerization potential. **Biomaterials**, v.21, n.3, p.1379-85, July 2000.
- 138 STANFORD, C.M. et al. Polymerization of composites by sequential and continuous irradiation with visible light. **Oper Dent**, v.11, p.51-4, 1986.
- 139 SUH, B.I. Controlling and understanding the polymerization shrinkage induced stresses in light-cured composites. **Compendium**, v.20, n.25, p.34-41, 1999.
- 140 TANTBIROJN, D. et al. Microhardness and fracture toughness of a composites, are they related? **J Dent Res**, v.79, p.443, 2000. /Abstract 2398/
- 141 TARLE, Z. et al. Temperature rise in composite samples cured by blue superbright light emitting diodes. **J Dent Res**, v.77, p.686, 1998. /Abstract 433/ IADR Abstracts.

-
- 142 TARLE, Z. et al. Influence of LED Intensity on the temperature rise in composite. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special Issue A. /CD-ROM/
- 143 TIRTHA R. et al. In vitro depth of cure of photo-activated composites. **J Dent Res**, v.61, n.10, p.1184-7, Oct. 1982.
- 144 TJAN, A.H.L.; CHAN, C.A. The polishability of posterior composites. **J Prosth Dent**, v.61, n.2, p.138-46, Feb. 1989.
- 145 UHL, A.; JANDT, K.D.; MILLS, R.W. Characterization of the temperature rise in dental composites polymerized with LED and halogen technology by means of a thermocouple and a high-resolution infrared camera. **J Dent Res**, v.82, p.376, 2003. Special issue. /Abstract 2933/
- 146 VANDEWALLE, K. et al. Thermal emission from tip of LED & halogen curing lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 147 VENHOVEN, B.A.M.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. **Biomaterials**, v.17, n.24, p.2313-8, 1996.
- 148 VINHA, D.; COELHO, M.T.; CAMPOS, G.M. Eficácia de alguns aparelhos geradores de luz visível na polimerização de resinas. **Rev Bras Odontol**, v.47, n.4, p.10-4, 1990.
- 149 VON FRAUNHOFER, J.A. V. The surface hardness of polymeric restorative materials. **Brit Dent J**, v.130, n.16, p.243-5, Mar. 1971.
- 150 WALDO, B.T. et al. Depth of Cure of Composites with New Generation LED Lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 151 WANG, X.; PEREZ, F. Vickers hardness of hybrid composites cured by LED curing lights. **J Dent Res**, v.81, p.86, 2002. Special issue. /Abstract 486/
- 152 WANG, X.; PEREZ, F. Vickers hardness of hybrid composites cured by LED curing lights. **J Dent Res**, v.83, 2004. Special issue A. /CD-ROM/
- 153 WATTS, D.C.; AMER, O.; COMBE, E.C. Characteristics of visible-light-activated composite systems. **Brit Dent J**, v.156, n.6, p.209-15, Mar. 1984.
- 154 WATTS, D.C.; McNAUGHTON, V.; GRANT, A.A. The development of surface hardness in visible light-cured posterior composites. **J Dent**, v.14, n.4, p.169-74, Aug. 1986.
- 155 WEERAKOON, A.T. et al. Spectral and Thermal Properties of LED and High Intensity Curing Lights. **J Dent Res**, v.82, Special Issue, p.323, 2003. /Abstract 2500/
- 156 WILLENS, G. et al. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. **Dent Mat**, v.8, n.9, p.310-9, Sep. 1992.

-
- 157 YAMADA, M. et al. Curing efficacy of a high-light-intensity LED Curing unit. **J Dent Res**, v.82, p.131, 2003. Special Issue. /Abstract 950/
- 158 YAMAUTI, M. **Avaliação da infiltração marginal em restaurações de resina composta empregando-se diferentes técnicas de inserção e de ativação da polimerização do material**. Bauru, 1999. 141p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 159 YAP, A.U.J. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. **Oper Dent**, v.25, n.2, p.113-20, Mar./Apr. 2000.
- 160 YEARN, J.A. Factors affecting cure of visible light activated composites. **Int Dent J**, v.35, n.3, p.218-25, 1985.
- 161 YU, X.; FENG, J.; IBSEN, R. Curing Efficacy of Two LED Lights Through Hardness Measurement. **J Dent Res**, v.82, p.307, 2003. Special issue. /Abstract 2372/

"Acredito muito em sorte e acho que quanto mais trabalho, mais sorte eu tenho."

(Thomas Jefferson)

ABSTRACT

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the efficiency of two light curing systems (Light Emitting Diodes – LED and Halogen) on composite resins, and also to check whether there is a relationship between the effectiveness of these systems and the light intensity produced by them. Hardness tests were performed in specimens made of a light cured composite resin (Z100, 3M/ESPE A3). Twenty six curing units were selected, being 18 LEDs and 8 halogen units. A curing radiometer (Demetron, model 100) was used to measure the light intensity produced by the units. Each specimen ($n=5/\text{unit}$) was produced into a metallic split mold made of two parts, each of them 2mm deep with a 5-mm diameter central hole. A polyester strip and then a glass slab were placed on top of the bottom part of the split mold filled with resin and some pressure was made in order to keep the surface smooth and plain. The top of the mold was then put back, and after filling with the resin, the same process was done with a new application of pressure on the glass. The sample was cured for 40s with the tip of one of the curing units in contact with the polyester strip, on the top part of the split mold. As already mentioned, each specimen was made of two parts, one top and one bottom, 2mm deep each. Ten minutes after curing, the parts of the split mold were separated and 5 Knoop hardness tests (initial hardness) were performed, with 100g pressure for 10s on each of the 4 surfaces, as follows: 1) top half of the specimen directed to the light source (top); 2) top half of the specimen opposite to the light source (2mm-s, before polyester strip); 3) bottom half of the specimen directed to the light source (2mm-i, after the polyester strip); and 4) bottom half of the specimen opposite to the light source (4mm deep or bottom). After a 7-day storage at 37°C, new hardness tests were performed (final hardness). The following was observed: 1) There was an increase in final hardness compared to the initial; 2) The hardness values decreased with the increase of depth; 3) Utilization of the curing radiometer is important to check the light curing units, since all produced lower light intensity than informed by the manufacturers; 4) the best depth for evaluation of the efficiency of light curing units is 2mm, which is the thickness indicated to allow proper curing; 5) Among the 26 units used, five groups could be distinctively identified according to the best results as follows: I) LED units with light intensity from 350 to 800 mW/cm²; II) LED units with light intensity from 250 to 330 mW/cm² and halogen units from 340 to 500 mW/cm²; III) LED units with light intensity at 210 mW/cm² and halogen at 220

mW/cm²; IV) LED units with light intensity from 120 to 140 mW/cm²; and V) halogen unit with light intensity at 60 mW/cm². These results reveal that: 1) the efficiency of curing units, either LED or halogen units, is primarily related to the light intensity, since the units with the best performances were those with the highest outputs, regardless of the light source; 2) it is fundamental that manufacturers of light curing units inform the wavelength emitted, and dental practitioner and investigators should check and control the light intensity emitted by these units. Similarly, the manufacturers of composite resins and other light cured polymer materials should inform both the energy required for efficient curing and the type of light curing substance added in the composition of materials.