UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

GUILHERME SAINTIVE CARDIA

Avaliação da profundidade de polimerização através de testes de microdureza de duas resinas compostas de matrizes distintas em diferentes densidades de energia e períodos, utilizando LED como fonte fotoativadora

BAURU
2011

GUILHERME SAINTIVE CARDIA

Avaliação da profundidade de polimerização através de testes de microdureza de duas resinas compostas de matrizes distintas em diferentes densidades de energia e períodos, utilizando LED como fonte fotoativadora

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística – opção Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi.

Versão Corrigida

BAURU
2011

Cardia, Guilherme

C179a Avaliação da profundidade de polimerização através de testes de microdureza de duas resinas compostas de matrizes distintas em diferentes densidades de energia e períodos, utilizando LED como fonte fotoativadora / Guilherme Saintive Cardia. – Bauru, 2011.

110 p. : il. ; 31cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira
Francisconi

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru - FOB/USP.

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

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP

Protocolo nº:

Data:

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Aos meus pais **Marcio** e **Ceres**, pelo amor, carinho, dedicação e principalmente confiança a mim oferecidos. Pelo apoio e incentivo que sempre me proporcionaram para a realização e concretização dos meus sonhos.

Ao meu irmão **André**, uma inspiração, uma pessoa guerreira e lutadora, sempre me apoiando em todos os meus passos nessa vida, não só profissionalmente como pessoal, uma grande amigo.

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

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi, pela transmissão de conhecimentos, por acreditar em mim, permitindo que eu fizesse escolhas traçando o caminho para a conclusão deste trabalho.

Aos professores da Disciplina de Materiais Dentários e a todos os professores do Departamento de Dentística, pelos ensinamentos transmitidos ao longo do Curso de Mestrado.

Aos colegas de curso do mestrado em Dentística, Ana Mirian, Ana Carolina, Carlão, Gabi, Larissa, Luciana Baiana, Marcela (Tchela), Maria Cristina (Kiki), Thiago (Bugre), Victor (Paraguaio), Yvette.

Em especial, devo agradecer a Marcela (Tchela), pela paciência prestada, pelos conhecimentos técnicos transmitidos a mim, pela amizade e pela ajuda.

Em especial, devo agradecer a Maria Cristina (Kiki), por ser minha grande amiga desde quando cheguei a Bauru (2007). Fizemos curso de especialização, cursos de atualizações e não podia faltar, o mestrado e ela sempre como minha fiel escudeira. Uma amizade pra qualquer hora.

Ao Juan Rommel, um amigo pra qualquer hora, agradeço a todas as oportunidades, a todos os conhecimentos transmitidos e a amizade.

A Livia Tolentino, uma pessoa especial que apareceu na minha vida no final do mestrado e contribuiu muito para a concretização do mestrado, uma pessoa de excelente competência e que faz muito bem pra mim.

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

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Dentários, Fob-USP, Alcides, Lourisvalda, Sandra, pela amizade e carinho sempre dispensados a mim.

Aos Funcionários do Departamento de Dentística, Fob-USP, Angela, Benedito, Beth, Nelson, Rita, pela amizade e carinho sempre dispensados a mim.

Aos Professores da minha graduação, Leandro Freitas e Paulo Padilha, pela transmissão de conhecimento, confiança e apoio oferecido no início desta minha caminhada.

A CAPES, órgão de fomento deste trabalho.

RESUMO

O presente estudo objetivou avaliar a profundidade de polimerização através de testes de microdureza em dois tipos de resina composta com matrizes distintas utilizando um aparelho fotoativador do tipo LED, empregando-se diferentes densidades de energia, sendo avaliados no período inicial (baseline) e após 7 dias. O método utilizado foi o teste de dureza Knoop em amostras de dois compósitos fotoativáveis (P 90, 3M/ESPE, cor A2; Z 250, 3M/ESPE, cor A2). Os corpos-de-prova foram subdivididos em 8 grupos (n=10), metade realizado com cada resina testada. Cada grupo foi definido através de diferentes densidades de energia (600 mW/cm² x 40s; 1000 mW/cm² x 40s; 1000 mW/cm² x 20s; 1400 mW/cm² x 20s), cada corpo-de-prova obtinha 4 medidas, diferentes profundidades (0, 1, 2 e 3 mm). Cada corpo-de-prova foi confeccionado com o auxílio de uma matriz metálica, constituída por 3 partes, superior, intermediária e inferior, cada uma com 1 mm de espessura e orifício central com diâmetro de 5 mm. Sobre cada parte 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. A unidade fotoativadora utilizada foi LED, para conseguir as diferentes densidades de potência, anéis de plástico foram acoplados na ponta do aparelho fotoativador. A fotoativação foi realizada com a ponta da unidade fotoativadora em contato com a tira de poliéster colocada na parte superior do corpo-de-prova (0 mm). Assim, cada espécime era composto por três partes, cada uma com 1 mm de espessura. Logo após a fotoativação, as partes dos espécimes eram separadas e realizavam-se 5 impressões de dureza Knoop (dureza inicial), com carga de 50g durante 30s, em 4 superfícies, que eram: 1ª) superfície superior da parte superior do espécime, voltada para a fonte de luz (0 mm); 2ª) superfície inferior da parte superior do espécime (1 mm); 3ª) superfície inferior da parte intermediária do espécime (2 mm); e 4ª) superfície inferior da parte inferior do espécime (3 mm). Após 7 dias de estocagem numa estufa a 37°C, novas leituras de dureza eram realizadas (dureza final). Verificou-se que: 1) A resina composta P 90 obteve menores médias dos valores de dureza Knoop em relação à outra resina composta estudada, Z 250; 2) Quanto maior a profundidade, menores valores de dureza Knoop foram mensurados; 3) Valores

de dureza Knoop final foram maiores após 7 dias em comparação a dureza Knoop inicial; 4) De acordo com o aumento da densidade de potência, maiores médias dos valores de dureza Knoop foram mensurados. Esses resultados permitem concluir que: 1) A resina melhora sua propriedade de dureza num período de 7 dias; 2) Quanto maior a profundidade, menor a dureza; 3) quanto maior a densidade de potência utilizada neste trabalho, maior dureza foi avaliado; 4) a resina P 90 obteve valores inferiores a resina Z 250 avaliadas nas mesmas condições.

Palavras-chave: Profundidade de polimerização. Microdureza. Resinas compostas.

ABSTRACT

Evaluation of depth of cure by testing microhardness of two resin composites of different matrices in different energy densities and periods, using LED as a source photopolymerization

This study aimed to evaluate the depth of cure through microhardness tests on two types of resin composite with different matrices using LED curing unit, using different energy densities and are assessed during the initial (baseline) and after 7 days. Knoop hardness test was performed in samples made of two light cured composites (P 90, 3M/ESPE, A2; Z 250, 3M/ESPE, A2). The specimens were divided into 8 groups (n=10), and half of them were made with each composite resin tested. Each group was defined by different power densities (600 mW/cm² x 40s, 1000 mW/cm² x 40s, 1000 mW/cm² x 20s; mW/cm² 1400 x 20s), each specimens obtained four measures, different depths (0, 1, 2 and 3 mm). Each specimens was made with the aid of a metal matrix, consisting of 3 parts, superior, intermediate and bottom, each with 1 mm thickness and center hole diameter of 5 mm. On each side filled with resin, was placed a piece of polyester strip, on which, with a glass slide was exerted pressure to promote a flat surface. A unit LED curing was used and to achieve different power densities, plastic rings were attached at the tip of the curing unit. The polymerization was carried out with the tip of the curing unit in contact with the polyester strip placed on top of the specimen (0 mm). Thus, each specimen was composed of three parts, each part with 1 mm thick. Immediately after curing, the parts of the specimens were separated and held up five impressions of Knoop hardness (initial hardness), with a load of 50g for 30s on 4 surfaces, which were: 1) the upper surface of the upper specimen directed to the light source (0 mm), 2) lower surface of the upper specimen (1 mm); 3) lower surface of the middle section of the specimen (2 mm) and 4) lower surface of the bottom of the specimen (3 mm). After 7 days of storage in an oven at 37°C, new hardness readings were made (final hardness). It was found that: 1) The composite P 90 had lower average values of Knoop hardness in relation to the other studied composite, Z 250, 2) The greater the depth, lower Knoop hardness values were measured, 3) Final values of Knoop hardness were higher after 7 days compared with initial hardness, 4) In accordance

with the increase of power density, higher average values of Knoop hardness were measured. These results indicate that: 1) The resin improves the hardness property over a period of 7 days, 2) The greater the depth, the lower the hardness, 3) the higher the power density used in this study, higher hardness was evaluated; 4) P 90 resin obtained values less than Z 250 resin, evaluated under the same conditions.

Key words: Depth of cure. Microhardness. Composite resins.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Resinas compostas estudadas.....	57
Figura 2 – Aparelho fotopolimerizador utilizado.....	59
Figura 3 – Anel plástico limitador.....	60
Figura 4 – Anéis plásticos distanciadores	60
Figura 5 – Matrizes metálicas.....	60
Figura 6 – Suporte Metálico.....	61
Figura 7 – Tira de poliéster posicionado na base	61
Figura 8 – Resina sendo conduzida para o interior do orifício.....	61
Figura 9 – Tira de poliéster posicionado sobre a primeira matriz	62
Figura 10 – Placa de vidro exercendo pressão, deixando a superfície lisa e plana.....	62
Figura 11 – Segunda matriz posicionada, preenchida com resina e seguindo os mesmos passos operacionais que a primeira	62
Figura 12 – Terceira matriz posicionada, preenchida com resina e seguindo os mesmos passos operacionais que a primeira	63
Figura 13 – Ponta ativa do aparelho fotoativador em contato com a tira de poliéster, numa angulação de 90 ⁰	63
Figura 14 – Espécime formado por três partes, uma inferior, uma intermediária e uma superior.....	64
Figura 15 – Microdurômetro	66
Figura 16 – Microdureza superficial.....	66

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Apresentação da marca comercial, classificação, cor, sistema de ativação, fabricante, número do lote, ano e mês de validade das resinas compostas utilizadas neste estudo.	57
TABELA 2 – Composição básica das resinas compostas utilizadas.	58
TABELA 3 – Características do aparelho fotopolimerizador utilizado.....	59
TABELA 4 - Classificação dos espécimes em grupos com suas respectivas resinas compostas e densidades de potência.....	64
TABELA 5 – Resina P 90 no tempo inicial, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.....	71
TABELA 6 – Resina P 90 no tempo final, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.	72
TABELA 7 – Resina Z 250 no tempo inicial, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.....	72
TABELA 8 – Resina Z 250 no tempo final, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.....	72
TABELA 9 – Resina P 90 no tempo inicial, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm ² em cada mm avaliado.	73
TABELA 10 – Resina P 90 no tempo final, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm ² em cada mm avaliado.	73
TABELA 11 – Resina Z 250 no tempo inicial, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm ² em cada mm avaliado.....	74

TABELA 12 – Resina Z 250 no tempo final, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm ² em cada mm avaliado.	74
TABELA 13 – Resina P 90 no tempo inicial, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.	75
TABELA 14 – Resina P 90 no tempo final, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.	75
TABELA 15 – Resina Z 250 no tempo inicial, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.	75
TABELA 16 – Resina Z 250 no tempo final, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.	76
TABELA 17 – Resina P 90, relacionando o mesmo protocolo de fotoativação na mesma profundidade em idades diferentes.....	77
TABELA 18 – Resina Z 250, relacionando o mesmo protocolo de fotoativação na mesma profundidade em idades diferentes.....	78
TABELA 19 – Resultado do teste de Tukey, com nível de significância de 5%, comparando os fatores na idade inicial, onde grupos com X na mesma coluna não possuem diferença estatisticamente entre si.....	79
TABELA 20 – Resultado do teste de Tukey, com nível de significância de 5%, comparando os fatores na idade final, onde grupos com X na mesma coluna não possuem diferença estatisticamente entre si.	80

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ADA	American Dental Association
ANOVA	Teste estatístico de variância
ATR-FTIR	Attenuated total reflectance – Fourier transform Infrared
Bis-EMA	Bisfenol A – polietileno glicol dieter dimetacrilato
Bis-GMA	Bisfenol Glicidil-dimetacrilato
CQ	Canforoquinona
CS	Tensão de Contração
DC	Grau de Conversão
FM	Módulo Flexural
FS	Resistência Flexural
GC	Grau de Conversão
ISO	International Standardization Organization
KHN	Microdureza Knoop
LED	Light Emitting Diode
QTH	Quartzo Tungstênio Halógeno
RPE	Ressonância Paramagnética Eletrônica
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
UEDMA	Uretano-dimetacrilato
UV	Luz Ultravioleta

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	19
3 PROPOSIÇÃO	51
4 MATERIAIS E MÉTODOS	55
4.1 Materiais.....	57
4.2 Métodos.....	60
4.2.1 Confeção da matriz e corpo de prova.....	60
4.2.2 Grupos a serem estudados	64
4.2.3 Determinação da microdureza superficial inicial	66
4.2.4 Armazenamento dos corpos de prova.....	67
4.2.5 Determinação da microdureza superficial final.....	67
4.2.6 Análise estatística	67
5 RESULTADOS.....	69
6 DISCUSSÃO	83
7 CONCLUSÃO	97
REFERÊNCIAS.....	101

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As resinas compostas restauradoras apresentam características que permitem ao cirurgião-dentista realizar restaurações funcionais e estéticas altamente satisfatórias. (ANUSAVICE 1998; CRAIG e POWERS 2004).

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 (CRAIG 1981), o que proporcionava pouca profundidade de polimerização, além de ser considerada nociva à saúde do cirurgião-dentista (COOK, 1980; POLLACK e BLITZER, 1982).

Essas resinas foram substituídas por novos sistemas restauradores, sensíveis à luz visível, com os quais se tornou possível aumentar a profundidade de polimerização (ANUSAVICE, 1998).

Consideráveis mudanças vêm sendo realizadas nas resinas para melhorar suas propriedades a partir da polimerização de compósitos resinosos. Para melhorar essas propriedades, as principais medidas adotadas até o momento, é de alterar a estrutura do monômero, mudar o tamanho das partículas ou o tipo de tratamento de superfície (SAKAGUCHI et al., 1992).

Resinas compostas 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 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 Bis-GMA (bisfenol-glicidil-dimetacrilato) as quais iniciam a polimerização por adição (ANUSAVICE, 1998; CRAIG, 1981; BLANKENAU, 1983; WATTS et al., 1984).

Pesquisas tem focado na utilização de monômeros utilizando o sistema de abertura de anéis como a resina 3M ESPE FiltekTM P 90 à base de Silorano, com a

finalidade de diminuir a contração de polimerização. Esta resina nova têm demonstrado muitas propriedades desejáveis, quando comparado com resinas compostas convencionais à base de Bis-GMA (EICK, em 2002).

Mills (1995) escreveu que 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 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.

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.

Em função do aprofundamento temático e de informações objetivas aos profissionais da área odontológica, sobre a correlação entre dureza de materiais resinosos e de novos implementos relacionados à tecnologia de fotoativação baseada nos diodos emissores de luz (LEDs) de segunda e terceira gerações, é importante a avaliação da influência desses fatores no processo de estruturação de sistemas resinosos fotoativados.

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 (ADA, 1985; ANUSAVICE, 1998; BOWEN, 1963; FAN et al., 2002; TJAN e CHAN, 1989). 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 (0 mm), o que gera prejuízos à qualidade do material (ADA, 1985; ANUSAVICE, 1998; BOWEN, 1963; DUNN e BUSH, 2002).

Testes de dureza superficial em diferentes profundidades de amostras de resinas fotoativáveis tem sido o método mais empregado para se avaliar a profundidade de polimerização (PIRES et al., 1993; ADA, 1985; ANUSAVICE, 1998; PEREIRA et al., 2001; PIRES, 2005).

Com isso, por meio do teste de dureza Knoop o objetivo deste estudo foi examinar a característica de uma nova resina composta à base de Silorano, sendo esta a profundidade de polimerização, em função de diferentes densidades de energia e períodos distintos (inicial e final, 7 dias), sendo seus valores de dureza Knoop comparados com uma resina composta à base de metacrilato em condições equivalentes de idade e de cura.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Em 1963 Bowen 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 se mostrou 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 Fraunhofer 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 duas resinas acrílicas (Sevitron e Orthofil) e duas resinas compostas (Adaptic e TD71), com as quais foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos com 8 mm de diâmetro e 5 mm de espessura, submetidos aos testes após decorridos os tempos de 15, 30, 60 minutos e 24 horas. A análise dos resultados mostrou as duas resinas compostas com maiores valores de dureza que as acrílicas e que, com o tempo, havia aumento da dureza superficial.

Harrison; Draughn em 1976 avaliaram a relação entre abrasão, dureza superficial e resistência à compressão de sete 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 4,8 mm de diâmetro por 4,5 mm de comprimento. Para o teste de resistência à compressão, os corpos-de-prova tinham 3 mm de diâmetro por 6

mm 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 a 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 mensurações 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.

Bassiouny; Grant, em 1978 foram os primeiros pesquisadores que realizaram uma avaliação clínica, com compósitos polimerizados por luz visível. Os autores observaram que esse sistema de polimerização, apresentava características vantajosas sobre os sistemas de ativação até então conhecidos. Entre estas características, está o tempo de trabalho controlado pelo profissional, a radiopacidade e maior segurança devido ao espectro de luz visível usado, ser completamente desprovido de radiação ultravioleta. Concluíram também que, para ocorrer uma polimerização completa numa amostra com 3 mm de profundidade, seria necessária uma exposição de luz de aproximadamente 60 segundos.

Kilian em 1979 analisou o grau de polimerização de resinas compostas fotoativadas através dos valores de dureza Rockwell, escala F. Foram confeccionados espécimes com 3 mm 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 depois de 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.

Cook 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 o auxílio de moldes de aço inoxidável de 4 mm de diâmetro e 8 mm 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 mensurada e dada à 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; Mullen em 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 mensurado. 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.

Craig 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 canforquinona, 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-glicidildimetacrilato (Bis-GMA) 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.

Denyer; Shaw 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 em condições clínicas foram aqueles com o molde de metal, enquanto os moldes poliméricos, de plástico e teflon, transmitiram luz através deles mesma, ampliando os resultados de profundidade de polimerização.

Blankenau et al. em 1983 avaliaram o comprimento de onda e a intensidade de luz gerada na extremidade da ponta ativa de sete modelos diferentes de aparelhos fotoativadores. Através de um “scanner” monocromático conectado a um detector de 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.

De Gee; ten Harkel-Hagenaar; Davidson, em 1984 utilizaram um corante específico (Astra blue), que adere a 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.

Leung; Kahn; Fan 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 e 0,5mm e raspagem do material não polimerizado com uso de um instrumento manual. Foram utilizados molares extraídos, onde cavidades oclusais de 5 mm de profundidade foram preenchidas com 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 sobestimam a profundidade de polimerização.

Watts; Amer; Combe em 1984, através da avaliação da dureza Knoop, verificaram a profundidade de polimerização de cinco 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 o auxílio de uma matriz de aço inoxidável com cavidade interna de dimensões de 15x4x2mm, foram confeccionados cinco corpos-de-prova para cada condição experimental e armazenados por 24 horas a 37°C. Os autores afirmaram 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 onda de 470nm, medidas com o 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, 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 Association 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 ativados em camadas de, no máximo, 2 mm 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., em 1985 utilizaram espécimes com 3 mm 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 três 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 valores referidos. 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 com um bom prognóstico da dureza da superfície de fundo.

Yearn, 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.

Stanford et al, em 1986, através de teste de dureza Barcol, avaliaram o efeito de irradiação contínua e sequencial na polimerização de cinco marcas de resina compostas fotoativadas. Com cada resina foram confeccionados três espécimes, com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, armazenados a 37⁰C 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.

Eliades; Vougiouklakis; Caputo 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 ligações duplas de carbono remanescentes. Foram confeccionados espécimes com 4 mm de diâmetro e profundidades de 0,5 a 6,0 mm, com tempo de fotoativação de 20, 40 e 60 segundos. Os autores concluíram que: a magnitude de 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.

Baharav et al., 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 15 mm de espessura e 3 mm de diâmetro, fotoativados por 10, 20, 30, 40, 60, 80 e 180 segundos. Os espécimes foram armazenados em água e em estufa a 37⁰C 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 consequentemente a dureza, aumentaram na 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.

Friedman, 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 do tipo 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.

Satou et al., em 1992 avaliaram a dureza Knoop e o desgaste superficial de dez resinas compostas (seis fotoativáveis: P-30, Photo Clearfil A, Lite-Fil P, Lite-Fil A, Occlusin e Silux; e quatro quimicamente ativadas: P-10, Clearfil Posterior, Silar e Microrest AP) e compararam com o esmalte dentário. Para cada material, seis espécimes foram confeccionados, armazenados em água destilada a 37°C durante 24 horas e polidos com discos de lixa nº 800. O esmalte foi retirado da face vestibular de incisivos superiores recém extraídos, também polidos com disco de lixa nº 800. O experimento de desgaste foi feito em dispositivo que realizava simultaneamente movimentos de vibração e deslizamento (desgaste tipo três corpos), utilizando-se dois 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 desgaste, menor o valor de dureza Knoop.

Pires et al., 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 cinco amostras para cada distância da fonte ativadora (0, 2, 6 e 12 mm da superfície de topo da resina). Os corpos-de-prova, com 2 mm de espessura e 6 mm 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 0 mm) com a resina, quando estabelecidas distâncias de 2 mm, 6 mm e 12 mm 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.

Hansen; Asmussen, em 1993 avaliaram a profundidade de polimerização de um compósito (Silux Plus). A intensidade de luz de 80 aparelhos novos, usados e danificados, foi medida com três tipos de radiômetros. A profundidade de polimerização foi realizada utilizando 20 aparelhos fotoativador, em cavidades com 4,5 mm de diâmetro por 8 a 10 mm de comprimento em terceiros molares extraídos. O compósito foi colocado na cavidade e polimerizado por 40 segundos. Após 5 minutos, o compósito da superfície não polimerizado e o polimerizado foram medidos, utilizando um microdurômetro de precisão (0,05 mm). Foram confeccionadas quatro amostras para cada aparelho testado. Após os resultados, os autores concluíram que as camadas do compósito devem apresentar espessura máxima de 2,5 mm, para ocorrer uma completa polimerização.

Fowler; Swartz; Moore, 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 a 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; Rueggeberg; Curtis JR. , 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 800 mW/cm² (100%) para 578, 400 e 233 mW/cm² (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 3 mm, 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 400 mW/cm², 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 2 mm, 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 1 mm; 4) recomendam, ainda, que aparelhos que forneçam potência de 233 mW/cm² devem ter suas lâmpadas trocadas, pois tal intensidade foi insatisfatória para a polimerização de camadas de 2 mm de espessura.

Correr Sobrinho, 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 520 mW/cm². O material foi polimerizado por tempo de 30 segundos para todas as intensidades com controle, e de 45 a 180 segundos com intensidades de 130, 220 e 280 mW/cm². Os testes de dureza foram realizados nas superfícies de topo e de base após os corpos-de-prova,

com 2 mm de espessura, ficarem armazenados a 37⁰ 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 280 mW/cm², 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.

Mills, 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 470 nm; 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 potencia efetiva e a lâmpada necessita ser trocada. Já os LEDs apresentam várias vantagens: são baratos, utilizam baixa voltagem, tem 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 os 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 5 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade após irradiação por 80 segundos. Isso foi animador, já que o comprimento de onda emitido pelo LED utilizado foi de 20 nm 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 500 nm, com pico máximo de 470 nm) 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 470 nm (fonte em pulso, possivelmente em foco com uma lente) o que, provavelmente, melhoraria essas descobertas preliminares.

Azevedo; Catramby; Franco, 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 significante entre as unidades fotoativadoras avaliadas, com intensidade oscilando entre 100 e 500 mW/cm², apesar da sugestão de intensidade superior a 200 mW/cm² por parte dos fabricantes.

Marais et al., em 1997 utilizaram duas unidades fotoativadoras com intensidade de luz de 300 e 600 mW/cm², para determinar a profundidade de polimerização produzida por esses aparelhos. Utilizando matrizes metálicas, os corpos-de-prova foram confeccionados com resina Z100 (3M) com diâmetro de 5 mm e nas espessuras de 1, 2, 3, 4 e 6 mm, divididos em 2 grupos de 10 espécimes, um grupo fotoativado com 300 e outro com 600 mW/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 2 mm 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 2 mm; a luz na intensidade de 600 mW/cm² conduziu a maiores valores de dureza Vickers na espessura de 2 mm que a de 300 mW/cm².

Menezes em 1997 relacionou o número de radicais livres remanescentes da reação de polimerização de 3 resinas compostas (Heliomolar, Silux e Z100) com sua dureza Knoop. Foram confeccionadas amostras com 2,5 mm de diâmetro por 2,0 mm de espessura fotoativadas com 4 intensidades de luz (110,180, 300 e 580

mW/cm²) 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^o C, pelos tempos de 5 minutos, 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês. Utilizou-se carga de 100 gramas para Z100 e 50 gramas para Silux e Heliomolar, sendo realizadas 4 endentações 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 1 mês, sendo a Z100 mais dura em todas as condições estudadas; e que a superfície de topo sempre apresentou dureza maior que a de fundo.

Anusavice em 1998 afirmou que um fator importante no desenho de uma prótese dentária 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.

Anusavice 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 benzoila), e 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 benzoila 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 sensível. 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 500 nm, e que é a zona azul do espectro de luz sensível), 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 468 nm) produz um estado de excitação da canforoquinona, que interage com a amina para formar os radicais livres que iniciam a polimerização por adição.

Kerby et al. 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 5 mm de diâmetro por 6 mm de espessura, foi utilizada para confeccionar 6 corpos-de-prova para cada material, fotoativando-se por 60 segundos por um de seus lados. As 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 4 mm, 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.

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

Correr Sobrinho et al., em 2000 através de testes de dureza Knoop, avaliaram influencia da distancia 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 5 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura, foram confeccionados em uma matriz de cobre e fotoativados por 40 segundos a três diferentes distancias (0, 6 e 12 mm) da ponta ativa do aparelho fotoativador. Para cada distancia 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 endentação, num total de oito endentações em cada espécime. Os autores concluíram: para a resina Z100, quanto maior a distancia da ponta ativa do aparelho em relação à resina, menor o valor de dureza Knoop; para a Silux Plux, o aumento da distancia não produziu uma diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza, entretanto, a 6 e 12 mm, os valores de dureza foram menores em relação à superfície; a resina Z100 foi estatisticamente superior em relação à Silux Plus nas três distancias e em todas as profundidades.

Carvalho, 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 influencia da energia luminosa utilizada na fotoativação de resinas compostas na dureza superficial e no numero 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 (Z 100 e Filtek Z 250), 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) 600 mW/cm² (Z 100 durante 40 segundos e Filtek Z 250 por 20 segundos); 2) 300 mW/cm² (Z 100 durante 80 segundos e Filtek Z 250 por 40 segundos; 3) 300 mW/cm² durante 20 segundos e mais 600 mW/cm² com 30 segundos para a Z 100 e para a Filtek Z 250, 10 segundos. Para cada ensaio de dureza foram preparadas 5 amostras com 5 mm de diâmetro e 2 mm 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 37⁰ C. Para os ensaios de RPE, foram confeccionadas 3 amostras, para cada condição, sendo 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 de 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 Z 100, apresentou sempre média de valores de dureza maiores. Em relação ao número de 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 Z 100 apresentou, em todas as idades, e em todas as condições experimentais, maior quantidade de radicais livres que a resina Filtek Z 250; 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 radical livre remanescente,

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.

Dunn; Bush, em 2002 compararam a eficiência de duas unidades fotoativadoras à base de LEDs (LumaCure e Versalux, ambas montadas com 7 LEDs e 150 mW/cm^2 de intensidade de luz) com duas unidades à base de lâmpada halógena (Optilux 400 e Optilux 501, com 900 mW/cm^2 e 1030 mW/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 endentações 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 (Z 250) e outra de micropartículas (Renamel). Com cada resina foram confeccionados espécimes de 2 mm de espessura e 8 mm 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 a superfície 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.

Gaudet; Burgess; Li, 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 8 mm de profundidade e 4 mm de largura foram confeccionadas utilizando matrizes descartáveis, 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. Endentações foram feitas de 1 em 1 mm 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 2 mm de compósitos, mas produzem menor profundidade de cura que aqueles à base de lâmpada halógena.

Santos, em 2003 avaliou a profundidade de polimerização do compósito Z 250, submetidos a duas fontes de ativação, através do grau de conversão polimérica, analisado por meio de espectroscopia de micro-Raman e do número de microdureza Knoop. Foi avaliada também a correlação entre os dois métodos. Foram utilizadas duas unidades de fotoativação: Uma convencional de lâmpada halógena (Optilux 401 – Demetrom) e outra de LED (Ultraled – Dabi-Atlante). Os corpos-de-prova foram confeccionados a partir de uma matriz metálica, com dimensões em milímetros de 4,0 x 4,0 x 5,0. O compósito Z250 (3M – ESPE) foi inserido na matriz em bloco único e ativado por 40 segundos (n=5). Após armazenagem em ambiente escuro e seco (370C / 24h), os espécimes foram levados ao espectrômetro de micro-Raman, onde foram realizadas varreduras na superfície irradiada e a 1,0, 2,0, 3,0, 4,0 e 5,0 mm de profundidade. Também foi feito uma análise do espectro Raman do espécime não curado, para que fosse possível quantificar o grau de conversão. As mesmas amostras foram submetidas ao teste de microdureza Knoop, na superfície irradiada e a cada 0,5 mm até a profundidade de 5,0 mm. Os resultados mostraram que ocorreram quedas tanto no grau de conversão como no número de dureza Knoop à medida que aumentou a profundidade. A análise estatística dos dados evidenciou forte correlação entre os dois métodos avaliados, independente da fonte de ativação empregada.

Soh; Yap; Siow, em 2003 na intenção de estudar a efetividade de polimerização de uma resina composta associada a esta resina, diferentes tipos de fontes de luz e modos de ativação. Para isto, utilizaram uma resina microhíbrida Filtek Z100 (3M – ESPE) em espécimes de 2 mm de espessura e de fontes fotoativadora do tipo LED (Ellipar Free Light - 3M – ESPE e GC e-Light-CG), de unidades de lâmpada halógena convencional (Max-Dentsply), de alta densidade de potência (Ellipar Trilight - 3M – ESPE) e de altíssima densidade (Astralis 10 – Ivoclar Vivadent). Foram adaptadas várias combinações de densidade e potência e tempo

de ativação para as diferentes fontes. A análise do grau de polimerização foi realizada para as diferentes fontes. Esta análise foi realizada por meio de microdureza Knoop na superfície e na base dos espécimes. Os resultados obtidos com esta prova mostraram que houve uma diferença significativa entre os valores de dureza encontrados na superfície e na base do material, tanto para as diferentes combinações de densidades de energia de uma mesma fonte de luz, como entre as fontes LED e halógena. A maioria das fotoativações com fontes de luz LED, apresentaram resultados inferiores à fonte de luz convencional (grupo controle), exceto para a Ellipar Free-Light (400 mW/cm^2) quando foi exposta por 40 segundos, emitindo uma densidade de energia de 16 J/cm^2 . Para as unidades de lâmpadas halógena de alta densidade, não houve diferença significativa em relação a fonte de luz convencional (Max), tendo a Ellipar Trilight valores superiores que esta em algumas condições experimentais.

Yamada et al., 2003 afirmaram que vários tipos de unidades fotoativadores à base de LED foram lançados 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-800, Li-Cor) foi utilizado para analisar as distribuições dos espectros e um radiômetro (Model 100, Demetron), para medir a intensidade de luz. Foram medidas as durezas Knoop, a profundidade de polimerização e o grau de conversão das resinas fotoativáveis Clearfil AP-X (Kuraray) e Lite-Fil II A (Shofu). Os resultados mostraram que a distribuição espectral da unidade à base de LED teve pico que coincide com o pico máximo de absorção da canforoquinona. A intensidade de luz do LED foi acima de 800 mW/cm^2 , maior que da unidade halógena (600 mW/cm^2). Quanto às resinas compostas, todos os parâmetros medidos foram compatíveis quando da utilização da unidade halógena ou LED. Por meio desses dados, os autores concluíram que LEDs de alta intensidade de luz produziram desempenho aceitável e confiável em se comparando com a unidade halógena.

Bouschlicher; Rueggeberg; Wilson, em 2004 correlacionaram a microdureza da superfície de topo e base (1, 2 e 3 mm de espessura) com a conversão de monômeros para uma variedade de resinas compostas (micropartículas, híbridas anteriores e posteriores). A espectrometria de infravermelho transformada de Fourier

usando reflexão total (ATR) foi utilizada e as amostras expostas por 40s por uma fonte halógena com irradiância de aproximadamente de 560 mW/cm². Estas foram armazenadas por 24 horas em ambiente escuro a 37° C e 100% de umidade antes dos testes. A microdureza Knoop e o grau de conversão foram obtidos no mesmo espécime nas respectivas espessuras. Os valores de microdureza Knoop, grau de conversão e a correspondência topo/base diminuíram com a profundidade. A análise de regressão revelou uma relação linear entre grau de conversão e dureza Knoop de cada compósito. Em resumo, enquanto a microdureza Knoop não pode ser usada para comparar diretamente a conversão dos diferentes compósitos testados, o uso da comparação base/topo para ambas as dureza e grau de conversão resultou em uma relação linear independente do tamanho das partículas ou carga inorgânica.

Uhl et al. em 2004 denominaram os aparelhos à base de LED de segunda geração que emitem alta intensidade de luz, New Blue. Estes investigadores pesquisaram o desempenho de um aparelho protótipo à base de LED com alta intensidade de luz (901 mW/cm²) e um aparelho de lâmpada halógena convencional Polofil (Voco) com intensidade de luz de 860 mW/cm². O espectro de luz dos aparelhos foi medido com o espectrômetro Tidas (J&M) e a potência dos aparelhos foi determinada com o Power Meter Molectron PM3 (Molectron Inc.). O desempenho dos aparelhos fotopolimerizadores foi avaliado medindo a microdureza Knoop e a profundidade de polimerização de resinas compostas utilizando um microdurômetro HMV-2000 Shimadzu e um penetrômetro respectivamente. As resinas compostas selecionadas foram admira (Voco) cores A2 e A 3,5 fotoativadas por 40 segundos. A resina composta Revolcin Flow (Merz Dental), contém coiniciadores, com absorção de luz com comprimento de onda abaixo de 410 nm. Para o ensaio de microdureza os corpos-de-prova foram confeccionados em matriz metálica, com 4 mm de diâmetro e 2 de profundidade. A matriz foi apoiada numa superfície escura e não reflexiva. Os corpos-de-prova foram armazenados à 37°C por 24 horas e submetido ao teste de prova de microdureza superficial, com carga de 200 g durante 10 segundos. Para o teste de profundidade de polimerização, os corpos-de-prova foram confeccionados em matriz metálica com 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade. Após a polimerização os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de profundidade de polimerização utilizando um penetrômetro. Os autores verificaram que o aparelho de lâmpada halógena emitiu luz no espectro da luz ultravioleta, o que pode ser uma vantagem para resinas compostas que contém fotoiniciadores excitados num

comprimento de onda de 410 nm e uma desvantagem para o paciente e para o cirurgião dentista, pois causa danos na visão e lesão na pele. O protótipo alcançou maior profundidade de polimerização que o aparelho de lâmpada halógena em todas as resinas compostas avaliadas. Não houve nenhuma diferença na dureza Knoop para as resinas compostas Z100 e admira, quando polimerizadas com o protótipo ou com o aparelho de lâmpada halógena. Porém a resina composta Revolcin Flow mostrou menor microdureza Knoop quando polimerizadas com aparelho à base de LED, pela presença de outros iniciadores, além da canforoquinona. A resina composta Z100 (3M) apresentou os maiores valores de microdureza Knoop, por apresentar maiores partículas de carga, e dessa forma os autores verificaram que, quanto maior as partículas de carga, maior a dureza da resina composta. Os resultados demonstraram que, os aparelhos à base de LED; de segunda geração; tem o potencial para substituir os aparelhos de lâmpada halógena.

Pires, em 2005 avaliou a eficiência de dois sistemas de fotoativação de resinas compostas, diodos emissores de luz (LED) e à base de lâmpada halógena, e verificou 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 2 mm de espessura e orifício central com diâmetro de 5 mm. 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 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 2 mm 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 100 g durante 10 s, 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 (2 mm-s, antes da tira de poliéster); 3ª) metade inferior do espécime, voltada para a fonte de luz (2 mm-i, depois da tira de poliéster), e 4ª) metade inferior do espécime, oposta à fonte de luz (4 mm 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 de 7 dias estocadas; 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 2 mm, 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 800 mW/cm²; II) LED de 250 a 330 mW/cm² e halógena de 340 a 500 mW/cm²; III) LED de 170 a 210 mW/cm² e halógena de 220 mW/cm²; IV) LED de 120 a 140 mW/cm²; e V) halógena de 600 mW/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.

Obici et al., em 2005 avaliaram o grau de conversão (GC) e a dureza

Knoop do compósito Z250 após o uso de diferentes métodos de fotoativação. De acordo com os resultados do estudo não houve diferença estatística de GC

33 independentemente do método de fotoativação empregado. Porém quando a dureza Knoop foi avaliada existiram diferenças entre os métodos de fotoativação. De acordo com os autores, a diferença dos valores de dureza Knoop encontrada no

compósito Z250 com mesmo GC é devido ao fato de que o uso de diferentes métodos de fotoativação pode produzir diferenças na estrutura da cadeia polimérica formada com aumento ou diminuição da densidade de ligações cruzadas do polímero formado. Altos níveis de irradiância, com uma correta correlação entre os espectros de saída de luz e absorção do fotoiniciador podem levar a um aumento da densidade de ligações cruzadas, e dessa forma, a um aumento do valor de dureza Knoop do compósito.

Bala; Ölmez; Kalayci, em 2005 avaliaram a profundidade de polimerização de algumas resinas compostas polimerizadas com fontes de luz halógena e LED. Foram confeccionados espécimes com dimensões de 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, com as resinas (Esthet-X e Filtek Z250), resinas condensáveis (Filtek P60, Prodigy, Surefil, Solitaire) e a resina Admira. Os materiais foram fotoativado por 40 segundos com as fontes de luz Hilux Ultra Plus (600 mW/cm²) e a LED Eljar Free Light (400 mW/cm²) e em seguida, foram submetidos à prova de profundidade de polimerização com espectroscopia infravermelho. Os resultados deste estudo mostraram que a LED, de forma geral; teve melhor alcance de polimerização ao ser comparada com a fonte convencional, sendo seu maior valor de 61% de polimerização e a de fonte halógena 55%. Sendo assim os autores podem concluir que, a tecnologia com fonte de luz LED de alta densidade de potência apresentam vantagens em comparação à lâmpada halógena, mesmo quando sua densidade total é menor que a lâmpada halógena devido a que existe uma menor concentração de luz emitida na região espectral de interesse para a polimerização dos materiais resinosos.

Ilie; Hickel, em 2006 examinaram as características de um novo material restaurador dentário à base de silorano, um monômero com uma nova composição química, e conseqüentemente foi comparada com resinas compostas com sua matriz já consagrada à base de metacrilato. Grau de conversão, microdureza e modulo de elasticidade foram avaliadas nas profundidades de 2, 4 e 6 mm, foi observado que depois de 20 minutos após a fotoativação encontra-se o maior grau de cura do material. A microdureza foi avaliada através do teste de microdureza Vickers, nenhuma diferença foi registrada entre as duas características de materiais em relação a sua microdureza. No entanto, o modulo de elasticidade da resina à base de silorano foi um pouco menor e a resistência a deformação foi maior do que a resina à base de metacrilato (Tetric EvoCeram). Concluíram então que, resinas à

base de silorano exibiram bom desempenho em testes de suas propriedades mecânicas, comparadas a resinas à base de metacrilato.

Schneider et al., em 2006 investigaram o grau de conversão de um compósito que foi fotoativado sob duas condições: 1- usando o tempo de fotoativação como indicado pelo fabricante e 2- mantendo o valor da densidade de energia entre as fontes de luz constante. O compósito dental usado foi o Filtek Z250. As fontes de luz usadas foram uma halógena (XL2500) e dois Diodos emissores de luz - LEDs (Ultrablue IS e Freelight). As fontes de luz foram usadas de acordo com as recomendações do fabricante (20s de fotoativação para todos os aparelhos) e de acordo com uma densidade energética padronizada em aproximadamente 13,5 J/cm² (fotoativação durante 20s com o XL2500, 30s com o Ultrablue IS e 50s com o Freelight). As amostras foram confeccionadas a partir de um molde com 3 mm de diâmetro e 2 mm de altura. O grau de conversão dos compósitos foi avaliado indiretamente através da dureza Knoop em três profundidades diferentes: topo (20-um de profundidade), média (1000-um de profundidade) e fundo (1980-um de profundidade). De acordo com os resultados do estudo, quando o compósito foi fotoativado de acordo com as recomendações do fabricante, não houve diferença estatisticamente significativa de dureza (grau de conversão) entre as amostras fotoativadas com o XL2500 e o Ultrablue IS, porém quando a amostra foi fotoativada com o aparelho Freelight as amostras demonstraram valores de dureza Knoop menores estatisticamente significativa. Quando o compósito foi fotoativado com a densidade de energia padronizada, não houve diferença estatisticamente significativa para nenhum valor de dureza Knoop quando a fotoativação das amostras foi realizada com qualquer tipo de fonte de luz. Dessa forma, compósitos fotoativados de acordo com as recomendações do fabricante (20s) com o aparelho Freelight, podem apresentar propriedades mecânicas inferiores, se comparado aos aparelhos XL2500 e Ultrablue IS.

Aravamudhan; Rakowski; Fan, em 2006 determinaram a correlação entre a intensidade de luz emitida por quatro fontes LED (Flashlite 1001, Freelight 2, Smartlite IQ e Ultralume 5) e uma fonte halógena (Optilux 501, com 8 e 11mm) e a profundidade de polimerização de uma resina composta com diferentes distâncias (0, 2, 4, 6, 8, 10 mm). A profundidade de cura do compósito TPH Spectrum na cor A2 foi mensurada de acordo com a ISO 4049. Cinco amostras com 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro para cada uma das fontes nas distâncias predeterminadas foram

polimerizadas por 20s. Os resultados demonstraram que para todas as fontes a intensidade diminuiu com o aumento da distância. Os autores documentaram uma correlação logarítmica entre intensidade e distância para todas as fontes com exceção a Smartlite IQ, Ultralume 5 e Optilux 501 com 11 mm de diâmetro, que mostrou uma relação linear entre intensidade e distância. Todas as fontes demonstraram uma correlação logarítmica entre intensidade e profundidade de cura, e uma correlação linear entre profundidade de cura e distância. Segundo os autores, enquanto ambas a intensidade e profundidade de cura diminuíram com o aumento da distância, a relação entre esses fatores e distância pode não ser similar para todas as fontes e dependem de características individuais dos aparelhos.

Calheiros et al., 2006 verificaram a influência de exposição radiante (H) em relação à tensão de contração (CS), grau de conversão (DC) e propriedades mecânicas de dois materiais restauradores (Filtek Z250-3M ESPE e Heliomolar-Ivoclar). Quatro níveis de exposição radiante (densidade de energia) foram estudados (6, 12, 24 ou 36 J/cm²) variando o tempo de exposição de luz (10, 20, 40 e 60 segundos, respectivamente) com uma potência contínua de 600 mW/cm² com uma fonte halógena (VIP- Bisco). O teste de stress de contração foi determinado em uma máquina Instron por 10 minutos do início da polimerização. O valor de tensão máxima foi convertido para stress nominal (MPa) dividido pela velocidade de secção da área do bastão de vidro. Cinco espécimes foram avaliados por grupo. O grau de conversão (DC), resistência flexural (FS), módulo flexural (FM) e microdureza Knoop (KHN) foram medidos depois de 24h de armazenamento a 37 °C. O grau de conversão foi mensurado pelo método de espectroscopia fotoacústica de infravermelho (PAS-IR) na superfície irradiada em três espécimes de cada grupo. A microdureza Knoop foi mensurada na superfície irradiada dos espécimes, idêntica àquela determinada para o grau de conversão. Os resultados demonstraram que para a resina Filtek Z250, nenhum aumento significativo foi observado em CS acima de 12 J/cm². DC e FM foram semelhantes em todos os valores de energia (H), enquanto FS aumentou significativamente entre 6 e 24 J/cm². A microdureza Knoop foi significativamente diferente entre todos os níveis de energia (H), exceto entre 12 e 24 J/cm². Para Heliomolar, CS e KHN aumentaram significativamente com a energia (H), exceto entre 24 e 36 J/cm². DC, FM e FS não variaram, apesar da exposição radiante. Os autores revelam que as variáveis testadas comportaram-se diferentemente. CS e KHN foram mais sensíveis a aumentos de energia (exposições

radiantes) que as outras propriedades avaliadas. FS só variou para Filtek Z250 enquanto, para ambos os materiais, DC e FM não foram afetados por diferentes valores de energia.

Rode; Kawano; Turbino, em 2007 avaliaram a influência da distância da ponta do fotopolimerizador na profundidade de polimerização utilizando a microdureza Vickers e determinando o grau de conversão utilizando o FT-Raman espectroscópio. As unidades de luz utilizadas foram a Halógena (500 mW/cm²) e LED (900 mW/cm²) em densidades de potência convencionais e Laser de Argônio (250 mW/cm²). O tempo de exposição foi de 40 segundos para a Luz Halógena, 20 segundos para LED e 20 e 30 segundos para Laser de Argônio. A ponta do fotopolimerizador foi utilizada nas distâncias de 0, 3, 6 e 9 mm utilizando anéis metálicos como apoio e controle dessas distâncias. A resina composta foi colocada em uma matriz preta em incrementos de 1 em 1 mm até 4 mm. A microdureza foi realizada com cinco endentações com 50 gf por 45 segundos. Os valores de microdureza e de grau de conversão foram analisados separadamente pelo método estatístico ANOVA e teste de Tukey, com nível de significância de 5 %. As análises foram correlacionadas utilizando o teste de Pearson. Com os resultados, puderam concluir que com o aumento da distância da ponta do aparelho fotoativador, produz uma diminuição nos valores de microdureza e nos de grau de conversão e que com o aumento das camadas de resina a também uma diminuição nos valores de microdureza e de grau de conversão. Uma grande correlação entre a microdureza e o grau de conversão foi apresentada. Os autores então sugeriram que as unidades de cura utilizadas promoveram um similar grau de conversão e de microdureza, desde que a camada de resina não seja maior que 1 mm e que a unidade de luz esteja até no máximo 3 mm de distância da superfície da resina.

Gamine et al. em 2008, avaliaram a influência das fontes fotoativadoras LED e halógena na microdureza Knoop da resina composta Z250 (3M – ESPE) na cor A3 em três profundidades distintas. Para tanto foram confeccionadas 20 cavidades classe I em terceiros molares humanos, separados em dois grupos (n=10). As cavidades foram preparadas nas dimensões 3 x 4 x 3 mm e as restaurações foram confeccionadas em três incrementos oblíquos, sendo a fotoativação de cada incremento realizada com 20 segundos em modo contínuo para fonte halógena ou 60 segundos para fonte LED (10 segundos em modo pulsante e 50 segundos em modo contínuo). Em seguida as amostras foram armazenadas por sete dias em

100% de umidade relativa na temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 1$ dia. Após o período de armazenagem, as coroas foram seccionadas no sentido méso-distal em cortadeira metalográfica. As raízes foram seccionadas logo abaixo da junção cimento-esmalte e perpendicularmente ao longo eixo do dente, sendo então descartadas. As hemicoroas foram incluídas em resinas de poliestireno e a superfície que continha a restauração recebeu acabamento com lixas de óxido de alumínio e polimento com disco de feltro. O ensaio de microdureza Knoop foi realizado com carga de 250 g durante 20 s. Foram realizadas 15 penetrações em cada hemicorona, sendo 5 em cada profundidade estudada. Os dados foram transformados em número de dureza Knoop (KHN), submetidos à análise de Variância e comparados pelo teste de Variação Múltipla de Tukey (5%). Os resultados obtidos revelaram que não houve diferença estatística significativa entre as profundidades estudadas. A maior média de dureza obtida foi com a fonte LED (82,98), apresentando diferença estatística significativa com a fonte halógena (61,27). Pode-se concluir que a densidade de energia dos aparelhos influenciou nos resultados de dureza obtidos.

Barreto, em 2009 analisou em sua tese de mestrado, a dureza Knoop de uma resina composta: influência da fotoativação por luz halógena ou LED, do tempo de armazenagem e do local de medição; foi realizado com o objetivo de investigar a influência do local de medição, do tempo decorrido após a fotoativação e do tipo de aparelho utilizado nos valores de dureza Knoop de uma resina composta. Para este propósito, a resina composta Filtek Z250 – UD (3M – ESPE) foi utilizada. Preparou-se 40 amostras cilíndricas com 6 mm de diâmetro e 2 mm de espessura em uma matriz de aço. As amostras foram fotopolimerizadas com um aparelho de quartzo tungstênio halógeno (QTH) – XL 2500 (3M – ESPE) e por um diodo emissor de luz (LED) – Ultrablue Is (DMC) com densidades de potência distintas (600 e 500 mW/cm² respectivamente) cujas densidades de energia foram padronizadas. As amostras foram armazenadas de $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 1h, 24h, 7 dias e 30 dias em água deionizada. Metade das amostras de cada grupo foi desgastada e as leituras de dureza Knoop foram realizadas no centro das amostras, 100 µm distantes das superfícies de topo, e base. Na outra metade as leituras foram realizadas no topo e na base das amostras sem que estas fossem seccionadas. Os resultados foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey adotando um nível de significância de 5%. O local de leitura não influenciou os valores de dureza Knoop; as amostras atingiram valores de dureza no máximo de 24

h após a fotoativação, exceto para as leituras no interior das amostras fotoativadas com LED que atingiram sua dureza máxima com 7 dias e o tipo de luz fotoativadora pouco influenciou os resultados.

Voltarelli et al., em 2009 avaliaram o efeito de unidades fotoativadoras (Luz Halógena, LED, Laser de Argônio e Arco de Plasma) e de testes (Ciclo Mecânico, Ciclo Térmico, armazenagem, e mistura de testes como Ciclo Mecânico + Ciclo Térmico e Ciclo Mecânico + Ciclo Térmico + armazenagem) a microdureza nas superfícies de base e de topo em cilindros de 2 mm de espessura. O teste de microdureza Knoop (25 g, 20 s) tanto na base quanto no topo foi realizado antes e depois dos testes. Para a base e o topo, antes dos testes, com Arco de Plasma demonstrou efetiva redução na polimerização quando comparado com Luz Halógena. Na superfície de topo, após o Ciclo Térmico, com Arco de Plasma e Laser de Argônio obtiveram também uma efetiva diminuição na polimerização quando comparada com Luz Halógena e LED. Para as quatro unidades de fotoativação, Ciclo Mecânico + Ciclo Térmico + armazenagem e só armazenagem tiveram efeito sobre os valores de microdureza. Na superfície de base, nenhuma diferença pode ser observada entre os testes realizados com Arco de Plasma. Entre todas as unidades de fotoativação, Arco de Plasma teve o menor rendimento em relação a qualidade e o processo de armazenamento foi o mais prejudicial para a microdureza.

Prince; Fahey; Felix, em 2010 compararam a eficiência de quatro LED para fotoativação de cinco resinas compostas em 10 segundos de 4 mm a 8 mm, dois de segunda geração (Bluephase 16i, Ivoclar Vivadent, e LEDemetron II, Kerr) e dois da terceira geração (UltraLume 5, Ultradent e Bluephase G2, Ivoclar Vivadent) foram comparados. Três diferentes tipos de fotoativação foram estabelecidos e conferidos através de um radiômetro. Cinco resinas compostas (Filtek Supreme A2B, 3M ESPE; Vit-I-escence A2, Ultradent; Aelite LS Posterior A2, Bisco; e Tetric EvoCeram A2 e Tetric EvoCeram Bleach M, ambas Ivoclar Vivadent) foram polimerizadas por 10 segundos de 4 a 8 mm. O teste de microdureza Knoop (50 gf) foi mensurado em 49 locais sobre as superfícies de topo e de base dos espécimes para determinar a eficiência de cada unidade fotoativadora desses 10 segundos. De 4 e 8 mm, o Bluephase G2 mostrou o mais amplo comprimento de onda, melhor irradiação e melhor densidade de energia. O Bluephase G2 realizou melhor cura e melhor dureza comparado aos outras três unidades fotoativadoras. A eficiência das unidades fotoativadoras em relação às cinco resinas compostas foi listada do mais eficiente ao

menos: Bluephase G2, UltraLume 5, Bluephase 16i e LEDemtron II. Os autores concluíram que LED como fotoativação de ser utilizado em pico único.

Cekic-Nagas et al., em 2010 compararam a microdureza de cinco resinas compostas, fotoativadas em diferentes irradiações e em diferentes distâncias (2 mm e 9 mm) usando três modos de polimerização (Luz Halógena, LED e Arco de Plasma). Os espécimes foram preparados com diferentes resinas compostas (Simile, Aelite Aesthetic Enamel, Clearfil AP-X, Grandio Caps e Filtek Z 250), num total de 210 discos de 2 mm de espessura e 6 mm de diâmetro. A fotoativação foi realizada utilizando Luz Halógena, LED e Arco de Plasma em duas distâncias (2 mm e 9 mm). Os espécimes (n=7 por grupo) foram armazenados secos e no escuro numa temperatura de 37⁰ C por 24 horas. A microdureza foi realizada na superfície de cada resina utilizando o teste de microdureza Vickers com a máquina (Shimadzu HMV). A análise estatística foi realizada utilizando o teste não paramétrico Kruskal Wallis e o teste de Mann-Whitney U. A análise estatística revelou que os grupos de resinas compostas, o tipo de luz utilizada pra cura e a distância da radiação tiveram efeitos nos valores de microdureza (P<0.05). Concluíram então que dentro dessa limitação de um estudo in-vitro: 1) LEDs de alta potência devem ser considerados mais efetivos do que a Luz Halógena e Arco de Plasma para a polimerização de resinas compostas; 2) as resinas compostas mostraram diferenças nos valores de microdureza Vickers, dependendo de sua composição, tipos de partículas e métodos de polimerização; 3) os valores de microdureza em quase todas as resinas diminuíram quando aumentado a distância de irradiação, exceto a Filtek Z 250 e Grandio Caps fotoativadas com Arco de Plasma, e Aelite Aesthetic Enamel fotoativadas com Luz Halógena.

Guiraldo et al., em 2010 avaliaram a influência de diferentes resinas compostas – Filtek P 90 (à base de silorano) e Heliomolar (à base de metacrilato) – após a fotoativação e a diminuição da microdureza Knoop entre a base e o topo dos espécimes polimerizados. A unidades de fotoativação utilizada foi Luz Halógena com densidade de potência de 900 mW/cm². Vinte corpos-de-prova foram realizados em forma cilindro (2 mm de espessura X 7 mm de diâmetro) de cada resina composta fotopolimerizada por 40 segundos. A microdureza Knoop de cada superfície foi mensurada através de 3 endentações. A diferença dos valores da superfície de base com a superfície de topo foi calculada. Os autores concluíram que a resina composta à base de silorano (Filtek P 90) obteve uma diferença significativa entre os

valores de microdureza de base e de topo (25%) em relação a resina à base de metacrilato (12%).

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a profundidade de polimerização através de testes de microdureza em dois tipos de resina composta com matrizes distintas utilizando um aparelho fotoativador do tipo LED, empregando-se diferentes densidades de energia, sendo avaliados no período inicial (baseline) e após 7 dias.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Para a realização deste estudo, dois diferentes tipos de resinas compostas foram selecionados, uma resina composta micro-híbrida, Filtek™ Z250 (3M/ESPE, Saint Paul – MN, USA), matiz A e croma 2 e uma resina composta micro-híbrida, Filtek™ P90 (3M/ESPE, Saint Paul – MN, USA), matiz A e croma 2 (Figura 1).

Figura 1 – Resinas compostas estudadas

A classificação, cor, sistema de ativação, fabricante, número de lote, ano e mês de validade estão especificadas na tabela 1.

TABELA 1 – Apresentação da marca comercial, classificação, cor, sistema de ativação, fabricante, número do lote, ano e mês de validade das resinas compostas utilizadas neste estudo.

MARCA COMERCIAL	CLASSIFICAÇÃO	COR	SISTEMA DE ATIVAÇÃO	FABRICANTE	NÚMERO DO LOTE	ANO/MÊS VALIDADE
FILTEK™ Z250	MICROHÍBRIDA	A 2	FOTOATIVÁVEL	3M/ESPE	N140765	JAN/2013
FILTEK™ P90	MICROHÍBRIDA	A 2	FOTOATIVÁVEL	3M/ESPE	N139697	SET/2011

O sistema restaurador Filtek™ Z250 tem sua matriz orgânica constituída basicamente por Bis-GMA (bisfenol A – diglicidil éter dimetacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) e Bis-EMA (bisfenol A – polietileno glicol dieter dimetacrilato) e partículas inorgânicas de zircônia e sílica com médio de 0,6 µm. Já o sistema restaurador Filtek™ P90 possui uma matriz orgânica a base de Silorano (siloxanos e oxiranos) e suas partículas inorgânicas são uma combinação de quartzo e fluoreto de ítreo radiopaco com tamanho médio de 0,47 µm. A tabela 2 ilustra a composição básica das resinas compostas utilizadas neste estudo, matriz orgânica, carga inorgânica, porcentagem em peso de carga e o tamanho médio das partículas.

TABELA 2 – Composição básica das resinas compostas utilizadas.

RESINA COMPOSTA	MATRIZ ORGÂNICA	COMPOSIÇÃO INORGÂNICA	PESO (%)	TAMANHO MÉDIO DAS PARTÍCULAS (µm)
FILTEK™ Z250	Bis-GMA, UDMA E Bis-EMA	ZIRCÔNIA, SÍLICA	78	0,6
FILTEK™ P90	SILORANO	QUARTZO, FLUORETO DE ÍTREO	76	0,47

Para polimerização das resinas compostas foi selecionado um aparelho fotoativador diodo emissor de luz (LED) Blue Star 3 Microdont (Micro Usinagem de Precisão Ltda.) (Figura 2). Este aparelho permite comando independentes de tempo (5, 10, 15 e 20 segundos) e densidade de potência de 1550 mW/cm². A tabela 3 ilustra as características do aparelho como o tipo de fonte de luz, comprimento de onda, densidade de potência e diâmetro da ponta guia.

Figura 2 – Aparelho fotopolimerizador utilizado

TABELA 3 – Características do aparelho fotopolimerizador utilizado.

	FABRICANTE	FONTE DE LUZ	COMPRIMENTO DE ONDA	DENSIDADE DE POTÊNCIA	DIÂMETRO DA PONTA GUIA
BLUE STAR 3	MICRODONT	LED	420-480NM	1550MW/CM ²	8MM

Diferentes densidades de potência foram estabelecidas, acoplando-se na ponteira de fibra óptica do referido aparelho um anel plástico limitador (Figura 3) e outros anéis distanciadores com comprimentos de 19, 9 e 5 mm (Figura 4) que determinavam, respectivamente densidades de potência de 600, 1000 e 1400 mW/cm². Para aferir e certificar as densidades de potência do aparelho fotopolimerizador foi utilizado um radiômetro (Curing Radiometer Model 100 P/N – 10503, Demetron Research Corporation, Demetron).

Figura 3 – Anel plástico limitador

Figura 4 – Anéis plásticos distanciadores

4.2 Métodos

4.2.1 Confeção da matriz e corpo de prova

Para a confecção dos espécimes de resina composta, foi utilizado o auxílio de matrizes compostas por placas metálicas (latão), redondas, cada uma com 1 mm de espessura e orifício central com diâmetro de 5 mm (Figura 5).

Figura 5 – Matrizes metálicas

A confecção de cada espécime foi realizada em três etapas. Inicialmente, para propiciar uma adequada reflexão de 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 matriz inferior foi posicionada sobre uma base plana de dentina, com 3 mm de espessura e 8mm de diâmetro (presa com resina no interior de uma placa de latão, sextavada, com 3mm de espessura e orifício central com diâmetro de 9mm), previamente fixada em um suporte metálico (Figura 6). Entre a referida base e a matriz inferior foi colocado, previamente, um

pedaço de tira de poliéster para evitar que a resina se adira à dentina (Figura 7). O suporte metálico, no qual a base de dentina estará fixada, contém uma cantoneira formada por duas barras metálicas, para permitir o correto posicionamento das matrizes, de maneira que os orifícios fiquem coincidentes e centralizados na base da dentina.

Figura 6 – Suporte Metálico

Com o auxílio de um instrumental metálico próprio, espátula para resinas mini 1 Goldstein Flexi-Thin (Hu-Friedy), possuindo ponta ativa achatada, foi utilizado para conduzir o material e capaz de condensá-lo dentro do orifício com ligeiro excesso (Figura 8).

Figura 7 – Tira de poliéster posicionado na base

Figura 8 – Resina sendo conduzida para o interior do orifício

Outro pedaço de tira de poliéster foi colocado sobre a matriz preenchida (Figura 9) e, com a parte lateral de uma placa de vidro, foi exercida uma pressão, com a finalidade de deixar a superfície lisa e plana (Figura 10).

Figura 9 – Tira de poliéster posicionado sobre a primeira matriz

Figura 10 – Placa de vidro exercendo pressão, deixando a superfície lisa e plana

Numa segunda etapa, outra matriz, foi posicionada sobre a primeira e seu orifício foi preenchido com resina composta, seguindo os mesmos passos operacionais descritos anteriormente, (Figura 11).

Figura 11 – Segunda matriz posicionada, preenchida com resina e seguindo os mesmos passos operacionais que a primeira

A matriz superior foi posicionada sobre a tira de poliéster que estava sobre a matriz intermediária, e seu orifício foi preenchido com resina composta, seguindo os mesmos passos operacionais descritos anteriormente, (Figura 12).

Figura 12 – Terceira matriz posicionada, preenchida com resina e seguindo os mesmos passos operacionais que a primeira

A fotoativação foi efetuada com numa angulação de 90° (Figura 13), deve-se salientar que o diâmetro da ponta de fibra ótica do aparelho utilizado para a fotoativação é de 8 mm, condição que permite o envolvimento de toda a dimensão do incremento. A ponta ativa do aparelho fotoativador esteve em contato com a tira de poliéster, esta colocada sobre a superfície da matriz superior com a finalidade de uma completa polimerização sem que haja presença de oxigênio na última camada.

Figura 13 – Ponta ativa do aparelho fotoativador em contato com a tira de poliéster, numa angulação de 90°

Assim, cada espécime foi composto de três partes, uma inferior, uma intermediária e outra superior, cada uma com 1 mm de profundidade e 5mm de diâmetro, todas contidas no interior de cada matriz (Figura 14).

Figura 14 – Espécime formado por três partes, uma inferior, uma intermediária e uma superior

4.2.2 Grupos a serem estudados

Os espécimes foram divididos em 8 grupos ($n=10$) de acordo com a densidade de potência e o tempo de fotoativação. A fotoativação foi realizada utilizando o aparelho LED Blue Star 3 Microdont (Micro Usinagem de Precisão Ltda.) As densidades de potência deste aparelho foram monitoradas antes de cada utilização com um radiômetro (Curing Radiometer Model 100 P/N – 10503, Demetron Research Corporation, Demetron). Fotoativações foram realizadas com densidades de potência de 600 mW/cm^2 no tempo de 40s, 1000 mW/cm^2 no tempo de 40s, 1000 mW/cm^2 no tempo de 20s e 1400 mW/cm^2 no tempo de 20s.

A Tabela 4 ilustra a distribuição dos corpos de prova de acordo com os grupos experimentais.

TABELA 4 - Classificação dos espécimes em grupos com suas respectivas resinas compostas e densidades de potência.

RESINA COMPOSTA	NÚMERO DE CORPOS-DE-PROVA	DIFERENTES PROFUNDIDADES	DENSIDADES DE POTÊNCIA/TEMPO
FILTEK™ P90	10	0MM, 1MM, 2MM E 3MM	600MW/CM ² – 40s, 1000MW/CM ² – 40s, 1000MW/CM ² – 20s, 1400MW/CM ² – 20s
FILTEK™ Z250	10	0MM, 1MM, 2MM E 3MM	600MW/CM ² – 40s, 1000MW/CM ² – 40s, 1000MW/CM ² – 20s, 1400MW/CM ² – 20s

RESINA COMPOSTA FILTEK™ P90

600 MW/cm²—40s 1 000 MW/cm²—40s 1 000 MW/cm²—20s 1 400 MW/cm²—20s

0MM/1MM

0MM/1MM

0MM/1MM

0MM/1MM

2MM/3MM

2MM/3MM

2MM/3MM

2MM/3MM

G1

G2

G3

G4

RESINA COMPOSTA FILTEK™ Z250

600 MW/cm²—40s 1 000 MW/cm²—40s 1 000 MW/cm²—20s 1 400 MW/cm²—20s

0MM/1MM

0MM/1MM

0MM/1MM

0MM/1MM

2MM/3MM

2MM/3MM

2MM/3MM

2MM/3MM

G5

G6

G7

G8

4.2.3 Determinação da microdureza superficial inicial

Após a fotoativação, as matrizes foram separadas e impressões de dureza Knoop (dureza inicial ou imediata) foram realizadas na face inferior de cada matriz e na matriz superior, também foi realizado na face superior. Sendo: 1^a) superfície superior da resina composta da matriz superior, voltada para a fonte de luz (0mm = superfície de topo); 2^a) superfície inferior da resina composta da matriz superior (1mm de profundidade); 3^a) superfície inferior da resina composta da matriz intermediária (2mm de profundidade); 4^a) superfície inferior da resina composta da matriz inferior (3mm de profundidade ou superfície de base).

A microdureza inicial dos corpos de prova foi determinada com o microdurômetro SHIMADZU MICRO HARDNESS TESTER (Japão), modelo HMV-2000, acoplado a um software – sistema digital de análise de imagem CAMS-WIN (New Age Industries – USA) (Figura 15) para Windows, com uma ponta penetradora de diamante, tipo Knoop, formato piramidal, com carga estática de 50g aplicada por 30 segundos. Em cada face foram realizadas cinco medições aleatórias, englobando diferentes áreas da superfície, sendo que a microdureza individual de cada face foi a média aritmética dos valores obtidos. As medições foram estabelecidas por meio de duas marcas pontilhadas que se sobrepõe aos vértices agudos do losango determinando o comprimento da diagonal maior (Figura 16). O valor de microdureza superficial foi dado por meio de cálculos automáticos feitos pelo software.

Figura 15 – Microdurômetro

Figura 16 – Microdureza superficial

4.2.4 Armazenamento dos corpos de prova

Primeiramente, todos os 80 corpos-de-prova foram identificados com números em sua face lateral e armazenados de acordo com o grupo experimental, em oito frascos escuros e opacos devidamente identificados. No interior de cada um destes frascos, além dos corpos-de-prova, foram colocados 10 ml de água deionizada, em seguida, foram armazenados em estufa por um período de sete dias à temperatura de 37°C e umidade absoluta de 100%. Este período é necessário para que ocorra a absorção de água pelo material restaurador e estabilidade da massa, bem como para que a reação de polimerização se complete, o que é característico deste material.

4.2.5 Determinação da microdureza superficial final

Após a idade de sete dias, os espécimes foram removidos da água deionizada, secos com gaze e novas leituras foram realizadas (dureza final), seguindo o mesmo método utilizado para a obtenção da dureza inicial, totalizando 1600 medições.

4.2.6 Análise estatística

O teste de variância a quatro critérios revelou interação entre os fatores testados (resina, densidade de energia, profundidade e tempo).

A média dos valores de dureza Knoop de cada um dos corpos-de-prova, em cada profundidade analisada (0 mm, 1 mm, 2 mm e 3 mm), obtidas nas amostras confeccionadas com duas resinas diferentes (Z 250 e P 90), para cada densidade de energia diferente (600 mW/cm² 40s, 1000 mW/cm² 40s, 1000 mW/cm² 20s, 1400 mW/cm² 20s) nas duas idades avaliadas (inicial e final), foi analisada através do teste de Tukey, e o valor alfa de 5% foi considerado como significativo.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Neste capítulo, encontram-se os resultados obtidos através do método descrito no capítulo anterior.

Foi utilizado o teste de variância a quatro critérios, este revelou interação entre os fatores testados (resina, densidade de energia, profundidade e tempo), demonstrando que qualquer uma das condições avaliadas influenciou significativamente ($p < 0,05$) nos valores de dureza Knoop.

Assim, o teste de Tukey, que é um teste de comparação de médias, foi utilizado separadamente para o baseline e para 7 dias (inicial e final), comparações com $P < 0,05$ indicam diferença estatisticamente significativa.

As tabelas 5, 6, 7, e 8 apresentam as médias dos valores de dureza Knoop e seu desvio padrão relacionados ao protocolo de fotoativação utilizado, densidade de energia, para cada mm de cada corpo-de-prova.

TABELA 5 – Valores de dureza Knoop - Resina P 90 no tempo inicial, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.

P 90 – BASELINE				
	0MM	1MM	2MM	3MM
600 MW/CM ² 40s	34,57 (1,89)	30,15 (1,79)	22,12 (1,34)	10,89 (1,25)
1000 MW/CM ² 40s	49,30 (1,40)	41,82 (1,35)	32,70 (1,44)	23,75 (0,90)
1000 MW/CM ² 20s	55,30 (2,18)	48,67 (2,36)	36,29 (1,62)	24,77 (2,38)
1400 MW/CM ² 20s	64,32 (1,64)	58,36 (0,88)	46,89 (2,38)	29,52 (1,53)

TABELA 6 – Valores de dureza Knoop - Resina P 90 no tempo final, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.

P 90 – 7 DIAS				
	0MM	1MM	2MM	3MM
600 mW/cm² 40s	54,90 (2,17)	53,58 (4,36)	49,17 (4,11)	44,21 (1,94)
1000 mW/cm² 40s	66,93 (2,75)	63,76 (2,95)	56,01 (2,63)	53,99 (2,53)
1000 mW/cm² 20s	81,47 (3,06)	73,29 (4,22)	65,58 (2,17)	56,98 (1,76)
1400 mW/cm² 20s	85,60 (2,42)	81,59 (1,14)	71,22 (1,17)	60,47 (4,37)

TABELA 7 – Valores de dureza Knoop - Resina Z 250 no tempo inicial, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.

Z 250 – BASELINE				
	0MM	1MM	2MM	3MM
600 mW/cm² 40s	64,75 (2,27)	56,97 (2,01)	47,36 (1,86)	34,31 (3,13)
1000 mW/cm² 40s	74,49 (1,47)	67,57 (1,52)	63,80 (1,64)	54,50 (1,87)
1000 mW/cm² 20s	79,91 (4,02)	75,94 (2,34)	65,04 (3,57)	53,29 (3,23)
1400 mW/cm² 20s	91,20 (1,09)	82,25 (2,83)	70,40 (4,35)	62,91 (2,48)

TABELA 8 – Valores de dureza Knoop - Resina Z 250 no tempo final, relacionando as diferentes densidades de energia em cada mm avaliado.

Z 250 – 7 DIAS				
	0MM	1MM	2MM	3MM
600 mW/cm² 40s	92,25 (2,68)	83,28 (2,47)	69,29 (1,37)	56,83 (3,28)
1000 mW/cm² 40s	100,16(4,43)	97,98 (2,92)	91,82 (2,85)	85,62 (3,87)
1000 mW/cm² 20s	104,79(2,42)	95,94 (1,57)	85,99 (2,23)	77,92 (4,93)
1400 mW/cm² 20s	129,60(3,60)	111,50(1,65)	101,01(1,22)	91,08 (2,86)

De acordo com as médias dos valores de dureza Knoop obtidos, pode-se constatar que houve um aumento estatisticamente significativo ($P>0,05$) em relação ao uso dos diferentes protocolos de fotoativação utilizados nessa pesquisa. Em todas as profundidades mensuradas, o protocolo de fotoativação com menores valores foi 600 mW/cm² e o protocolo com maiores médias dos valores de dureza

Knoop foi 1400 mW/cm^2 , houve então um aumento dos valores de dureza Knoop em relação ao aumento da densidade de potência.

As tabelas 9, 10, 11, e 12 apresentam as médias dos valores de dureza Knoop e seu desvio padrão e o valor de P, relacionados à densidade de potência de 1000 mW/cm^2 , em seus diferentes tempos de fotoativação (20 e 40 segundos) a cada mm de cada corpo-de-prova.

TABELA 9 – Valores de dureza Knoop - Resina P 90 no tempo inicial, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm^2 em cada mm avaliado.

P 90 – BASELINE			
1000 MW/CM ²			
	20 SEGUNDOS	40 SEGUNDOS	
0 MM	55,30 (2,18)	49,30 (1,40)	
1 MM	48,67 (2,36)	41,82 (1,35)	
2 MM	36,29 (1,62)	32,70 (1,44)	
3 MM	24,77 (2,38)	23,75 (0,90)	

TABELA 10 – Valores de dureza Knoop - Resina P 90 no tempo final, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm^2 em cada mm avaliado.

P 90 – 7 DIAS			
1000 MW/CM ²			
	20 SEGUNDOS	40 SEGUNDOS	
0 MM	81,47 (3,06)	66,93 (2,75)	
1 MM	73,29 (4,22)	63,76 (2,95)	
2 MM	65,58 (2,17)	56,01 (2,63)	
3 MM	56,98 (1,76)	53,99 (2,53)	

TABELA 11 – Valores de dureza Knoop - Resina Z 250 no tempo inicial, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm² em cada mm avaliado.

Z 250 – BASELINE			
1000 mW/cm²			
	20 SEGUNDOS	40 SEGUNDOS	
0 MM	79,91 (4,02)	74,49 (1,47)	
1 MM	75,94 (2,34)	67,57 (1,52)	
2 MM	65,04 (3,57)	63,80 (1,64)	
3 MM	53,29 (3,23)	54,50 (1,87)	

TABELA 12 – Valores de dureza Knoop - Resina Z 250 no tempo final, relacionando os tempos de fotoativação (20s e 40s) na densidade de potência de 1000 mW/cm² em cada mm avaliado.

Z 250 – 7 DIAS			
1000 mW/cm²			
	20 SEGUNDOS	40 SEGUNDOS	
0 MM	104,79(2,42)	100,16(4,43)	
1 MM	95,94 (1,57)	97,98 (2,92)	
2 MM	85,99 (2,23)	91,82 (2,85)	
3 MM	77,92 (4,93)	85,62 (3,87)	

Em relação as tabelas 9, 10, 11 e 12, pode-se observar que não houve diferença estatisticamente significante nos valores de dureza Knoop, dos grupos fotoativados com densidade de potência de 1000 mW/cm², com tempos diferentes (20 segundos e 40 segundos), em profundidades iguais utilizando a mesma resina composta no mesmo período (inicial e final).

As tabelas 13, 14, 15, e 16 apresentam as médias dos valores de dureza Knoop e seu desvio padrão relacionados a cada mm de profundidade com os diferentes protocolos de fotoativação.

TABELA 13 – Valores de dureza Knoop - Resina P 90 no tempo inicial, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.

P 90 – BASELINE				
	600 mW/cm² 40s	1000 mW/cm²	1000 mW/cm²	1400 mW/cm²
		40s	20s	20s
0 MM	34,57 (1,89)	49,30 (1,40)	55,30 (2,18)	64,32 (1,64)
1 MM	30,15 (1,79)	41,82 (1,35)	48,67 (2,36)	58,36 (0,88)
2 MM	22,12 (1,34)	32,70 (1,44)	36,29 (1,62)	46,89 (2,38)
3 MM	10,89 (1,25)	23,75 (0,90)	24,77 (2,38)	29,52 (1,53)

TABELA 14 – Valores de dureza Knoop - Resina P 90 no tempo final, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.

P 90 – 7 DIAS				
	600 mW/cm² 40s	1000 mW/cm²	1000 mW/cm²	1400 mW/cm²
		40s	20s	20s
0 MM	54,90 (2,17)	66,93 (2,75)	81,47 (3,06)	85,60 (2,42)
1 MM	53,58 (4,36)	63,76 (2,95)	73,29 (4,22)	81,59 (1,14)
2 MM	49,17 (4,11)	56,01 (2,63)	65,58 (2,17)	71,22 (1,17)
3 MM	44,21 (1,94)	53,99 (2,53)	56,98 (1,76)	60,47 (4,37)

TABELA 15 – Valores de dureza Knoop - Resina Z 250 no tempo inicial, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.

Z 250 – BASELINE				
	600 mW/cm² 40s	1000 mW/cm²	1000 mW/cm²	1400 mW/cm²
		40s	20s	20s
0 MM	64,75 (2,27)	74,49 (1,47)	79,91 (4,02)	91,20 (1,09)
1 MM	56,97 (2,01)	67,57 (1,52)	75,94 (2,34)	82,25 (2,83)
2 MM	47,36 (1,86)	63,80 (1,64)	65,04 (3,57)	70,40 (4,35)
3 MM	34,31 (3,13)	54,50 (1,87)	53,29 (3,23)	62,91 (2,48)

TABELA 16 – Valores de dureza Knoop - Resina Z 250 no tempo final, relacionando as profundidades avaliadas em cada protocolo de fotoativação utilizado.

Z 250 – 7 DIAS				
	600 mW/cm² 40s	1000 mW/cm²	1000 mW/cm²	1400 mW/cm²
		40s	20s	20s
0 MM	92,25 (2,68)	100,16(4,43)	104,79(2,42)	129,60(3,60)
1 MM	83,28 (2,47)	97,98 (2,92)	95,94 (1,57)	111,50(1,65)
2 MM	69,29 (1,37)	91,82 (2,85)	85,99 (2,23)	101,01(1,22)
3 MM	56,83 (3,28)	85,62 (3,87)	77,92 (4,93)	91,08 (2,86)

De acordo com as médias dos valores de dureza Knoop obtidos, pode-se constatar que houve uma diminuição estatisticamente significativa ($P>0,05$) em relação à profundidade de cada corpo-de-prova. Em todos os protocolos de fotoativação, ocorreu, juntamente com o aumento da profundidade, uma diminuição dos valores de dureza Knoop, havendo então uma relação que quanto mais profundo, menor os valores de dureza Knoop mensurados.

As tabelas 17 e 18 apresentam as médias dos valores de dureza Knoop e seu desvio padrão relacionados com o mesmo protocolo de fotoativação na mesma profundidade só que comparando no tempo inicial (Baseline) e o tempo final (7 dias).

TABELA 17 – Valores de dureza Knoop - Resina P 90, relacionando o mesmo protocolo de fotoativação na mesma profundidade em idades diferentes.

P 90			
		BASELINE	7 DIAS
600 MW/cm ² 40s	0 MM	34,57 (1,89)	54,90 (2,17)
	1 MM	30,15 (1,79)	53,58 (4,36)
	2 MM	22,12 (1,34)	49,17 (4,11)
	3 MM	10,89 (1,25)	44,21 (1,94)
1000 MW/cm ² 40s	0 MM	49,30 (1,40)	66,93 (2,75)
	1 MM	41,82 (1,35)	63,76 (2,95)
	2 MM	32,70 (1,44)	56,01 (2,63)
	3 MM	23,75 (0,90)	53,99 (2,53)
1000 MW/cm ² 20s	0 MM	55,30 (2,18)	81,47 (3,06)
	1 MM	48,67 (2,36)	73,29 (4,22)
	2 MM	36,29 (1,62)	65,58 (2,17)
	3 MM	24,77 (2,38)	56,98 (1,76)
1000 MW/cm ² 40s	0 MM	64,32 (1,64)	85,60 (2,42)
	1 MM	58,36 (0,88)	81,59 (1,14)
	2 MM	46,89 (2,38)	71,22 (1,17)
	3 MM	29,52 (1,53)	60,47 (4,37)

TABELA 18 – Valores de dureza Knoop - Resina Z 250, relacionando o mesmo protocolo de fotoativação na mesma profundidade em idades diferentes.

Z 250			
		BASELINE	7 DIAS
600 MW/cm² 40s	0 MM	64,75 (2,27)	92,25 (2,68)
	1 MM	56,97 (2,01)	83,28 (2,47)
	2 MM	47,36 (1,86)	69,29 (1,37)
	3 MM	34,31 (3,13)	56,83 (3,28)
1000 MW/cm² 40s	0 MM	74,49 (1,47)	100,16(4,43)
	1 MM	67,57 (1,52)	97,98 (2,92)
	2 MM	63,80 (1,64)	91,82 (2,85)
	3 MM	54,50 (1,87)	85,62 (3,87)
1000 MW/cm² 20s	0 MM	79,91 (4,02)	104,79(2,42)
	1 MM	75,94 (2,34)	95,94 (1,57)
	2 MM	65,04 (3,57)	85,99 (2,23)
	3 MM	53,29 (3,23)	77,92 (4,93)
1000 MW/cm² 40s	0 MM	91,20 (1,09)	129,60(3,60)
	1 MM	82,25 (2,83)	111,50(1,65)
	2 MM	70,40 (4,35)	101,01(1,22)
	3 MM	62,91 (2,48)	91,08 (2,86)

Em relação as tabelas 17 e 18, pode-se observar que houve diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza Knoop, dos grupos avaliados no baseline (dureza inicial) e após 7 dias de armazenamento (dureza final). Pode-se constatar que houve um aumento ($P>0,05$) em todos os grupos, dos valores de dureza Knoop, quando mensurados após 7 dias de armazenamento.

As tabelas 19 e 20 mostram os resultados das médias dos valores de dureza Knoop e comparações entre os fatores estudados.

TABELA 19 – Valores de dureza Knoop - Resultado do teste de Tukey, com nível de significância de 5%, comparando os fatores na idade inicial, onde grupos com X na mesma coluna não possuem diferença estatisticamente entre si.

[illegible]

Pode-se constatar através dos resultados das tabelas 19 e 20 que:

- 1) A resina composta P 90 obteve menores médias dos valores de dureza Knoop em relação à outra resina composta estudada, Z 250;
 - 2) De acordo com o aumento da densidade de potência, os valores de dureza Knoop aumentaram também;
 - 3) Quanto maior a profundidade, menor o valor de dureza Knoop;
 - 4) Valores de dureza Knoop final foram maiores após 7 dias em comparação a dureza Knoop inicial.
-

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O presente estudo laboratorial avaliou a profundidade de polimerização, de dois tipos de resina composta com matrizes distintas no tempo inicial e 7 dias após a fotoativação realizada com LED. Foi observado que a resina Z 250, com matriz à base de metacrilato obteve valores superiores à resina composta à base de silorano.

Nesta pesquisa foi utilizado resinas com diferentes matrizes, Filtek™ Z 250 à base de metacrilato e Filtek™ P 90 à base de silorano e para padronizar o estudo foi utilizado a cor A2.

A empresa 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA, introduziu recentemente no mercado uma resina composta à base de Silorano (Filtek™ P 90). Esta foi lançada no mercado, pois é um material restaurador para dentes posteriores, possui baixa contração e é baseada na química do Silorano e não contém monômeros metacrilatos. Os monômeros de anéis-abertos oferecem uma baixa contração de polimerização.

A seleção da resina composta Filtek Z-250 à base de metacrilato, como controle para o presente estudo se deu em função de alguns requisitos como a grande aceitação no mercado odontológico, excelente facilidade de manipulação e propriedades mecânicas elevadas, bem como um grande número de estudos científicos nacionais e estrangeiros publicados na literatura (PRINCE et al., 2010; RODE et al., 2007; CEKIC-NAGAS et al., 2010; VOLTARELLI et al., 2009; CRUZ et al., 2000).

A composição básica de uma resina composta não é, teoricamente, o único determinante das propriedades do material polimerizado, uma vez que existe grande dependência do modo como este material foi ativado para sofrer a conversão de monômero para polímero. Entretanto, para qualquer formulação de material, as características de polimerização são governadas principalmente pela efetividade da fonte de irradiação, considerando a densidade de potência ou intensidade de luz emitida, a distribuição da mesma no espectro de luz visível, a distância da fonte ativadora e o tempo de ativação (LEONARD, 2002).

O conhecimento da faixa de distribuição dos comprimentos de onda gerados pela luz visível e também a faixa efetiva para a polimerização dos materiais

fotossensíveis, faz-se necessário para melhorar a compreensão do desempenho dos aparelhos em discussão. A faixa de luz visível, perceptível ao olho humano, possui uma extensão que alcança os comprimentos de onda de 400 a 700nm. Dentro dessa faixa de luz visível, a extensão de comprimentos de onda efetivos para a polimerização dos materiais restauradores fotoativados vai de 400 a 500nm. Os comprimentos de onda na região ultravioleta, abaixo de 400nm, poucos contribuem e devem, preferencialmente, ser eliminados. Aqueles acima de 500nm também contribuem muito pouco para a polimerização, além de produzirem calor potencialmente deletério para a polpa e tecidos moles (NOMOTO, 1997).

Empregados desde o final da década de 70, devido à efetividade comprovada e custo relativamente baixo, o aparelho de lâmpada halógena é um dos mais utilizados nos consultórios odontológicos. A extensão de comprimentos de onda emitidos é tão ampla quanto à da luz branca, sendo muitos destes desnecessários ao processo de fotopolimerização (SHORTALL; HARRINGTON, 1996). Com o auxílio de filtros, o espectro de luz é emitido no comprimento de onda na faixa azul, ou seja, dentro da faixa de absorção dos fotoiniciadores. O filtro também possui a finalidade de minimizar o calor, devido à transmissão da luz pela incandescência do filamento de tungstênio, que emite energia em excesso, não utilizada para a fotopolimerização. Devido às altas temperaturas geradas, variações da condição física da lâmpada (bulbo) diminuem a densidade de potência ou intensidade de luz emitida e o potencial de polimerização do aparelho. A intensidade de luz ideal requerida para os aparelhos de lâmpada halógena é de 400mW/cm^2 , visto que muita energia emitida é convertida em calor e em espectros de luz com comprimentos de onda supérfluos, portanto apenas uma porcentagem da energia luminosa emitida será realmente aproveitada para fotopolimerização (PARK et al., 1999). A conversão da energia elétrica para energia de fotoativação para as lâmpadas halógenas (QTH) é muito baixa. Cerca de 70% da energia de entrada é convertida em calor, e somente 10% em luz visível. Desta luz visível (10%), mais de 90% é perdida devido ao uso de filtros. Por fim, a produção de luz azul é somente 1% da energia total de entrada (TSAI et al., 2004).

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). O mecanismo pelo qual a luz é gerada nos aparelhos LED é a combinação de semicondutores, que emitem luz azul por mecanismo de

eletroluminescência. Constitui-se de uma junção de tipo p-n, isto é, apresenta de um lado um semiconductor negativo, doador de elétrons e de outro, um semiconductor positivo, rico em espaços receptores de elétrons. Quando uma tensão é aplicada, capaz de romper a barreira de energia interna denominada GAP, ocorre a passagem de elétrons da camada de valência para a camada de condução, gerando um fluxo de elétrons e espaços. Na junção p-n ocorre o decaimento de elétrons, pela recombinação do par elétron-espaço, ocorrendo a emissão de fótons. Além de emitirem luz numa estreita faixa de comprimento de onda, entre 450 e 490 nanômetros, bastante próxima ao pico de absorção máxima da canforoquinona (468nm), são compactos e mais resistentes ao impacto e vibração (MILLS, 1995; FRANCO; LOPES, 2003). São aparelhos que não necessitam de filtros, uma vez que os comprimentos de onda inespecíficos, não importantes para a fotoativação, não são gerados. Nesse sentido, a energia geradora de calor, na faixa de 500nm, não é emitida, levando a um mínimo aquecimento, fato este, que pode ser explicado pela eficiência de conversão da energia elétrica para energia de fotoativação, maior para os LEDs azuis do que para lâmpadas QTH convencionais (14% versus 1%, respectivamente) (TSAI et al., 2004).

De acordo com as observações acima, no presente estudo foi utilizado apenas uma fonte de luz fotoativadora, LED (Blue Star 3 Microdont - Micro Usinagem de Precisão Ltda) em diferentes densidades de energia.

Apresentam, ainda, como segunda grande vantagem sobre os aparelhos de fonte halógena, a vida útil extremamente longa de 10.000 horas (JANDT, 2000; MILLS, 1995; NOMOTO, 1997) comparado às fontes halógenas que apresentam uma média de 38,6 horas (GAUDET et al., 2002) e capazes de alcançarem densidades de potências altas, como a deste trabalho (1400 mW/cm^2).

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 (ANUSAVICE, 1998; CRAIG, 1981; BLANKENAU, 1983; WATTS et al., 1984).

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.

De acordo com a ADA (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.

De Gee; ten Harkel-Hagenaar; Davidson (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; FAN, 1984), afirmam que os dois últimos sobrestimam a profundidade de polimerização.

Yearn em 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.

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 6 mm 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.

Segundo Anusavice (1998), 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.

No capítulo de revisão da literatura verifica-se que muitos pesquisadores avaliaram a eficiência dos protocolos de fotoativação, em amostras de resinas compostas, através de testes de dureza superficial para verificar a profundidade de polimerização proporcionada (ANUSAVICE, 1998; CRAIG, 1981; BLANKENAU, 1983; WATTS et al., 1984). Esse tipo de teste é de fácil execução e se mostrou mais eficiente que o de raspagem preconizado pela ISSO 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 50 gramas durante 30 segundos.

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 trabalhos de outros autores (BLANKENAU, 1983; KILIAN, 1979; MENEZES, 1997).

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 (WATTS et al., 1984; TJAN et al., 1989; STANFORD et al., 1986; PFEIFER et al., 2002). Kilian; Mullen em 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. (1982), e Denyer; Shaw (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; Combe (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 ADA (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 controlada. 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 ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$ e $50\pm 10\%$, respectivamente), todos os espécimes foram confeccionados, com auxílio de matrizes metálicas (latão).

Fan et al. (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.

Consequentemente, 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.

Afirmam que podem ser instrumentos muito úteis para monitorar periodicamente a intensidade de luz das unidades fotoativadoras. Essa afirmação é reforçada por Fowler; Swartz; Moore (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 e Wakefield (1995), em um estudo onde avaliaram a eficiência de um radiômetro em prever a profundidade de polimerização de materiais fotoativáveis; por Leinfelder (1999), em um artigo onde questiona qual seria a melhor intensidade de luz para a fotoativação das resinas compostas; e por Pilo; Oelgiesser; Cardash (1999), numa

avaliação da intensidade de luz de 130 aparelhos fotoativadores utilizados em clínicas odontológicas particulares.

Corroborando os achados desses autores, Montenegro et al. (2003), também enfatizam a importância dos radiômetros para aferir a intensidade de luz das unidades fotoativadoras. Para certificar e aferir a intensidade de luz emitida pelo aparelho fotoativador, antes da confecção de cada corpo de prova, foi utilizado um radiômetro.

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 e Franco (1997) relacionaram profundidade de polimerização com intensidade de luz; Marais et al. (1997), afirmaram que o aumento da intensidade de luz possibilita um aumento de dureza até a profundidade de 2mm, enquanto Pereira et al. (1997), conseguiram uma polimerização uniforme com 4mm de espessura de resina composta usando uma intensidade de luz de 800mW/cm². Fujibayashi et al. (1999), verificaram que LEDs de alta intensidade produzem maior profundidade de polimerização e maior grau de conversão.

Segundo alguns fabricantes, determinados materiais oferecem maior profundidade de polimerização, podendo ser inseridos no preparo cavitário em incremento de 5 mm 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. (1999), Poskus; Meira; Cardoso (1999) e também Seabra (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 (HANSEN; ASMUSSEN, 1997; POSKUS et al., 1999).

No presente trabalho, a análise dos valores de dureza na profundidade de 0, 1, 2 e 3 mm certificou a influência do aumento da profundidade sobre a diminuição do grau de polimerização. Considerando que, clinicamente, a utilização de um incremento maior que 2 mm de espessura de resina fotoativável é contra-indicada.

Para as restaurações diretas com resinas fotoativáveis, tanto a ADA (1985) como a ISO 404966 (1988), recomendam 2 mm como espessura máxima do incremento para inserção e fotoativação.

O mais comum fotoiniciador usado em materiais restauradores é a canforoquinona (CQ).

De acordo com o fabricante da 3M ESPE Filtek P90 Resina Composta Posterior de Baixa Contração, um componente do sistema iniciador também é a canforoquinona, igual a grande parte das resinas com a química de metacrilato, que é ativado pelo espectro de luz das fontes de luz convencionais odontológicas. Esta resina pode ser polimerizada com dispositivos halógenos bem como LEDs.

Outros componentes do sistema iniciador são os sais iodônio e doadores de elétrons, que geram as espécies catiônicas reativas que iniciam o processo de polimerização de aberturados anéis.

O sistema iniciador da resina Filtek P90 foi desenhado para que a cinética de polimerização resultasse em uma menor tensão de polimerização. Ao gerar uma baixa contração e ser estável em luz ambiente, os tempos para polimerização de incrementos da resina Filtek P90 puderam ser mantidos semelhantes às resinas compostas convencionais: Para dispositivos LED, o espectro da onda de luz 430-480nm, quando utilizado com densidade de potência de 500-1000 mW/cm² (40 segundos) e quando utilizado com densidade de potência de 1000-1500 mW/cm² (20 segundos).

No presente estudo, foi avaliado a profundidade de polimerização na mesma condição de fotopolimerização (1000 mW/cm²), modificando apenas os segundos de fotoativação (20 e 40 segundos) e foi constatado que esta de acordo com o fabricante, não tendo nenhuma diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza Knoop a 1000 mW/cm², tanto a 20 segundos quanto a 40 segundos.

No entanto, o caráter cumulativo do sistema iniciador da resina Filtek P90 requer um tempo mínimo de fotopolimerização de 20 segundos que não pode ser compensado por maiores intensidades. Fontes de luz com intensidades muito altas como lâmpadas de arco de plasma e lasers não permitem tempos de presa suficientemente longos devido ao aquecimento do dente. Portanto, lâmpadas de arco de plasma, lasers e outras fontes de luz de alta intensidade são contraindicadas para serem usados com a resina Filtek P90.

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 causando estas falhas (ANUSAVICE, 1998; CRAIG, 1981; BLANKENAU, 1983; WATTS et al., 1984).

Kilian (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-deprova é maior que a de fundo.

Após um estudo onde avaliou os fatores que afetam a profundidade de cura de 6 resinas compostas fotoativáveis, Cook (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; Asmussen (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.

Wang e Perez (2002) verificaram que as amostras de resina evidenciaram menores valores médios de dureza na superfície de base que na de topo.

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.

Nas comparações entre as médias de dureza Knoop nas profundidades de 0, 1, 2 e 3 mm pode-se constatar que todas as amostras deixaram evidente que os valores sofreram ligeiro decréscimo quando comparados a medidas mais profundas. Fato este que corrobora com estudo de Aramavudhan et al., (2006), onde observaram que a profundidade de polimerização diminui com o aumento da distância da superfície irradiada.

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 (De Gee et al., 2007; ADA, 1985; Pilo et al., 1999; Poskus et al., 1999; Seabra, 2000).

Segundo Rueggeberg (1999) 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 2 mm para cada incremento de material ADA (1985).

Segundo um estudo de Von Fraunhofer (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 (1979), onde avaliou o grau de polimerização de resinas fotoativáveis, e por Blankenau et al. (1983), em estudo realizado para verificar o comprimento de onda e a intensidade de luz emitido por aparelhos fotoativadores. Watts et al., (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 (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.

Em outro trabalho bastante amplo de Carvalho Junior (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.

Neste trabalho, nas comparações entre as médias dos valores de dureza Knoop nas duas idades analisadas (inicial e 7 dias), 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.

Analisando agora os diferentes resultados das diferentes resinas utilizadas neste trabalho, pode-se constatar que os menores valores de dureza Knoop nas mesmas condições foram dos corpos-de-prova realizados com a resina Filtek P 90.

De acordo com o fabricante desta resina, em um teste “scratch” de acordo com a ISO 4049 (1999) foi realizado para mensurar a profundidade de polimerização. Para o teste, cilindros de resina foram fotopolimerizados em um molde de cobre. Após a polimerização o molde de cobre foi removido e a resina composta não polimerizada foi removida com uma espátula. A altura da resina polimerizada remanescente foi medida e baseado nos resultados dessas medidas, a Resina Filtek™ Z250 obteve valores maiores na profundidade de polimerização sendo superiores aos da Resina Filtek P90.

Neste estudo de acordo com o trabalho descrito anteriormente, constata-se que a partir dos resultados obtidos através do teste de microdureza Knoop realizado nos corpos-de-prova, estes quando confeccionados sob as mesmas condições e mensurados obtiveram resultados estatisticamente diferentes, sendo que corpos-de-prova confeccionados com a resina Z 250 obtiveram valores de dureza Knoop maiores que os confeccionados com a resina P 90.

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. Quando as resinas, mesmo com diferentes composições, 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. Segundo a ADA (1985), sugere-se que todos os materiais fotoativáveis devam ser inseridos e irradiados, em camadas de no máximo 2 mm 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.

7 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) A resina composta P 90 obteve menores médias dos valores de dureza Knoop em relação à outra resina composta estudada, Z 250;
 - 2) Quanto maior a profundidade, menor o valor de dureza Knoop;
 - 3) Valores de dureza Knoop final foram maiores após 7 dias em comparação a dureza Knoop inicial.
 - 4) Dentre as diferentes densidades de energia aplicada pelo aparelho fotoativador utilizado (LED), a que proporcionou a maior média dos valores de dureza Knoop foi a de 1400mW/cm^2 , seguidos pela densidade de potência de 1000 mW/cm^2 nos dois tempos (20 e 40 segundos) e por fim com menores média de dureza Knoop corpos-de-prova realizados sob 600 mW/cm^2 ;
 - 5) O uso de um radiômetro é importante para aferir o aparelho fotoativador.
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

American Dental Association. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Visible light-cured composites and activating units. J Amer Dent Ass, 1985;110(1):100-3.

Anusavice JK. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: Anusavice JK. Phillips: materiais dentários. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p.28-43.

Anusavice JK. Resinas para restauração. In: Anusavice JK. Phillips: materiais dentários. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p.161-77.

Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. Dent Mater. 2006;30(2):213-223.

Azevedo LR, Catramby MF, Franco EB. Interrelation of light intensity, depth of cure and curing units [abstract 2481]. J Dent Res. 1997;76:324.

Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. J Oral Rehabil. 1988;15(2):167-72.

Bala O, Ölmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. J Oral Rehab. 2005;32(2):134-140.

Barreto RM. Dureza Knoop de uma resina composta: influência da fotoativação por luz halógena ou LED, do tempo de armazenagem e do local de medição [dissertação]. Juiz de Fora (MG): Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora; 2009.

Bassiouny MA; Grant AA. A visible light-cured composite restorative: clinical open assessment. Br Dent J. 1978;145(11):327-30.

Blankenau RJ, Kelsey WP, Cavel WT, Blankenau P. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. J Am Dent Assoc. 1983;106(4):471-4.

Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite. *Oper Dent*. 2004;29(6):698-704.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963;66:57-64.

Carvalho MCFS. Influência da energia utilizada na fotoativação de resinas compostas na dureza superficial e no número relativo de radicais livres [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2002.

Carvalho Junior OB. Avaliação “in vitro” da dureza superficial, da contração de polimerização e da rugosidade de 29 resinas compostas [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2002.

Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiante exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dent Mater*. 2006;22(9):799-803.

Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc*. 1995;126(9):1280-2, 1284, 1286.

Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with diferente light curing units. *Eur J Dent*. 2010;4:440-446.

Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res*. 1980;59(5):800-8.

Correr Sobrinho L, Lima AA, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles J. Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Braz Dent J*. 2000;11(1):11-7.

Correr Sobrinho L. Correlação intensidade de luz – tempo de exposição sobre a polimerização de compósito odontológico [tese]. Ribeirão Preto (SP): Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 1995.

Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*. 1981;25(2):219-39.

Craig RG, Powers JM. Materiais restauradores de compósito. In: Craig RG, Powers JM: Materiais dentários restauradores. 11 ed. São Paulo: Ed. Santos; 2004. p. 230-57.

Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. J Dent Res, v.59, n.5, p.800-8, May 1980.

Cruz J, Mai H, Shellard E. Rockwell hardness of hybrid composite with the Optilux 501 [abstract 2420]. J Dent Res. 2000;79:446.

de Gee AJ, ten Harkel-Hagenaar E, Davidson CL. Color dye for identification of incompletely cured composite resins. J Prosthet Dent. 1984;52(5):626-31.

Denyer R, Shaw DJ. Cure evaluation of visible light composites by Knoop hardness measurements. J Dent Res. 1982;61(1):271.

Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. J Am Dent Assoc. 2002;133(3):335-41.

Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light-cured composites. Dent Mater. 1987;3(1):19-25.

Eick JD, Kostoryz EL, Rozzi SM, Jacobs DW, Oxman JD, Chappelow CC, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. Dent Mater 2002; 18: 413-421.

Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. J Am Dent Assoc. 2002;133(4):429-34.

Franco EB, Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. Biodonto, Bauru, v.1, n.2, p.1-59, mar./abr. 2003.

Friedman J. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. J Esthet Dent. 1989;1(6):189-90.

Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent*. 1994;19(2):47-52.

Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn*. 1998;34:49-53.

Gamine MM, Giorgi MCC, Dias CTS, Paulillo LAMS. Avaliação de dureza Knoop de resina composta ativada por diferentes fontes de luz. *Cienc Odontol Brás*. 2008;11(3):74-80.

Gaudet S, Burgess JO, Li L. Depth of cure of three composites cured with three curing lights at three times [abstract 482]. *J Dent Res*. 2002;81:85.

Guiraldo RD, Consani S, Consani RLX, Berger SB, Mendes WB, Sinhoretti MAC et al. Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J*. 2010;21(6):538-542.

Hansen EK; Asmussen E. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res*. 1993;101(2):115-9

Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odont Scand*. 1997;55(3):162-6.

Harrison A, Draughn RA. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins--is there a relationship? *J Prosthet Dent*. 1976;36(4):395-8.

Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater*. 2006;25(3):445-454.

International Organization for Standardization. Dentistry: resinbased filling materials. Ref. No. ISO 4049:1988/Cor.1:1992 (E), p.11, 1992.

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

Kerby R, Lee J, Knobloch L, Seghi R. Hardness and degree of conversion of posterior condensable composite resins [abstract 414]. *J Dent Res*. 1999;78:157.

Kilian RJ. Visible light cured composite: dependence of cure on light intensity [abstract 603]. J Dent Res. 1979;58:243.

Kilian RJ, Mullen TJ. Light cured composites: dependence of test results on test parameter [abstract 203]. J Dent Res. 1980;59:318.

Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent. 2002;14(5):286-95.

Leinfelder KF. What intensity is best in light curing? J Amer Dent Ass. 1999;130(3):534-8.

Leung RL, Kahn RL, Fan PL. Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composite [abstract 1095]. J Dent Res. 1984;63:292.

Manga RK, Charlton DG, Wakefield CW. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. Gen Dent. 1995;43(3):241-3.

Marais JT, Dannheimer MF, Germishuys PJ, Borman JW. Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity. J Dent Assoc S Afr. 1997;52(6):403-7.

Menezes MA. Número relativo de radicais livres e dureza Knoop de resinas compostas [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo São Paulo; 1997

Mills RW. Blue light emitting diodes--another method of light curing? Br Dent J. 1995;178(5):169.

Montenegro G, Pinto T, Guimarães C, Assunção MCA, Blazzio MD. Descobrindo seu fotopolimerizador. Rev Assoc. 2003;57(1):66-71.

Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. Dent Mater J, Tokyo. 1997;16(1):60-73.

Obici AC, Sinhoreti MA, Frollini E, Correr-Sobrinho L e Consani S. Degree of conversion and knoop hardness of Z250 composite using different photo- ctivation methods. *Polymer Testing*. 2005;24:814-818.

Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*. 1999;15(1):120-127.

Pereira SK, Porto CLA, Mandarin F, Rodrigues Júnior AL. Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores. *Rev Ass Paul Cirur Dent*.1997;51(3):257-60.

Pereira SK; Porto CLA; Mendes AJD. Efeito de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. *J Bras Clín Est Odont*, 2001;5(26):156-61.

Pfeifer S, Friedl KH, Hiller KA, Schneider A, Schmalz G. Efficiency of Led and Halogen Polymerization in composite restorations[abstract 3974]. *J Dent Res*. 2002;81:486.

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

Pires HC. Comparação de dois sistemas de fotoativação de resinas compostas, LED e lâmpada halógena: avaliação através de dureza em amostras de resinas compostas [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2005

Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ Jr. Effects of curing tip distance on light in tensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int*. 1993;24(7):517-21.

Pollack BF, Blitzter MH. The advantages of visible light curing resins. *N Y State Dent J*. 1982;48(4):228-30.

Poskus LT, Meira JB, Cardoso PEC. Evaluation of microleakage and surface hardness using a new condensable composite [abstract B-028]. *J Dent Res*. 1999;78(5):995.

Prévost AP, Desautels P, Benoit CA, Raiche D. Polymerization ability of 15 visible light curing generators. *J Can Dent Assoc*. 1985;51(3):221-5.

Prince RBT, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent*. 2010;35(1):58-68.

Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent*. 2007;32(6):571-578.

Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1999;25:4-15.

Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent*. 1992;20:178-182.

Santos GB. Estudo da microdureza Knoop e do grau de conversão de um compósito em função da profundidade e fontes ativadoras [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo; 2003.

Satou N, Khan AM, Satou K, Satou J, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins. *J Oral Rehabil*. 1992;19(1):31-7.

Schneider LF, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB e Sinhoreti MA. Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Investig*. 2006:1-6.

Seabra BGM. 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 [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2000

Shortall AC, Harrington E. Guidelines for the selection, use and maintenance of visible light activation units. *Brit Dent J*. 1996;181(10):383-387.

Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED light. *Oper Dent*. 2003;28(4):371-7.

Stanford CM, Fan PL, Leung RL, Knoeppel R, Stanford JW. Polymerization of composites by sequential and continuous irradiation with visible light. *Oper Dent*. 1986;11(2):51-4.

Tirtha R, Fan PL, Dennilson JB, Powers JM. In vitro depth of cure of photo-activated composites. J Dent Res. 1982;61(10):1184-7.

Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. J Prosthet Dent. 1989;61(2):138-46.

Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. Dent Mater. 2004;20(4):364-369.

Uhl A, Sigusch WB, Jandt KD. Second generation LED for the polymerization of oral biomaterials. Dent Mat. 2004;20:80-7.

Voltarelli FR, Santos-Daroz CB, Alves MC, Marchi GM. Effect of diferente light-curing devices and aging procedures on composite Knoop microhardness. Braz Oral Res. 2009;23(4):473-9.

Von Fraunhofer JA. The surface hardness of polymeric restorative materials. Br Dent J. 1971;130(6):243-5.

Wang X, Perez F. Vickers hardness of hybrid composites cured by LED curing lights [abstract 486]. J Dent Res. 2002;81:86.

Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br Dent J. 1984;156(6):209-15.

Watts DC, McNaughton V, Grant AA. The development of surface hardness in visible light-cured posterior composites. J Dent. 1986;14(4):169-74.

Yamada M, Miyazaki M, Onose H, Matoba K. Curing efficacy of a high-light-intensity LED Curing unit [abstract 950]. J Dent Res. 2003;82:131.

Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J. 1985;35(3):218-25.