

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA - MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA**

ELOISA DE PAULA GODOY

**AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE POLIMERIZAÇÃO E ELEVAÇÃO DE
TEMPERATURA PRODUZIDA POR APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES**

**PONTA GROSSA
2008**

ELOISA DE PAULA GODOY

**AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE POLIMERIZAÇÃO E ELEVAÇÃO DE
TEMPERATURA PRODUZIDA POR APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Stella Kossatz Pereira

Co-orientador: Prof. Dr. Benjamim Melo de Carvalho.

**PONTA GROSSA
2008**

Ficha Catalográfica Elaborada pelo Setor de Processos Técnicos BICEN/UEPG

G589a Godoy, Eloisa de Paula
Avaliação da capacidade de polimerização e elevação de temperatura produzida por aparelhos fotopolimerizadores. / Eloísa de Paula Godoy. Ponta Grossa, 2008
168 f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - área de concentração em Dentística Restauradora) - Universidade Estadual de Ponta Grossa.
Orientadora: Profa. Dra. Stella Kossatz Pereira
Co-orientador: Prof. Dr. Benjamim Melo de Carvalho

1. Aparelhos fotopolimerizadores – dureza. 2. Densidade de potência. 3. Temperatura. 4. Polimerização.

CDD: 617.67

ELOISA DE PAULA GODOY

AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE POLIMERIZAÇÃO E ELEVAÇÃO DE
TEMPERATURA PRODUZIDA POR APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre no Curso de Mestrado em Odontologia - Área de Concentração em Dentística Restauradora.

Ponta Grossa, 26 de fevereiro de 2008.

Profa. Dra. Stella Kossatz Pereira - Orientadora
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof. Dr. Benjamim Melo de Carvalho – Co-orientador
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof. Dr. Marcio Grama Hoepfner
Universidade Paranaense (UNIPAR)

A Deus pela vida e pela oportunidade concedida.

Ao meu esposo Claudinei Alves de Godoy, pelo espaço e liberdade para seguir minha vida profissional. Pela compreensão e amor em todos os momentos, sobretudo durante a minha ausência.

À minha família, pais Antonio Carlos de Paula, Carmem Lucia Andrade de Paula, e irmãos João Daniel Andrade de Paula e Carlos Antonio de Paula ("in memoriam"), fontes inesgotáveis de força de vida e exemplos de luta, que me ensinaram a vencer os desafios e levantar a cada tropeço.

AGRADECIMENTOS

Um agradecimento especial para a minha orientadora Profa. Dra. Stella Kossatz Pereira pela sua amizade e contribuição com seus conhecimentos e sugestões na orientação desta dissertação. Pela paciência para me guiar e pela confiança depositada para a realização deste trabalho.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Benjamim pela disponibilidade e principalmente pela contribuição com seus conhecimentos e sugestões na orientação desta dissertação.

À coordenadora do curso de mestrado em odontologia professora Dr^a. Osnara Mongruel Gomes, pela confiança, amizade e oportunidades concedidas.

Ao Professor Dr. Márcio Gramma Hoepfner pelo incentivo, apoio e amizade.

Ao Professor Dr. Fábio André dos Santos pelo ensino e colaboração com seus conhecimentos para a realização da análise estatística.

A Ana Paula de Oliveira Franco, minha colega de mestrado, pelo apoio, incentivo, paciência e compreensão na elaboração deste trabalho.

Ao doutorando da Faculdade de Odontologia de Piracicaba Luciano Gonçalves que colaborou para a realização da metodologia sobre as especificações dos aparelhos fotopolimerizadores.

À Morgana Maria das Graças pelo apoio administrativo, pela paciência e principalmente pelo seu otimismo e bom-humor.

A todos os funcionários, técnicos responsáveis pelos laboratórios, com especial agradecimento a Milton e Douglas funcionários da Universidade Estadual de Ponta Grossa.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba com especial agradecimento ao Professor Dr. Simonides Consani pela colaboração para a realização desta pesquisa.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG, pelo espaço concedido para o meu crescimento intelectual.

Às empresas patrocinadoras dos materiais 3M ESPE e Ivoclar Vivadent, pela colaboração com informações e materiais que auxiliaram na concretização deste estudo.

A todos que, direta ou indiretamente contribuíram para a conclusão desta pesquisa.

RESUMO

GODOY, EP. **Avaliação da capacidade de polimerização e elevação de temperatura produzida por aparelhos fotopolimerizadores.** [Dissertação Mestrado em Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2008.

Este estudo avaliou a capacidade de polimerização e a elevação de temperatura produzida por aparelhos fotopolimerizadores na polimerização das resinas compostas, Filtek™Z250 (3M ESPE) e Filtek™Z350 (3M ESPE). Paralelamente foi determinado o comprimento de onda e a potência dos aparelhos, utilizando-se um espectrômetro USB2000 (Ocean Optics) e um Power Meter (Ophir). A intensidade de luz foi obtida pela razão entre potência e área da ponta ativa de cada aparelho. Foram testados um aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) e três aparelhos à base de LEDs: LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent) e Elipar Freelight (3M ESPE), que apresentaram intensidades de luz de 661 mW/cm², 627 mW/cm², 1229 mW/cm² e 330 mW/cm², respectivamente. A capacidade de polimerização foi registrada através do teste de microdureza Vickers, avaliando a superfície de base de corpos-de-prova confeccionados em matrizes metálicas, nas quais foram inseridas as resinas compostas selecionadas, e armazenados durante 24 horas. Utilizando-se de um termopar tipo-K, posicionado sob um disco de dentina de 0,5 mm de espessura verificou-se a elevação de temperatura produzida pelos 4 aparelhos durante a fotopolimerização do sistema adesivo e de um incremento de 2 mm de espessura de resina composta, fotopolimerizados por 20 e 40 segundos, respectivamente. Os resultados de microdureza superficial e de elevação de temperatura foram submetidos à análise estatística ANOVA 2 critérios e pós teste de Bonferroni com 5% de significância. Para a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE), os quatro aparelhos avaliados não apresentaram diferenças estatísticas na microdureza superficial. Para a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE), o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) apresentou os menores valores de microdureza superficial ($p<0,05$), não havendo diferença estatística entre os demais aparelhos. A resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) apresentou maiores valores de microdureza Vickers do que a resina Filtek™Z350 (3M ESPE) ($p<0,05$). O aparelho à base de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent) emitiu estatisticamente a mesma elevação de temperatura que o aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) (17,6°C) durante a polimerização do sistema adesivo. O menor valor de elevação de temperatura foi registrado para o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE), tanto no sistema adesivo (7,2°C) ($p<0,001$) como na resina composta (3,1°C) ($p<0,05$). As elevações de temperatura registradas durante a polimerização das resinas compostas foram estatisticamente menores que as elevações de temperatura registradas durante a polimerização no sistema adesivo ($p<0,001$).

Palavras-chaves: Dureza. Densidade de potência. Temperatura.

ABSTRACT

GODOY, EP. **Curing efficiency and temperature increasement produced by photo-activation devices.** [Dissertação Mestrado em Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2008.

This study evaluated the curing efficiency and the temperature increasement produced by curing units during the photo-activation of the composite, Filtek™Z250 (3M ESPE) and Filtek™Z350 (3M ESPE). At the same time, the emission spectrum and power of the curing units were tested using the spectrometer USB2000 (Ocean Optics) and the Power Meter (Ophir). The light intensity was determined by the reason between power and active top light area of each unit. The curing units used were a halogen lamp Optilux 401 (Demetron) and three light emitting diode devices (LED), LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent) and Elipar Freelight (3M ESPE), with light intensity of 661 mW/cm², 627 mW/cm², 1229 mW/cm² and 330 mW/cm², respectively. The curing efficiency was evaluated by Vickers hardness, determined on bottom surface the specimens prepared in steal mold, which it was filled with the selected composite, and stored during a period of 24 hours. Using a thermocouple type-K, placed under a dentin disk with 0,5 mm thickness, it was observed The temperature increasement produced by the four devices was measured during the photo-activation of the adhesive system and of an increment of 2 mm of thickness of composite, which were activated for 20 and 40 seconds, respectively. The results of Vickers hardness and of temperature increasement were submitted to the statistical analysis ANOVA 2 way and post test Bonferroni with 5% significance. For the composite Filtek™Z250 (3M ESPE) the four units curing devices assessed did not present statistical differences in the superficial hardness. For the composite Filtek™Z350 (3M ESPE), the unit curing Elipar Freelight (3M ESPE) produced statistical lower hardness ($p < 0,05$), whereas it has not statistical differences in hardness among the units curing devices. The composite Filtek™Z250 (3M ESPE) presented higher hardness than resin Filtek™Z350 (3M ESPE) ($p < 0,05$). The unit curing light emitting diode Bluephase (Ivoclar Vivadent) and the unit curing of halogen lamp Optilux 401 (Demetron) emitted the same temperature increasement statistically, reaching (17,6°C), during the photo-activation of the adhesive system. The lower value of temperature increase was registered for the unit curing Elipar Freelight (3M ESPE) in the adhesive system (7,2°C) ($p < 0,001$) and in the composite (3,1°C) ($p < 0,05$). Statistically, the temperature increasement registered during the activation of the composite was lower than the temperature increasement registered during the activation in the adhesive system ($p < 0,001$).

Keywords : Hardness, Potential Density , Temperature.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Resina Composta Filtek™ Z250 (3M ESPE).....	71
Figura 2	- Resina Composta Filtek™ Z250 (3M ESPE).....	72
Figura 3	- Molécula de Bis-GMA.....	74
Figura 4	- Molécula de UDMA.....	74
Figura 5	- Molécula de TEG-DMA.....	75
Figura 6	- Molécula de canforoquinona.....	75
Figura 7	- Sistema Adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE).....	78
Figura 8	- Comprimento de onda eletromagnética.....	79
Figura 9	- Representação de todo o espectro eletromagnético.....	79
Figura 10	- Espectro da luz visível.....	80
Figura 11	- Lâmpada halógena.....	81
Figura 12	- Aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron).....	82
Figura 13	- Elétrons do silício tipo N e do silício tipo P.....	84
Figura 14	- Semicondutor montado em bulbo de plástico.....	85
Figura 15	- Aparelho fotopolimerizador à base de LEDs LEDemetron I (Kerr).....	86
Figura 16	- Aparelho fotopolimerizador à base de LEDs Bluephase (Ivoclar Vivadent).....	86
Figura 17	- Aparelho fotopolimerizador à base de LEDs Elipar Freelight (3M ESPE).....	86
Figura 18	- Espectrômetro USB2000 (Ocean Optics).....	89
Figura 19	- Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador posicionada em direção à ponta de fibra ótica do espectrômetro USB2000 (Ocean Optics).....	89
Figura 20	- Power Meter Ophir (Ophiropt).....	90
Figura 21	- Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador em contato direto	91

	com o sensor do Power Meter (Ophiropt).....	
Figura 22	- Pirâmide de diamante com base quadrada e ângulo entre faces de 136° utilizada no teste de microdureza Vickers.....	93
Figura 23	- Matriz metálica utilizada no experimento.....	95
Figura 24	- Seqüência de preparação dos componentes antes da inserção da resina composta.....	95
Figura 25	- Seqüência de preparação dos componentes após a inserção da resina composta.....	96
Figura 26	- Processo de polimerização da resina composta: ponta ativa da fonte ativadora em contato direto sobre a tira de poliéster e acionada durante 40 segundos.....	97
Figura 27	- Microdurômetro digital (Shimadzu – Japão).....	98
Figura 28	- Impressões realizadas por quadrante.....	99
Figura 29	- Máquina de Corte Isomet 1000 (Buehler).....	100
Figura 30	- Discos de dentina obtidos na máquina de corte Isomet 1000 (Buehler).....	100
Figura 31	- Termômetro digital (OMEGAETTE – HH 306 Data Logger) com o termopar tipo-K conectado.....	102
Figura 32	- Base de polímero.....	103
Figura 33	- Base de polímero utilizada para suporte do disco de dentina e para a matriz de nylon.....	103
Figura 34	- Base de polímero fixada com auxílio de um posicionador universal.....	104
Figura 35	- Termopar tipo-k posicionado no orifício central da base de polímero.....	105
Figura 36	- Suporte universal utilizado para manter apoiado o aparelho fotopolimerizador.....	105
Figura 37	- Posicionador metálico de 2 mm de espessura e a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador apoiada sobre o posicionador....	106
Figura 38	- Resina composta inserida na matriz de nylon com tira de poliéster posicionada sobre a sua superfície	107

Figura 39	- Posicionador metálico para padronizar a distância da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador até o incremento da resina composta.....	107
Figura 40	- Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador apoiada sobre o posicionador metálico, mantendo a distância padrão de 2 mm.....	108
Figura 41	- Remoção do posicionador metálico para a fotopolimerização do incremento de resina composta.....	108
Figura 42 a e b	- Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador medido utilizando um paquímetro digital.....	112

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	- Resinas compostas utilizadas e suas características	73
Quadro 2	- Sistema Adesivo.....	77
Quadro 3	- Especificações dos aparelhos fotopolimerizadores.....	87
Quadro 4	- Grupos experimentais da avaliação das especificações dos aparelhos fotopolimerizadores.....	88
Quadro 5a e 5b	- Grupos experimentais do teste de microdureza superficial	96
Quadro 6a e 6b	- Grupos experimentais de elevação de temperatura.....	101
Quadro 7	- Especificações dos aparelhos fotopolimerizadores obtidas em laboratório.....	111
Quadro 8	- Especificações dos aparelhos fotopolimerizadores obtidas em laboratório desconsiderando a borda externa da ponta ativa.....	113

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1 - Espectro de emissão dos quatro aparelhos fotopolimerizadores testados. Aparelho de lâmpada halógena (curva azul), aparelhos à base de LEDs representados pelos fotopolimerizadores LEDemetron I (Kerr) (curva roxa), Bluephase (Ivoclar Vivadent) (curva bordô) e Elipar Freelight (3M ESPE) (curva verde). A intensidade de luz máxima apresentada pelo aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena e pelos aparelhos à base de LEDs se encontram e diferentes regiões do espectro. O aparelho de lâmpada halógena apresenta um amplo espectro de irradiação, o inverso dos aparelhos à base de LEDs que apresentam um concentrado espectro de emissão e são envolvidos pela linha pontilhada (curva vermelha), a qual representa o espectro de absorção da canforoquinona..... 114
- Gráfico 2 - Espectro de emissão do aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron). O início do intervalo de comprimento de onda se inicia abaixo de 400 nm e termina acima de 500 nm. Sendo esses comprimentos de onda desnecessários a polimerização de resina composta contendo como fotoiniciador a canforoquinona..... 115
- Gráfico 3 - As curvas apresentadas representam o produto do espectro de emissão $E(\lambda)$ de cada aparelho fotopolimerizador pelo espectro de absorção $A(\lambda)$ da canforoquinona. Aparelho de lâmpada halógena (curva preta), aparelhos à base de LEDs representados pelos fotopolimerizadores LEDemetron I (Kerr) (curva vermelha), Bluephase (Ivoclar Vivadent) (curva verde) e Elipar Freelight (3M ESPE) (curva azul)..... 116
- Gráfico 4 - Média e desvio-padrão da microdureza Vickers (HV) da superfície de topo das resinas compostas Filtek™Z250 e Filtek™Z350 (3M ESPE), após a polimerização com os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); (BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). O resultado da análise Anova 2 critérios demonstrou que não houve diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p=0,5455$); Diferenças significativas entre as resinas compostas ($p<0,0001$). Não houve diferença estatística na interação (aparelho fotopolimerizador e resina composta - $p=0,2427$)..... 119
- Gráfico 5 - Média e desvio-padrão da microdureza Vickers (HV) da superfície de base das resinas compostas Filtek™Z250 e Filtek™Z350 (3M ESPE), após a polimerização com os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Não houve diferenças significativas entre os aparelhos

	fotopolimerizadores ($p < 0,0795$); Diferenças significativas entre as resinas compostas ($p < 0,0001$) e na interação (aparelho fotopolimerizador e resina composta - $p = 0,0283$). (#) $p < 0,05$ "versus" OP e BLU.....	121
Gráfico 6	- Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo e Base das resinas compostas Filtek™Z250 (3M ESPE) e Filtek™Z350 (3M ESPE), polimerizadas com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED - LEDemetron I (Kerr), BLU - Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI - Elipar Freelight (3M ESPE). Diferença significativa para os valores de microdureza da superfície de Topo e Base para o Grupo ELI350 ($p < 0,001$).....	123
Gráfico 7	- Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização do sistema adesivo Adper™Scotchbond™Multi-Purpose (3M ESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p < 0,0001$). (*) $p < 0,001$ "versus" todos; (**) $p < 0,01$ "versus" BLU.....	125
Gráfico 8	- Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização das resinas compostas Filtek™Z250 e Filtek™Z350 (3M ESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p < 0,0001$); Diferenças significativas entre as resinas compostas ($p < 0,0001$) e na interação (aparelho fotopolimerizador e resina composta - $p = 0,0022$). (*) $p < 0,01$ "versus" todos; (**) $p < 0,01$ "versus" OP e LED; (#) $p < 0,05$ "versus" todos.....	126
Gráfico 9	- Média e desvio-padrão da reação exotérmica durante a polimerização das resinas compostas Filtek™Z250 e Filtek™Z350 (3M ESPE). Diferenças não significativas entre o primeiro registro de temperatura e o segundo registro de temperatura ($p = 0,5990$).....	127
Gráfico 10	- Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização do sistema adesivo Adper™Scotchbond™Multi-Purpose (3M ESPE) e do incremento de 2 mm das resinas compostas Filtek™Z250 (3MESPE) e Filtek™Z350 (3MESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os registros de elevação de temperatura no sistema adesivo e na resina composta ($p < 0,0001$).....	128

LISTA DE TABELAS

Tabela 1a	- Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV	118
Tabela 1b	Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.	118
Tabela 2a	Estatística para os valores de microdureza na superfície de Base da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.	120
Tabela 2b	- Estatística para os valores de microdureza na superfície de Base da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.	120
Tabela 3	- Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo e Base das resinas compostas Filtek™Z250 (3M ESPE) e Filtek™Z350 (3M ESPE), polimerizadas com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.	122
Tabela 4	- Média e desvio-padrão para os valores máximos de elevação de temperatura em °C durante a polimerização do sistema adesivo	124
Tabela 5	- Média e desvio padrão para os valores de elevação de temperatura da luz em °C durante a polimerização da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE)	126
Tabela 6	- Média e desvio padrão para os valores de elevação de temperatura em °C durante a polimerização da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE)	126

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	- Área
au	- Unidades arbitraries
BisEMA	- polietileno glicol dieter dimetacrilato
BisGMA	- Bisfenol Glicidil Metacrilato
cm	- Centímetro
CQ	- Canforoquinona
F	- Força
g	- Grama
gf	- Grama força
°C	- Grau Celsius
°F	- Grau Fahrenheit
G	- Grupo
H PO	- Hi Power (Intensidade máxima de luz)
HV	- Hardness Vickers
H ₀	- Hipótese nula
Hz	- Hertz (unidade de frequência)
<i>i</i>	- Intensidade de luz
InGaN	- Nitrito de gálio e índio
ISO	- Organização Internacional para Padronização
J/cm ²	- Joule por centímetro quadrado
J/m ²	- Joule por metro quadrado
Kgf	- Quilograma força
Kgf/mm ²	- Quilograma força por milímetro quadrado
LED	- Light Emitting Diode (Diodos Emissores de Luz)
mm	- Milímetro
mW	- MiliWatts (unidade de potência)
mW/cm ²	- MiliWatts por centímetro quadrado
N	- Newton
nm	- Nanômetro
<i>p</i>	- Valor de significância
P	- Potência
r	- Raio da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador
s	- Segundos
TCLE	- Termo de consentimento livre e esclarecido
TEGDMA	- Trietilenoglicol dimetacrilato
TM	- Marca registrada
UDMA	- Uretano dimetacrilato
µm	- Micrometro
%	- Porcentagem
®	- Registrado
¶	- Valor de <i>pi</i>
X	- Versus

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	19
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	24
2.1	APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES.....	24
2.2	MICRODUREZA SUPERFICIAL.....	29
2.3	ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA.....	47
2.4	ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA E MICRODUREZA SUPERFICIAL.....	58
2.5	MATERIAIS RESTAURADORES.....	63
3	PROPOSIÇÃO.....	69
4	MATERIAL E MÉTODO.....	70
4.1	MATERIAL RESTAURADOR.....	70
4.1.1	Resina composta híbrida.....	70
4.1.2	Resina composta de nanopartícula.....	71
4.1.3	Composição das resinas compostas.....	74
4.1.3.1	Matriz orgânica.....	74
4.1.3.2	Sistema Iniciador.....	75
4.1.4	Reação de polimerização das resinas compostas.....	76
4.1.4.1	Estágios da polimerização.....	76
4.1.5	Sistema adesivo.....	77
4.2	APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES.....	78
4.2.1	Fundamentos físicos.....	78
4.2.1.1	Espectro eletromagnético.....	78
4.2.1.2	Espectro visível.....	79
4.2.2	Aparelhos fotopolimerizadores de lâmpada halógena.....	80
4.2.2.1	Funcionamento da lâmpada halógena.....	80
4.2.2.2	Filtros.....	81
4.2.3	Aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs (Light Emitting Diodes – Diodos Emissores de Luz).....	83
4.2.3.1	Fundamentos físicos.....	83
4.2.3.2	Funcionamento do LED.....	83
4.3	AVALIAÇÃO DAS ESPECIFICAÇÕES DOS APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES.....	87
4.3.1	Grupos experimentais.....	88
4.3.2	Avaliação do intervalo de comprimento de onda, potência e intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores.....	88
4.4	AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL.....	92
4.4.1	Grupos experimentais.....	93
4.4.2	Confexão dos corpos-de-prova.....	94
4.4.3	Análise da microdureza superficial.....	97

4.5	AVALIAÇÃO DA ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA PRODUZIDA PELA LUZ EMITIDA DOS DIFERENTES APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES	99
4.5.1	Discos de dentina.....	100
4.5.2	Grupos experimentais.....	101
4.5.3	Análise da elevação de temperatura.....	101
4.6	4.6 PLANEJAMENTO EXPERIMENTAL ESTATÍSTICO.....	110
5	RESULTADOS.....	111
5.1	ESPECIFICAÇÕES DOS APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES.....	111
5.2	MICRODUREZA SUPERFICIAL.....	116
5.2.1	Superfície de topo.....	116
5.2.1.1	Efeito da Interação Aparelho Fotopolimerizador.....	117
5.2.1.2	Efeito da Interação Resina Composta.....	117
5.2.2	Superfície de base.....	119
5.2.2.1	Efeito da Interação Aparelho Fotopolimerizador.....	120
5.2.2.2	Efeito da Interação Resina Composta.....	120
5.3	COMPARAÇÃO DOS VALORES DE MICRODUREZA ENTRE AS SUPERFÍCIES DE TOPO E DE BASE.....	122
5.4	ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA.....	124
5.4.1	Elevação de temperatura no disco de dentina onde foi aplicado o sistema adesivo.....	124
5.4.2	Elevação de temperatura no incremento de resina composta.....	125
5.4.3	Reação exotérmica das resinas compostas.....	127
5.4.4	Efeito do incremento de 2 mm de resina composta sobre a redução da elevação da temperatura.....	128
6	DISCUSSÃO	129
7	CONCLUSÕES	146
	REFERÊNCIAS.....	148
	APÊNDICE A – Dados originais de potência dos aparelhos fotopolimerizadores.....	155

APÊNDICE B – Dados originais de microdureza superficial.....	157
APÊNDICE C – Dados originais de elevação de temperatura.....	161
ANEXO A - Aprovação do projeto de pesquisa na Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa.....	164
ANEXO B – Termo de doação de dentes humanos.....	166
ANEXO C – Figura do Radiômetro para LED RD – 7 (Ecel).....	168

1 INTRODUÇÃO

O estudo clássico de Zach e Cohen¹ (1965), realizado em macacos da espécie *rhesus*, informou que procedimentos restauradores que elevam a temperatura dental acima de 5,5°C podem desenvolver um quadro inflamatório irreversível no órgão pulpar, induzindo a necrose em 15% dos dentes avaliados. Quando a temperatura se elevou acima de 11°C, 60% dos dentes sofreram danos pulpares irreversíveis. Quando a temperatura foi elevada acima de 16°C, 100% das polpas dentais necrosaram.

O trauma térmico pode ser induzido através de preparações cavitárias com instrumentos rotatórios e pela polimerização da resina composta devido à reação exotérmica do material (Hussey et al.² 1995, Shortall, Harrington³ 1998). Os aparelhos fotopolimerizadores que emitem luz visível, também podem causar aumento de temperatura intrapulpar (Hansen, Asmussen⁴ 1993, Uhl et al.⁵ 2006). Isto ocorre devido a vários fatores como: a alta intensidade da luz emitida através do esmalte e da dentina (Hussey et al.² 1995); o tempo de irradiação do material restaurador (Hussey et al.² 1995; Kleverlaan, De Gee⁶ 2004); a distância da ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores, tanto em relação a resina composta como a polpa dental (Yap, Soh⁷ 2003), além do modelo do aparelho fotopolimerizador utilizado (Uhl et al.⁸ 2003).

Os aparelhos fotopolimerizadores mais utilizados e de eficiência comprovada para a fotopolimerização de materiais resinosos (Jandt et al.⁹ 2000, Kurachi et al.¹⁰ 2001), surgiram na década de 80 (Cavina¹¹ 2003), e são denominados aparelhos convencionais de lâmpada halógena.

A lâmpada halógena é constituída por um cristal de quartzo, que envolve um filamento de tungstênio e um gás inerte (Rueggeberg¹² 1999) e produz luz através da incandescência deste filamento. A luz que a incandescência emite é de cor branca (Tarle et al.¹³ 2002), de amplo espectro (Jandt et al.⁹ 2000), alcançando a irradiação infravermelha que produz calor (Jandt et al.⁹ 2000, Tarle et al.¹³ 2002), a qual pode aumentar a temperatura intrapulpar e, além disso, é desnecessária ao processo de polimerização da resina composta. Por isso esses aparelhos utilizam filtros para que apenas a luz azul, com comprimento de onda de 400 a 500 nm, seja transmitida (Kurachi et al.¹⁰ 2001, Jandt et al.⁹ 2000, Tarle et al.¹³ 2002) e capaz de ativar a canforoquinona que é o fotoiniciador comumente

encontrado nas resinas compostas (Hussey et al.² 1995, Mehl et al.¹⁴ 1997), o qual é ativada com luz num intervalo de comprimento de onda de 410 a 500 nm (Fujibayashi et al.¹⁵ 1998).

Rueggeberg¹² (1999) afirmou que apenas 0,5% da energia produzida pela lâmpada halógena é aproveitada para a fotoativação e 99,5% da energia é desnecessária. O filtro absorve o calor gerado pela irradiação infravermelha, reduzindo o aquecimento (Asmussen, Peutzfeldt¹⁶ 2005) transferido do aparelho fotopolimerizador para o dente, evitando possíveis injúrias ao órgão pulpar (Pereira et al.¹⁷ 2000). Além do risco de calor transferido para a polpa dental, esses aparelhos apresentam outras desvantagens, entre elas: degradação interna dos seus componentes, perda da efetividade da lâmpada e, conseqüentemente, diminuição da profundidade de polimerização, ou seja, reduz a capacidade de fornecer aos materiais restauradores melhores propriedades mecânicas (Pereira et al.¹⁸ 1996).

A partir da década de noventa (Nakamura et al.¹⁹ 1995) os aparelhos à base de LEDs (diodos emissores de luz) foram se aprimorando e ao contrário das lâmpadas halógenas, cuja luz é emitida por filamentos incandescentes que geram calor, estes convertem a energia elétrica em luz através de semicondutores sólidos, produzindo aquecimento mínimo (Fujibayashi et al.¹⁵ 1998, Kurachi et al.¹⁰ 2001).

Esses aparelhos apresentam muitas vantagens, entre elas: nenhuma luz infravermelha é transmitida à resina composta e para o dente (Jandt et al.⁹ 2000) e pouco calor é produzido (Kurachi et al.¹⁰ 2001) o que reduz a possibilidade de degradação dos seus componentes internos ao longo do tempo. Além disso, não necessitam de filtros especiais devido ao estreito espectro de comprimento de onda emitido, que coincide com a região de absorção da canforoquinona (Caughman, Rueggeberg²⁰ 2002).

Segundo Kurachi et al.¹⁰ (2001), apesar das inúmeras vantagens, os primeiros aparelhos à base de LEDs apresentavam a desvantagem de emitirem intensidade de luz bastante inferior aos aparelhos de lâmpada halógena, variando entre 80 e 300 mW/cm² (Andrade et al.²¹ 2001). Essa menor intensidade de luz resultou em menor eficiência de polimerização (Pereira et al.²² 1997; Pereira et al.²³ 2000) e propriedades mecânicas inferiores para resina composta (Uhl et al.⁸ 2003, Mills et al.²⁴ 2002), como por exemplo, menor resistência à tração, compressão

(Pires et al.²⁵ 1993) e dureza (Pires et al.²⁵ 1993, Pereira et al.²³ 2000, Pereira et al.²⁶ 2001).

Pereira et al.²³ (2000) definiram que a intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores deveria alcançar um valor mínimo de 400 mW/cm², o suficiente para polimerizar incrementos de 2 mm de espessura de resina composta durante 40 segundos, evitando, dessa forma, o aquecimento excessivo do dente (Kurachi et al.⁹ 1998, Hannig, Bott²⁷ 1999), do material restaurador e fornecendo à resina composta propriedades mecânicas ideais (Pereira et al.²⁶ 2001). Porém, para substituir os aparelhos à base de LEDs de 1ª geração e permitir uma efetiva polimerização das restaurações de resinas compostas, a intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores tem aumentado rapidamente. Atualmente, existem no mercado aparelhos à base de LEDs de 2ª e 3ª gerações, que alcançam valores de intensidade de luz maiores que 1000 mW/cm² (Stewardson et al.²⁸ 2004).

O aumento da intensidade de luz resulta em maior grau de conversão, maior profundidade de polimerização (Kurachi et al.⁹ 2001; Pereira et al.²³ 2000) e maior microdureza superficial da resina composta. Porém, o aumento da intensidade de luz da unidade de fotopolimerização apresenta desvantagens como: maior contração de polimerização da resina composta e maior elevação da temperatura pela luz emitida (Schneider et al.²⁹ 2005), tanto no material restaurador como na polpa dental (Hansen, Asmussen⁴ 1993). Outros trabalhos ainda relatam que as propriedades mecânicas, como por exemplo, a microdureza superficial da resina composta, está associada a maiores tempos de irradiação, mesmo quando são utilizados valores altos de intensidade de luz (Pereira et al.²⁶ 2001).

É desconhecida a magnitude do efeito que a alta intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores pode causar para a polpa dental (Loney, Price³⁰ 2001). Principalmente quando esses aparelhos são utilizados para polimerizar pequenas espessuras de material restaurador, como é o caso de sistemas adesivos, e quando são utilizados para a polimerização de materiais restauradores em cavidades profundas, onde existe uma fina espessura de dentina remanescente com aumento da área de superfície tubular (Stewardson et al.²⁸, 2004).

Pereira et al.²³ (2000) demonstraram que a qualidade de polimerização está associada a maiores valores de intensidade de luz, porém, a resina composta depende de outros fatores para a efetiva polimerização (Teider et

al.³¹ 2005) e obtenção de melhores propriedades mecânicas: como o comprimento de onda, o tempo de irradiação do material (Pereira et al.²⁶ 2001) e fatores inerentes da própria resina composta, como o fotoiniciador utilizado (Uhl et al.³² 2003), a composição da matriz orgânica e o tamanho das partículas de carga (Peutzfeldt³³ 1997).

Os fabricantes dos materiais restauradores resinosos deveriam informar no perfil técnico dos produtos comercializados não somente o tempo de irradiação necessário para a polimerização de um incremento de resina composta, mas deveriam também especificar a intensidade de luz utilizada nesse período de tempo, o comprimento de onda necessário de acordo com o fotoiniciador utilizado, bem como a composição da matriz orgânica (Cotrina et al.³⁴ 2003), e o tamanho das partículas de carga utilizadas no preparo do material.

A dispersão da luz é fator primordial para que a luz alcance todo o material a ser polimerizado. Essa dispersão é máxima quando o tamanho da partícula de carga for a metade do comprimento de onda da fonte luminosa (Pereira et al.¹⁷ 2000). Isto justifica o fato que quanto menor o tamanho da partícula de carga, maior a dispersão da luz no incremento de resina composta e menor profundidade de polimerização (Pereira et al.¹⁷ 2000).

As resinas compostas híbridas, as quais são excelentes materiais restauradores (Christensen³⁵ 1999), possuem partículas de carga com tamanho médio entre 0,02 e 5 μm (Chain, Baratieri³⁶ 1998, Reis, Loguercio³⁷ 2007). Estas resinas compostas apresentam alta quantidade de carga inorgânica, baixa contração de polimerização e fácil acabamento. Em 1990, a resina composta híbrida foi modificada, apresentando partículas de carga com tamanho inferior a 1 μm , sendo denominada micro-híbrida (Reis e Loguercio³⁷ 2007).

Em 2002, foi lançada no mercado odontológico, resina composta de nanopartículas que, segundo o fabricante, apresenta partículas de carga de sílica (individuais) no tamanho de 20 nm e aglomerados de sílica/zircônia no tamanho de 0,6 a 1,4 μm . A matriz orgânica é composta por BisGMA, BisEMA, UDMA e TEGDMA e canforoquinona como fotoiniciador. Apresenta como vantagens propriedades físicas de resistência e desgaste como a resina composta híbrida e retenção do polimento como as resinas compostas de micropartículas.

Com o avanço tecnológico, novos equipamentos como os aparelhos à base de LEDs e materiais restauradores, como resinas compostas de

nanopartículas são lançados, com o intuito de suprir alguma limitação dos antecessores para facilitar o modo de trabalho do cirurgião-dentista e beneficiar os pacientes. Porém, são necessárias pesquisas para comprovar a efetividade e os benefícios desses lançamentos. Muitos testes laboratoriais são utilizados para avaliar a real efetividade dos equipamentos e dos materiais restauradores. Um teste mecânico laboratorial muito utilizado é o teste de microdureza superficial da resina composta. Este teste avalia a capacidade de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores (Andrade et al.²¹ 2001, Kurachi et al.¹⁰ 2001, Pereira et al.²⁶ 2001) e é empregado também para avaliar a profundidade de polimerização da resina composta (Kilian³⁸ 1979, Hansen, Asmussen⁴ 1993, Pereira et al.²² 1997).

Um teste laboratorial utilizado para verificar a elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores é através da utilização de termopar tipo-K, o qual é conectado a um termômetro digital (Hannig, Bott²⁷ 1999, Loney, Price³⁰ 2001, Uhl et al.⁵ 2006). Com este teste é possível verificar se a alta intensidade de luz (principal vantagem apresentada pelos novos aparelhos à base de LEDs), é capaz de produzir calor (Kurachi et al.¹⁰ 2001, Tarle et al.¹³ 2002).

Baseado nas informações apresentadas, o objetivo desse trabalho foi avaliar a elevação de temperatura e a capacidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores utilizados para a fotoativação de duas resinas compostas, sendo uma delas de nanopartículas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

Pereira et al.¹⁸ (1996) avaliaram o desempenho de 120 aparelhos fotopolimerizadores. Por meio de entrevista dirigida a profissionais da área odontológica, registraram dados de significativa importância quanto ao estado de conservação dos aparelhos fotopolimerizadores. Durante a entrevista, procedeu-se à determinação dos valores de intensidade de luz com auxílio de radiômetro manual Curing Radiometer (Demetron). Os resultados demonstraram que 60% dos aparelhos apresentaram valores de intensidade de luz entre 100 e 200mW/cm². A maioria dos profissionais desconhecia o valor de emissão de intensidade de luz dos aparelhos bem como as causas de redução da intensidade de luz, como: ruptura dos feixes de fibra óptica, escurecimento da lâmpada halógena, degradação do filtro de luz, sistema de refrigeração alterado e resíduo de material aderido na ponta ativa do aparelho. Os autores concluíram que os aparelhos fotopolimerizadores avaliados não apresentaram padronização do seu desempenho e que os profissionais não estavam cientes da importância da sua manutenção.

Fujibayashi et al.¹⁵ (1998) afirmaram que a maior desvantagem da utilização dos aparelhos de lâmpada halógena, é a própria lâmpada, a qual é incandescente e produz muito calor, podendo atingir 400°C. Novos aparelhos à base de LEDs que emitem luz azul estão sendo desenvolvidos como uma alternativa para a polimerização de resinas compostas. Os autores avaliaram as características ópticas, a profundidade de polimerização e o grau de conversão de dois novos aparelhos à base de LEDs comparados com um aparelho de lâmpada halógena. O aparelho à base de LEDs LED 1, o semiconductor apresentou “double-hetero structure” o aparelho LED2 apresentou “single-quantum-well structure”. Segundo os autores o intervalo de comprimento de onda ideal para a polimerização da resina composta está entre 410 e 500 nm, com pico do comprimento de onda em 470 nm, por isso a distribuição espectral dos aparelhos foi definida com um Espectroradiômetro LI-1800 (Licor). A profundidade de polimerização da resina composta Silux Plus (3M) foi determinada pela ISO 4049 (1998). O grau de conversão da resina composta foi determinado com Espectroscopia por

Infravermelho. Os autores afirmaram que o intervalo de comprimento de onda da luz branca emitida por uma lâmpada halógena foi tão amplo (350 a 850 nm), que o espectro apresentou-se parcialmente na região infravermelha. Comprimentos de onda abaixo de 380 nm, na região ultravioleta podem causar vários danos aos seres humanos, como eritema de pele e pigmentação melânica e ainda inflamações ópticas. Por isso, segundo os autores, filtros são utilizados nos aparelhos fotopolimerizadores que apresentam lâmpada halógena, para que sejam somente obtidos comprimentos de onda específicos para a polimerização da resina composta. Devido à utilização de filtros, somente 1% da energia total produzida por essa lâmpada é utilizada. Além disso, o tempo de vida de uma lâmpada halógena é muito curto e foi estimado somente em 50 horas quando utilizado para aparelhos fotopolimerizadores. O intervalo de comprimento de onda do aparelho de lâmpada halógena pesquisado apresentou-se entre 380 e 510 nm com o pico de comprimento de onda de 484 nm. Nas explicações sobre os LEDs, os autores afirmaram que esses dispositivos são semicondutores protegidos por um bulbo de acrílico com aproximadamente 5 mm de diâmetro, produzem luz por eletroluminescência e o comprimento de onda emitido depende do material utilizado nos semicondutores. O material utilizado nos LEDs desta pesquisa realizada por Fujibayashi et al.¹⁵ (1998) foi (InGaN). Os autores esperaram que esse tipo de LED fosse uma fonte de luz satisfatória quando utilizado para polimerização, pois a sua potência é bem maior que a dos LEDs convencionais de (SiC). Os aparelhos à base de LEDs consomem pouca energia. O intervalo de comprimento de onda do aparelho à base de LED LED1 apresentou-se entre 380 e 600 nm com o pico de comprimento de onda de 444 nm. O intervalo de comprimento de onda do aparelho à base de LED LED2 apresentou-se entre 430 e 550 nm com o pico de comprimento de onda de 466 nm. O LED2 apresentou um intervalo de comprimento de onda mais estreito, sendo mais efetivo para a polimerização e, além disso, a profundidade de polimerização e o grau de conversão foi maior comparado com aparelho de lâmpada halógena.

Jandt et al.⁹ (2000) afirmaram que o aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena é a tecnologia mais popular para a polimerização de resinas compostas, porém, apresenta desvantagens como a degradação interna dos seus componentes ao longo do tempo como o bulbo, refletor e filtro. Isso ocorre devido as altas temperaturas geradas durante a utilização desses aparelhos. As lâmpadas

halógenas possuem um filamento de metal que emite luz num comprimento de onda chegando a 700 nm. Por isso filtros são utilizados para remover comprimentos de onda menores que 400 nm e maiores que 500 nm. A perda de eficiência desses aparelhos fornece à resina composta, poucas propriedades mecânicas e aumento do risco de falhas prematuras na restauração. Jandt et al.⁹ (2000) testaram as seguintes hipóteses: não existem diferenças na profundidade de polimerização e na resistência à compressão de resinas compostas fotoativadas com aparelhos à base de LED ou com aparelho de lâmpada halógena convencional. O segundo objetivo deste estudo foi caracterizar a intensidade de luz e os espectros da luz emitida pelo aparelho de lâmpada halógena 201R (Dentsply) e por um aparelho à base de LEDs. A potência dos aparelhos foi determinada com um power meter Coherent 210 (Coherent). O espectro da luz foi determinado com imagem Espectrográfica MS127i (Lot Oriel). Para o teste da profundidade de polimerização foram confeccionadas matrizes metálicas com 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade. A resina composta TPH Espectro (Dentsply) cores A2 e A4 foi inserida na matriz e polimerizada durante 40 segundos com os dois aparelhos testados. O penetrômetro foi utilizado para determinar a profundidade de polimerização e o teste mecânico Zwich foi utilizado para determinar a resistência à compressão. Nesta pesquisa o aparelho de lâmpada halógena proporcionou maior profundidade de polimerização que o aparelho à base de LEDs. Não houve nenhuma diferença nas resistências de compressão dos corpos-de-prova polimerizados com o aparelho à base de LEDs ou com o aparelho de lâmpada halógena. O aparelho de lâmpada halógena apresentou um pico de comprimento de onda de 497 nm e o aparelho à base de LEDs de 465 nm, próximo ao pico de absorção da canforoquinona de 467 nm. A lâmpada halógena apresentou comprimentos de onda em torno de 360 nm na região do espectro ultravioleta. Os autores verificaram que 95% da intensidade de luz do aparelho à base de LEDs apresentou-se entre 438 e 501 nm e nenhuma luz ultravioleta ou infravermelha foi emitida. A intensidade de luz do aparelho à base de LEDs foi de 35 mW/cm² e do aparelho de lâmpada halógena foi de 755mW/cm². Segundo os autores a intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores não é a melhor forma de verificar a sua eficácia. A eficiência desses aparelhos deve ser avaliada através das propriedades mecânicas das resinas compostas. O intervalo de comprimento de onda ideal para resinas compostas que apresentam canforoquinona como fotoiniciador deve ser de 450 a 490 nm.

Nakamura et al.¹⁹ (1995) afirmaram que muitas pesquisas foram realizadas para se obter alta eficiência da luz azul emitida pelos LEDs e Lasers. Os autores pesquisaram cristais de AlGaIn e InGaIn “double-hetero-structure” (DH). O uso desses cristais como semicondutores, possibilitou a emissão da luz azul com potência em torno de 1 mW e a largura do pico do comprimento de onda em meia altura foi de 70nm. Isto ocorreu devido a introdução do Zn ao InGaIn gerando um pico de comprimento de onda de 450nm. Outra estrutura pesquisada pelos autores foi “single-quantum-well structure” (SQW) com pico de comprimento de onda também em 450 nm, porém a largura do pico do comprimento de onda em meia altura foi de 25 nm. Os autores verificaram que quando ocorria o aumento da corrente elétrica, o semicondutor “single-quantum-well structure” apresentava maiores valores de potência do que o semicondutor “double-hetero-structure”.

Stahl et al.³⁹ (2000) afirmaram que o desempenho clínico de restaurações com resinas compostas é influenciado pela qualidade do aparelho fotopolimerizador utilizado. Os aparelhos de lâmpada halógena apresentam algumas desvantagens, entre elas diminuição da intensidade de luz ao longo do tempo. Isto pode resultar em menor grau de conversão dos monômeros presentes nas resinas compostas com implicações clínicas negativas. Os aparelhos à base de LEDs polimerizaram resinas compostas sem as desvantagens do aparelho de lâmpada halógena. Apesar da baixa intensidade de luz dos aparelhos à base de LEDs, a eficiência desses aparelhos está próxima à dos aparelhos de lâmpada halógena que apresentam o dobro da intensidade de luz. Neste experimento, os autores avaliaram a resistência flexural e o módulo de elasticidade de 3 resinas compostas polimerizadas com um aparelho de lâmpada halógena e um aparelho à base de LEDs. Após a análise dos resultados nenhuma diferença significativa foi encontrada na resistência flexural e no módulo de elasticidade das resinas compostas polimerizadas com o aparelho de lâmpada halógena ou com o aparelho à base de LEDs.

Caughman e Rueggeberg²⁰ (2002) verificaram as modificações ocorridas nos aparelhos fotopolimerizadores. Os mais novos aparelhos de lâmpada halógena podem ser utilizados com uma ponta turbo que alcança uma intensidade

de luz até 1200 mW/cm^2 . Esses aparelhos possuem diferentes programas de polimerização como a técnica “*softstart*” que inicia com baixa intensidade de luz emitida e em poucos segundos essa intensidade aumenta. Os aparelhos à base de LEDs possuem um estreito espectro de comprimento de onda, entre 455 e 486 nm, que se correlaciona com o espectro de absorção da canforoquinona. Esses aparelhos não necessitam de filtros, são pequenos, portáteis, operam por baterias e são silenciosos, pois não têm ventiladores. A intensidade de luz dos primeiros aparelhos foi limitada, necessitando dos mesmos tempos de exposição que os aparelhos de lâmpadas halógenas convencionais. Os novos aparelhos à base de LED possuem pequenos chips com uma ampla área de superfície. Esses LEDs produzem alta intensidade de luz, reduzindo o tempo de exposição. Porém, à medida que a intensidade de luz aumentou o calor interno dos aparelhos também se elevou durante a sua utilização, sendo necessário o uso de ventiladores, aumentando o seu tamanho, barulho e o peso. Como desvantagens, esses aparelhos só polimerizam resinas compostas com canforoquinona devido ao estreito espectro de comprimento de onda que apresentam. Os autores concluíram que estes aparelhos são menos efetivos para a polimerização de resinas compostas de cores escuras e de micropartículas.

Montenegro et al.⁴⁰ (2003) apontaram diversos fatores que influenciam na qualidade final das restaurações de resina composta, dentre eles o aparelho fotopolimerizador utilizado. Os autores avaliaram a intensidade de luz emitida por 170 aparelhos fotopolimerizadores utilizados no meio acadêmico e em clínicas particulares, por meio de um radiômetro (CL 150 – DMC), verificando resultados muitas vezes alarmantes. Observaram ainda as alterações em relação à intensidade de luz, em função da variação da distância entre a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador e o radiômetro. Os autores concluíram que a distância entre a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador e o material deve ser a menor possível. Distâncias maiores que 2 mm devem ser evitadas, mas, quando isso for necessário, o tempo de polimerização deve ser aumentado. Pois, a luz dissipa-se proporcionalmente à medida que a distância se eleva ao quadrado. A presença do radiômetro no consultório é um fato negligenciado pelos profissionais, que se preocupam mais com a aquisição de materiais de última geração, esquecendo-se de averiguar a efetividade de seu aparelho fotopolimerizador.

Os aparelhos fotopolimerizadores são unidades susceptíveis à perda de rendimento de acordo com o tempo de uso. Dessa forma, Pereira et al.⁶⁸ (2003) recomendaram a manutenção dos aparelhos através da verificação da intensidade de luz. O método frequentemente utilizado para determinação da intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores é aquele que emprega radiômetro manual. Os autores verificaram as condições apresentadas por aparelhos de luz utilizados em consultórios odontológicos, bem como orientaram os profissionais para adotarem um programa de manutenção periódica de seus fotopolimerizadores. Foram entregues questionários para 100 profissionais da cidade de Maringá (Paraná), com questões objetivas a respeito dos seus aparelhos. Durante as entrevistas, os valores de intensidade de luz foram determinados com radiômetro digital Cure Rite (EFOS). Os resultados revelaram que 50% dos profissionais nunca haviam realizado algum tipo de manutenção do seu aparelho e apenas 16% executavam esse procedimento anualmente. A intensidade de luz variou no intervalo entre 30 mW/cm² e 800 mW/cm². Os autores verificaram ainda que apenas 16% dos aparelhos fotopolimerizadores apresentaram valores de intensidade de luz inferiores aos padrões ideais.

2.2 MICRODUREZA SUPERFICIAL

Kilian³⁸ (1979) estudou a profundidade de polimerização de resinas compostas ativadas por luz visível, através de medidas de dureza Rockwell. O autor confeccionou corpos-de-prova com a resina composta Fotofil (Johnson & Johnson) com de 3 mm de espessura, os quais foram polimerizados durante 60 segundos. Os corpos-de-prova foram armazenados por 1 hora e 24 horas à temperatura de 37°C antes de submetê-los ao teste de dureza. O autor concluiu que a profundidade de polimerização de uma resina composta depende da intensidade de luz incidente, pois constatou aumento dos valores de dureza conforme o aumento da intensidade de luz. Os valores de dureza aumentaram na superfície mais próxima à luz em relação à base e aumentaram com o maior tempo de armazenamento.

Leung et al.⁴¹ (1983) utilizaram o ensaio de dureza Barcol para avaliar o grau de polimerização da resina composta Prisma-Fil GB (Caulk Co.). os

autores avaliaram o efeito da espessura do material e os tempos de exposição durante a polimerização dessa resina composta. Os valores de dureza Barcol foram afetados, tanto pela espessura do material quanto pelo tempo de exposição. Com relação à superfície de base dos corpos-de-prova, os valores aumentaram com o aumento do tempo de exposição e com a diminuição da espessura do material. Espessuras maiores que 2,5 mm apresentaram diminuição significativa da dureza, mesmo aumentando o tempo de irradiação. Espessuras com 3,5 mm obtiveram valores de dureza satisfatórios quando o corpo-de-prova foi irradiado por 300 segundos.

Hansen e Asmussen⁴ (1993) examinaram a relação entre a microdureza superficial e a profundidade de polimerização de uma resina composta de micropartículas Silux Plus (3M) fotopolimerizada com dez aparelhos fotopolimerizadores de lâmpada halógena. Os corpos-de-prova foram confeccionados em matriz de teflon. A matriz foi posicionada sobre um espécime de dentina para simular a reflexão da luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador sobre a dentina *in vivo*. A parte superior da matriz foi coberta com uma tira de poliéster. A ponta ativa do aparelho fotopolimerizador permaneceu em contato com a tira de poliéster e a matriz foi irradiada durante 40 segundos. Os corpos-de-prova foram armazenados na temperatura de $36,5^{\circ}\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ por sete dias. A microdureza da superfície de topo e de base foi determinada com o aparelho Wallace Micro-Indentation Hardness Tester (H.W. Wallace). A profundidade de polimerização da resina composta foi determinada com o teste de raspagem da seguinte forma: em dentes molares humanos extraídos, foram preparadas cavidades as quais foram preenchidas com resina composta Silux Plus (3M), irradiada durante 40 segundos com cada aparelho fotopolimerizador selecionado. Todos os aparelhos foram efetivos para a polimerização da superfície de topo da resina composta, não havendo diferença significativa entre eles, até mesmo os aparelhos com baixa intensidade de luz. Por esse motivo os autores concluíram que a eficiência de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores não deve ser baseada na microdureza da superfície de topo da resina composta irradiada, e, além disso, não existe correlação entre microdureza da superfície de topo e profundidade de polimerização.

Harrington e Wilson⁴² (1993) avaliaram os efeitos da matriz utilizada para a realização do teste de profundidade de polimerização de resinas compostas. As matrizes foram selecionadas de acordo com a capacidade de transmissão da luz. Segundo os autores a matriz de teflon permite a transmissão e a reflexão de alta proporção da radiação através da sua estrutura. Matrizes de nylon e aço têm a capacidade de bloquear toda a luz transmitida através da sua estrutura, fazendo com que a luz dos aparelhos fotopolimerizadores seja transmitida somente através do material testado e não através da matriz. O método utilizado para avaliação das matrizes foi através de um penetrômetro. Matrizes de aço e de nylon foram preparadas com 3, 4 e 5 mm de diâmetro e 6 mm de altura, preenchidas com resina composta Herculite XR Enamel Light (Kerr). Os aparelhos fotopolimerizadores utilizados foram Optilux (Demetron) e Luxor (Luxor Model 4000). Uma tira de acetato foi posicionada sobre a superfície de topo do corpo-de-prova e pressionada com uma placa de vidro para remoção dos excessos de material. A placa de vidro foi removida e o material restaurador foi exposto à luz. A superfície de base do corpo-de-prova foi posicionada no penetrômetro. A tensão utilizada foi de 62 MPa durante 30 segundos e os valores de profundidade de polimerização foram obtidos. Os autores verificaram que a profundidade de polimerização da resina composta foi maior com a matriz de teflon branco do que com a matriz de nylon com cavidades de todos os diâmetros. Isso é explicado pelo fato que a matriz de teflon branco permite a transmissão de uma quantia considerável de luz, ao contrário da ausência de luz promovida pela matriz de nylon. Os valores de profundidade de polimerização foram maiores no centro do que na periferia da matriz. Os autores concluíram que a matriz de aço é a mais indicada para a realização do teste de profundidade de polimerização.

Pires et al.²⁵ (1993) afirmaram que a profundidade de polimerização é afetada por muitos fatores, incluindo a intensidade de luz, o tempo de exposição, a distância da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador e a atenuação da luz pela resina composta. Os autores ainda relataram que a intensidade de luz dos aparelhos fotoativadores é afetada pela qualidade das fibras óticas da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador, pela degradação do bulbo, antes mesmo de queimar, e pelo desempenho inadequado do filtro. Os objetivos deste trabalho foram examinar a relação da distância da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador até a resina

composta, avaliar os diferentes valores de intensidade de luz obtida com diferentes radiômetros e determinar o grau de conversão de uma resina composta através da microdureza Knoop. O aparelho fotoativador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) foi utilizado para polimerizar a resina composta Silux Plus (3M) durante 40 segundos em diferentes distâncias. A resina composta foi inserida numa matriz com 6 mm de diâmetro e 2 mm de altura simulando uma preparação cavitária. Os corpos de prova-prova foram avaliados com o teste de microdureza superficial no Micromet II (Buhler). A intensidade de luz foi determinada com 3 radiômetros: Curing Radiometer (Demetron), Cure-Rite (Efes) e SereCure (Ho Dental). Os autores verificaram que a intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores foi reduzida pela distância e pelo próprio material restaurador, o qual absorveu e espalhou a luz emitida pelo aparelho abaixo da superfície da resina composta. À medida que os valores de intensidade de luz determinados pelo radiômetro diminuíram, a dureza na superfície de base da resina composta também diminuiu. A superfície de topo não foi afetada pela intensidade de luz. O radiômetro Curing Radiometer (Demetron) apresentou os menores valores de intensidade de luz quando comparado com os outros radiômetros.

Willems et al.⁴³ (1993) citaram que os testes de dureza são simples, baratos, reproduzíveis e não destrutivos. Os testes de dureza são classificados em duas categorias: testes de macroimpressão com cargas acima de 1 kg e testes de microimpressão com cargas abaixo de 1 Kg. O teste de microimpressão é geralmente utilizado para estudos de materiais dentários. A dureza da microimpressão pode ser medida através de vários testes. Os testes frequentemente utilizados são: os testes de microimpressão Vickers e Knoop. Nestes 2 testes obtém-se uma imagem projetada da impressão após a realização do teste. Através dessa imagem a área de impressão é medida para calcular a dureza. A dureza fica definida como a carga aplicada dividida pela área da superfície da imagem projetada. Geralmente nos testes Vickers a carga aplicada é de 50 a 100 gramas, resultando numa impressão com diagonais de 10 a 100 μm com profundidade de 1 a 10 μm . Se for comparada essa impressão com o tamanho da partícula de carga utilizada nas resinas compostas lançadas recentemente que são em torno de 2 a 4 μm , essa impressão Vickers se torna uma macroimpressão. Para avaliar a dureza numa escala muito pequena é utilizado um teste especial de dureza, a nanoindentação.

Mehl et al.¹⁴ (1997) afirmaram que a polimerização inicial das resinas compostas com baixa intensidade de luz, seguida por alta intensidade de luz (polimerização no modo “*softstart*”) melhora a adaptação marginal do material com o dente. O objetivo deste estudo foi examinar a influência da polimerização *softstart* nas propriedades físicas como resistência flexural, módulo de elasticidade e microdureza superficial de duas resinas compostas Tetric (Vivadent) e Charisma (Kulzer). Adicionalmente, em um estudo *in vitro* os autores investigaram a influência do modo *softstart* na adaptação marginal em restaurações de cavidades de Classe V nas resinas compostas já citadas. Foram restaurados 32 dentes e submetidos à termociclagem. O teste de resistência flexural e o módulo de elasticidade foram realizados de acordo com a EN 24049:1993. A microdureza superficial foi realizada em microdurômetro Vickers. A polimerização convencional foi de 450 mW/cm², durante 60 segundos, com contato direto da ponta ativa do aparelho com o corpo-de-prova. O modo *softstart* foi avaliado com diferentes intensidades de luz, variando a distância da ponta ativa do corpo-de-prova e o tempo da polimerização inicial e final, porém totalizando 60 segundos de polimerização. Os autores concluíram que a polimerização inicial com baixa intensidade de luz seguida por uma polimerização final com alta intensidade de luz não teve nenhuma influência na microdureza superficial e, além disso, aumentou o módulo de elasticidade e a resistência flexural das resinas compostas. A adaptação marginal também foi significativamente melhor, comparada com o modo convencional de polimerização, que apresentou a alta intensidade de luz de 450 mW/cm².

Pereira et al.²² (1997) investigaram a possível correlação entre profundidade de polimerização e intensidade de luz emitida por diferentes aparelhos fotopolimerizadores. Foram selecionados 120 aparelhos e classificados em 12 grupos de acordo com cada valor de intensidade de luz. A resina composta Herculite XR (Kerr) foi selecionada para a confecção dos corpos-de-prova, os quais foram confeccionados numa matriz de poliacetato bipartida com dimensões de 7 mm de comprimento, 4 mm de largura e 3 mm de profundidade. A resina composta foi exposta à luz durante 40 segundos e armazenada à temperatura de 37°C durante 24 horas. O teste de microdureza Vickers foi realizado com 3 impressões a cada milímetro de profundidade totalizando 4 mm. Os autores observaram a relação

diretamente proporcional entre microdureza e intensidade de luz, sendo de fundamental importância que os aparelhos fotopolimerizadores irradiem elevados índices de intensidade de luz.

Pereira et al.²³ (2000) estudaram um ponto de estabilização da microdureza superficial na complexa relação entre resina composta e intensidade de luz. A resina composta Charisma (Kulzer) cores A1 e C4 foi inserida em matrizes de poliacetato bipartidas contendo uma cavidade com dimensões de 7 mm de profundidade, 4 mm de comprimento e 3 mm de largura, polimerizada durante 40 e 60 segundos. O aparelho fotopolimerizador CU-100R (K&M) foi utilizado para o processo de polimerização da resina composta, com 12 valores de intensidade de luz: 300, 350, 400, 425, 450, 475, 500, 525, 550, 600, 650 e 700 mW/cm². Os corpos-de-prova foram armazenados por 24 horas e submetidos ao teste de microdureza Vickers a cada milímetro do material. Os autores verificaram que o fator intensidade de luz interferiu nos resultados da microdureza numa relação diretamente proporcional. Portanto, os autores sugeriram que: os aparelhos fotopolimerizadores deveriam apresentar uma intensidade de luz mínima de 400 mW/cm², para serem capazes de promover a polimerização de incrementos de 2 mm de espessura de resina composta, associados a tempos de exposição de 40 segundos. A microdureza superficial da resina composta aumentou quando esta foi exposta à luz por períodos mais prolongados de 60 segundos, comparado aos de 40 segundos. O aumento das médias de microdureza ocorreu de maneira inversamente proporcional à profundidade da resina composta. Este fato aconteceu devido à redução da intensidade de luz à medida que esta atravessou a resina composta, a qual se apresentou, portanto, dependente do grau de dispersão ou absorção da luz pelas partículas inorgânicas e do índice de refração da matriz da resina composta.

Pereira et al.¹⁷ (2000) avaliaram a profundidade de polimerização de 5 aparelhos fotopolimerizadores em uso na Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ). Todos esses aparelhos foram testados quanto à emissão de luz, através de um radiômetro manual Curing Radiometer (Demetron Research Corporation). O referido aparelho é indicado para medição de intensidade de luz na escala de 0 a 1000 mW/cm². Foram confeccionados corpos-de-prova de resina composta, em matrizes de teflon com 0,6

mm de diâmetro e 11 mm de profundidade. As matrizes foram vedadas com placas de vidro, onde a placa de vidro superior foi removida e substituída por uma tira de acetato e, em seguida, o conjunto foi polimerizado pelos aparelhos fotoativadores selecionados durante 40 segundos. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram levados ao microdurômetro para avaliar a microdureza Knoop. Os autores verificaram que os valores de intensidade de luz obtidos pelo radiômetro estavam correlacionados com os resultados de microdureza, ou seja, os maiores valores de intensidade de luz polimerizaram incrementos maiores da resina composta em teste. Os autores concluíram que as porções mais profundas da resina composta foram afetadas pela pobre intensidade de luz, principalmente em incrementos acima de 2 mm de espessura.

Santos et al.⁴⁴ (2000) compararam o valor de microdureza Knoop da resina composta Z100 (3M) cor A2, nas profundidades de 1, 2, 3 e 4 mm, polimerizadas durante 20 e 40 segundos, com 3 aparelhos fotopolimerizadores, 2 do tipo pistola Optilight (Gnatus) e XL1500 (3M) e 1 com cabo de fibra ótica flexível Fibrilux (Dabi Atlante). A resina composta foi levada ao microdurômetro HVM2000 (Shimadzu) com carga de 50g durante 30 segundos. Os autores constataram que para o fator tempo, a microdureza superficial foi maior com 40 segundos do que com 20 segundos. Para o fator aparelho fotopolimerizador, o aparelho Fibrilux (Dabi Atlante), promoveu os menores valores de microdureza. O aparelho XL1500 (3M) promoveu maior microdureza superficial do que o Optilight (Gnatus). Os autores também observaram que o primeiro milímetro de profundidade mostrou sempre maior microdureza superficial.

Andrade et al.²¹ (2001) avaliaram por meio do teste de microdureza Vickers, a capacidade de polimerização do aparelho fotopolimerizador à base de LED Ultra Blue III (DMC). Este aparelho apresentou os seguintes parâmetros de operação de acordo com a determinação do fabricante: intensidade de luz de 190 mW/cm², pico de comprimento de onda em 470 nm e tempo de exposição de 40 segundos. Os corpos-de-prova foram confeccionados com a resina composta Herculite XRV (Kerr) em uma matriz metálica circular com um orifício localizado no centro com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Uma tira de poliéster foi aplicada sobre a superfície de topo da resina composta. A ponta ativa do aparelho

fotopolimerizador foi colocada em contato direto com a tira de poliéster. Os testes de microdureza foram realizados com o microdurômetro MHT-10 (Paar Physical), com carga de 50g durante 30 segundos. Os autores verificaram que a superfície de topo apresentou maiores valores de microdureza Vickers, quando comparada com a superfície de base. E concluíram que o aparelho fotopolimerizador à base de LED promoveu adequada polimerização tanto para a superfície de topo como para de base. Na opinião dos autores apesar da baixa intensidade de luz (190 mW/cm^2) apresentada por este aparelho para adequada polimerização das resinas compostas (principalmente em profundidade), este fato foi compensado pelo comprimento de onda mais eficiente de 470 nm.

Kurachi et al.¹⁰ (2001) afirmaram que por muitos anos, aparelhos fotopolimerizadores convencionais de lâmpada halógena foram o principal método para a polimerização das resinas compostas. Este aparelho é composto por uma lâmpada halógena que emite luz branca, a qual é filtrada para remover os comprimentos de onda indesejáveis. Os aparelhos de lâmpada halógena apresentam um filtro que tem a função de selecionar a luz azul do espectro da luz visível. Porém, este tipo de equipamento ainda emite um número considerável de outros comprimentos de onda. As impurezas espectrais emitidas pelo aparelho convencional de lâmpada halógena apresentam vários outros comprimentos de onda que são altamente absorvidos através dos materiais restauradores, induzindo o aquecimento dental e da resina composta durante o processo de polimerização. A partir dessas constatações, os autores avaliaram a microdureza superficial da resina composta Z100 (3M) fotopolimerizada por 5 aparelhos à base de LEDs e compararam com uma unidade fotopolimerizadora convencional de lâmpada halógena K&M (200R), com intensidade de luz de 475 mW/cm^2 . Os aparelhos à base de LEDs testados foram confeccionados com 2, 3, 4, 5 e 6 LEDs azuis (Nichia Chemical) com intensidade de luz de 25, 34, 46, 68 e 79 mW/cm^2 respectivamente. A potência dos aparelhos foi determinada com um Power Meter Field Master (Coherent) e o espectro da luz foi obtido com um Espectrofotômetro. A resina composta foi polimerizada durante 20, 40, 60, 120 e 180 segundos com cada aparelho à base de LEDs e por 40 segundos com o aparelho de lâmpada halógena. Os corpos-de-prova de resina composta foram preparados em matrizes de aço com 0,35, 1,25 e 1,8 mm de espessura. Sobre a matriz foi apoiada uma placa de vidro,

para manter a superfície plana da resina composta. Em seguida, a resina composta foi fotoativada com a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador em contato com a placa de vidro. A microdureza superficial foi determinada utilizando o teste de microdureza Vickers (Carl Zeiss). O aparelho de lâmpada halógena obteve um pico de intensidade no comprimento de onda de 460 nm e o aparelho à base de LEDs em 470 nm. Segundo os autores os aparelhos à base de LEDs apresentaram espectro puro de irradiação, sendo mais eficiente para ativar a canforoquinona, com a principal vantagem de prevenir o aquecimento. Todos os aparelhos testados produziram valores satisfatórios de microdureza nas resinas compostas com 0,35 mm de espessura, porém, os aparelhos à base de LEDs com 3, 4, 5 e 6 LEDs alcançaram esse valor somente com 50 segundos de irradiação e para o aparelho com 2 LEDs foi necessário o tempo de 80 segundos. Os autores concluíram que um maior tempo de fotoativação ou um menor incremento de resina composta foram necessários para a polimerização da resina composta com aparelhos à base de LEDs. Todas as amostras polimerizadas com aparelhos à base de LEDs mostraram microdureza inferior quando comparados com o aparelho de lâmpada halógena no tempo de 40 segundos.

Pereira et al.²⁶ (2001) avaliaram a influência de diferentes condições de polimerização sobre a microdureza Vickers da resina composta Charisma (Kulzer). As condições estudadas foram: três sistemas fotopolimerizadores associados a diferentes tempos de exposição, duas cores da resina composta A1 e C4 e espessuras do material de 1, 2, 3 e 4 mm. Os corpos-de-prova foram confeccionados em uma matriz que apresentava 7 mm de profundidade, 4 mm de comprimento e 3 mm de largura. Os aparelhos fotopolimerizadores CU-100R (DMC) e KM-200R (DMC) foram acionados durante 40 e 60 segundos de exposição à luz, enquanto que o aparelho Kuring Light (Kreativ Inc.) foi ativado por 10 segundos em 3 estágios: 800mW/cm² - ciclo normal, 920m/Wcm² - Boost, 0 a 700m/Wcm² - Ramp. Os corpos-de-prova foram armazenados durante 24 horas à temperatura de 37±1°C e três impressões foram realizadas em cada milímetro da superfície da resina composta. Os resultados revelaram que o tempo de exposição à luz de 10 segundos, mesmo associado à alta intensidade de luz do aparelho Kuring Light (Kreativ Inc.), não foi suficiente para garantir a completa polimerização da resina composta. A cor C4 apresentou maior média de microdureza do que a cor A1. A

microdureza da resina composta foi influenciada pela profundidade do material, pois o primeiro e segundo milímetros apresentaram maiores valores de microdureza superficial do que os terceiro e quarto milímetros.

Com a finalidade de avaliar os parâmetros indicados pela ISO (International Organization for Standardization), Fan et al.⁴⁵ (2002) avaliaram a profundidade de polimerização de cinco resinas compostas irradiadas com intensidade de luz de 300 mW/cm² em um intervalo de comprimento de onda entre 415 e 515 nm. O teste utilizado para esta pesquisa foi o teste de raspagem. O padrão ISO 2000 exige que as resinas compostas apresentem uma profundidade mínima de polimerização de 1,5 mm quando irradiadas pelo tempo recomendado pelo fabricante e define profundidade de polimerização como 50 % do comprimento da amostra de resina composta polimerizada após a porção não polimerizada ter sido retirada por raspagem ou escavação manual. As resinas compostas selecionadas foram designadas como A, B, C, D e E. Os matizes de cada resina composta testada foram: A (A2, A4, B1, D3), B (A1, A2, A3,5, A4, B3, D3), C(DDYO, clara, amarela), D (A2, A4, B1, D3) e E (A2, A4, B1, D3). O aparelho fotopolimerizador utilizado foi Optilux 400 (Demetron). Uma matriz de aço inoxidável com 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura foi posicionada sobre uma placa de vidro. Entre a matriz e a placa de vidro foi colocada uma tira de poliéster. A matriz foi preenchida com a resina composta e uma segunda tira de poliéster foi posicionada sobre a matriz, a qual foi pressionada com outra placa de vidro, para o extravasamento do excesso de material e padronização de uma superfície plana. A placa de vidro superior foi removida e todo o conjunto foi colocado sobre um papel branco. A irradiação dos corpos-de-prova foi realizada em contato com a tira de poliéster com o tempo recomendado pelo fabricante variando de 20 segundos para as resinas compostas C (clara e amarela), E (A2, B1 e D3), 40 segundos para as resinas compostas A (A2, A4, B1, D3), C(DDYO), E (A4) e 30 segundos para as demais resinas compostas testadas. Amostras de resina composta foram removidas manualmente da parte inferior dos corpos-de-prova através de raspagem. O critério adotado foi a ISO aprovado/reprovado para determinar se o material esteve de acordo com as normas padronizadas. Quando o valor médio não satisfazia as normas das ISO, foram condicionadas amostras adicionais às quais foram irradiadas pelo dobro do tempo recomendado. Os resultados mostraram que para todos os

matizes das resinas compostas A, C, e E as profundidades de polimerização satisfizeram as normas ISO de 1,5 mm. Nenhuma das cores da resina composta B satisfaz o padrão ISO de profundidade de polimerização. Depois de dobrar o tempo de exposição, apenas as cores (A3,5 e B3) não satisfizeram a norma do padrão ISO. Os autores concluíram que a luz proveniente de uma fonte de lâmpada halógena com intensidade de luz de 300mW/cm^2 polimerizou com eficácia a maioria das cores das resinas compostas avaliadas no tempo indicado pelo fabricante, mas algumas exigiram um tempo maior. A segunda conclusão dos autores foi que conhecendo a profundidade de polimerização de um determinado matiz do material, pode orientar o cirurgião-dentista em relação à espessura da camada de resina composta que pode ser polimerizada adequadamente.

Consani et al.⁴⁶ (2002) verificaram o efeito da inserção da resina composta (em incrementos ou em porção única) e dos métodos de fotoativação, sobre a microdureza Knoop das resinas compostas Z100 (3M) e Alert (Jeneric Pentron). Os corpos-de-prova foram confeccionados em cavidades de 4 mm de diâmetro e 4 mm de espessura. O material foi inserido na matriz em porção única e comprimido com uma placa de vidro para a remoção do excesso, interposto por uma tira de poliéster. Depois de retirar a lâmina de vidro e a tira de poliéster, a fotoativação foi realizada por luz contínua emitida pelo aparelho XL3000 (3M), com intensidade de luz de 520 mW/cm^2 , durante 40 segundos e duplo pulso, 10 segundos com emissão de 150 mW/cm^2 , mais 30 segundos com 520 mW/cm^2 . O aparelho Optilux 400 (Demetron) emitiu luz pulsátil de 520 mW/cm^2 sendo 2 segundos com o aparelho ligado e 1 segundo desligado durante 60 segundos. A resina composta inserida de forma incremental foi fotoativada nas mesmas condições da inserida em porção única. Os corpos-de-prova foram armazenados em estufa a 37°C durante 24 horas. A microdureza Knoop foi avaliada com o microdurômetro HMV 2000 (Shimadzu), com carga de 50 g durante 30 segundos. A resina composta Z100 (3M) apresentou valores de microdureza maiores que a resina composta Alert (Jeneric Pentron). Segundo os autores isso ocorreu em função da composição dos materiais. A resina composta Z100 (3M) é formulada com carga híbrida, constituída de partículas de zircônia e sílica, com maior dureza devido aos vidros cerâmicos de formato semi-esférico e tamanho médio de $0,6\text{ }\mu\text{m}$, conferindo baixa resistência ao cisalhamento. Assim, o fabricante consegue inserir maior

quantidade de carga sem afetar a aplicabilidade clínica devido ao escoamento. A resina composta Alert (Jeneric Pentron) apresenta maior resistência ao cisalhamento em função da predominância de carga de vidro de borossilicato de alumínio e bário acrescido de cargas filamentosas de carbono, o que dificulta o escoamento. A técnica incremental apresentou valores médios de microdureza maiores que a técnica de porção única.

Dunn e Bush⁴⁷ (2002) avaliaram a adequada polimerização de um aparelho à base de LED. Para isso foram utilizados 2 aparelhos de lâmpada halógena Optilux 400 (400 mW/cm²) e Optilux 501 (1030 mW/cm²) ambos da empresa Demetron e 2 aparelhos à base de LED Luma Cure (Luma Light) (150 mW/cm²) e Versa Lux (Centrix) (150 mW/cm²) durante a polimerização da resina composta híbrida Filtek™Z250 (3M ESPE) e da resina composta de micropartícula Renamel (Cosmedent). A intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores foi determinada com um radiômetro Demetron 100 (Demetron), porém conforme as orientações dos pesquisadores, os radiômetros para LED devem ser diferentes do radiômetro para lâmpada halógena, pois os LEDs apresentam um estreito espectro de comprimento de onda apresentando menor intensidade de luz quando avaliados nos radiômetros utilizados para medir aparelhos constituídos por lâmpada halógena. Corpos-de-prova das resinas compostas selecionadas foram confeccionados para a realização do teste de microdureza Knoop. Impressões foram realizadas na superfície de topo e de base dos corpos-de-prova. A razão entre a superfície de base pela superfície de topo determinou a porcentagem de polimerização. A resina composta híbrida apresentou maior microdureza na superfície de topo e base do que a resina composta de micropartícula. Os aparelhos de lâmpada halógena obtiveram maiores valores de microdureza nas duas resinas compostas que os aparelhos à base de LEDs.

Mills et al.²⁴ (2002) avaliaram a dureza Barcol e a resistência à compressão da resina composta TPH Spectrum (Dentsply) fotoativada com um aparelho de lâmpada halógena Coltolux 4 (Coltène) e dois aparelhos à base de LEDs: LuxOMax (Akeda Dental) com 7 LEDs e um protótipo (Nichia Chemical Industries) com 63 LEDs. O aparelho à base de LEDs LuxOMax (Akeda Dental) apresentou os menores valores de resistência à compressão e de dureza Barcol

comparado com os outros aparelhos fotopolimerizadores, pois apresentava a menor intensidade de luz (122mW/cm^2) e um pico de comprimento de onda de 460 nm.

Silva et al.⁴⁸ (2002) compararam 2 técnicas, uma de fotoativação contínua e a outra técnica começando com baixa intensidade de luz seguida de alta intensidade. Em seguida, analisaram a interferência dessas técnicas quanto à formação de fendas marginais e quanto ao grau de polimerização de resinas compostas. A formação de fendas marginais foi avaliada através de restaurações com as resinas compostas Z100 (3M) e Solitaire (Kulzer) realizadas em 80 molares humanos. As restaurações foram fotopolimerizadas com as seguintes técnicas de fotoativação: Optilux 500 (Demetron) 650 mW/cm^2 por 60 segundos; Optilux 403 (Demetron) 380 mW/cm^2 por 20 segundos, seguido de 650 mW/cm^2 por 40 segundos; Optilux 35 (Demetron) 280 mW/cm^2 por 20 segundos, seguidos de 650 mW/cm^2 por 40 segundos; Optilux 35 (Demetron) 180 mW/cm^2 por 20 segundos, seguidos de 650 mW/cm^2 por 40 segundos. Para a realização do teste de microdureza Vickers foram confeccionados corpos-de-prova em matrizes acrílicas. Cada matriz foi colocada sobre uma tira de poliéster assentada sobre um disco de dentina para propiciar uma adequada reflexão da luz ativadora. Uma outra tira de poliéster foi colocada sobre o material e pressionada com uma lâmina de vidro, com a finalidade de tornar a superfície plana. Após a remoção da placa de vidro, a resina composta foi fotoativada com as técnicas de fotoativação já apresentadas. Os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C por 30 minutos. Os grupos polimerizados com a intensidade máxima de luz apresentaram as maiores fendas marginais, ao passo, que com a utilização da intensidade de luz seqüencial as fendas marginais forma menores. Os resultados demonstraram que a resina composta Z100 (3M) obteve maiores valores de microdureza na superfície de topo e base, por apresentar maior quantidade de carga (84,5% em peso), ao contrário da resina composta Solitaire (Kulzer) que apresentou 66% em peso de carga inorgânica. Os autores também observaram que a ativação seqüencial com intensidade de luz de 180 mW/cm^2 seguida da maior intensidade de luz de 650 mW/cm^2 foi considerada também a mais apropriada, por ter fornecido os maiores valores de microdureza Vickers nas superfícies de topo. A segunda conclusão foi que com a espessura utilizada de 2 mm, as duas resinas compostas testadas mostraram valores de microdureza menores na superfície de base que no topo.

Cotrina et al.³⁴ (2003) compararam o efeito dos aparelhos fotopolimerizadores Curing Light 2500 (3M ESPE) (180 mW/cm^2), Elipar Freelight (3M ESPE) (180 mW/cm^2) e Ultra-Lume LED2 (Ultradent) (180 mW/cm^2), sobre a microdureza Vickers da resina composta Filtek Z250 (3M ESPE) cor B0,5. A intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores foi determinada com um radiômetro digital Cure-Rite (Efes). Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas e fotopolimerizados durante 40 segundos com cada aparelho testado. Após 24 horas procedeu-se ao teste de microdureza no microdurômetro MMT-3 (Buehler) com carga de 50 g durante 30 segundos. Os autores verificaram que o aparelho Curing Light (3M ESPE) proporcionou maiores valores de microdureza na superfície de topo. O aparelho Ultra-Lume LED2 (Ultradent), obteve os menores valores, tanto na superfície de base como na superfície de topo. O aparelho Curing Light (3M ESPE) e o Elipar Freelight (3M ESPE) apresentaram os maiores valores de microdureza na superfície de base (67 e 66 HV) respectivamente. Os autores sugeriram que o tempo de fotopolimerização preconizado pelo fabricante (30 segundos) não foi suficiente para proporcionar valores adequados de microdureza na superfície de base da resina composta. Nesta pesquisa os autores utilizaram tempos de fotoativação de 40 segundos e os valores de microdureza na superfície de base foram muito baixos. Os autores justificaram o fato devido a possibilidade da resina composta selecionada não apresentar canforoquinona como fotoiniciador principal, mas Lucerina ou Propano Phenildiona (PPD) com absorção diferente do espectro de emissão dos aparelhos à base de LEDs (410 nm).

Uhl et al.³² (2003) avaliaram a profundidade de polimerização e a microdureza Knoop das resinas compostas Z100 (3M ESPE) e Spectrum TPH (Dentsply) com canforoquinona e as resinas compostas Solitaire 2 (Kulzer) e Definite (Degussa) que além da canforoquinona apresentaram outro co-iniciador (Dimetox e DMBZ) e (Lucerin TPO) respectivamente. As resinas compostas foram polimerizadas com um aparelho de lâmpada halógena Trilight (3M ESPE) (660 mW/cm^2) e dois aparelhos à base de LEDs Freelight (3M ESPE) (270 mW/cm^2) e um protótipo LED63 (Universidade de Bristol) (638 mW/cm^2). O comprimento de onda foi determinado com imagem espectrográfica, a potência foi determinada com power meter PM5200 (Molelectron) e a intensidade de luz foi determinada usando a fórmula

de potência sobre a área da ponta ativa de cada aparelho fotopolimerizador. A profundidade de polimerização foi determinada com um penetrômetro. Para o teste de microdureza Knoop foram utilizadas matrizes de teflon com 4 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade. Os autores verificaram que a intensidade de luz no centro da ponta ativa foi maior que na extremidade, portanto a intensidade de luz emitida pelo aparelho não é a mesma intensidade de luz aplicada sobre as matrizes para confecção dos corpos-de-prova, pois essas matrizes apresentam um diâmetro menor que a ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores. Quando a ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores foi padronizada com o diâmetro da matriz, o aparelho Trilight (3M ESPE) apresentou intensidade de luz de 1524 mW/cm². O aparelho Trilight (3M ESPE) apresentou maior profundidade de polimerização que os aparelhos à base de LEDs em todas as resinas compostas avaliadas. A microdureza Knoop foi influenciada pela composição da resina composta. Resinas compostas contendo co-iniciadores obtiveram menores valores de microdureza. Os aparelhos à base de LEDs não foram capazes de ativar os co-iniciadores presentes nas resinas compostas, isso ficou comprovado pelos baixos valores de microdureza registrados quando esses aparelhos foram utilizados.

Delgado⁴⁹ (2004) avaliou a microdureza superficial de quatro resinas compostas de cor extra clara quando fotopolimerizadas com o aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Curing Light 2500 (3M ESPE) e o aparelho à base de LEDs Elipar Freelight (3M ESPE). Paralelamente, o autor determinou o espectro de emissão (nm) e a potência (mW) dos aparelhos testados através do espectrômetro USB2000 (Ocean Optics) e do Power Meter (Ophir). A intensidade de luz (mW/cm²) foi calculada através do valor da potência dividida pela área da ponta ativa de cada aparelho fotopolimerizador ($i=P/A$). As resinas compostas utilizadas foram: Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) A2 e XL, Filtek Z250 (3M ESPE) A2 e B0,5, Charisma (Kulzer) A2 e SL e Esthet X (Dentsply) A2 e XL. Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas com um orifício central de 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, armazenados por 24 horas ao abrigo da luz e submetidos ao teste de microdureza Vickers através do microdurômetro MMT-3 (Buehler) com carga de 50 g durante 30 segundos. Segundo o autor, o espectro de emissão dos aparelhos à base de LEDs foi mais estreito do que dos aparelhos de lâmpada halógena, sendo que este último apresentou maior potência e maior intensidade de

luz. Os fatores analisados (resina composta, cor e fonte de luz) influenciaram nos valores de microdureza superficial. O aparelho à base de LEDs proporcionou os menores valores de microdureza superficial. A resina composta Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) cor XL atingiu porcentagem de polimerização inferior a 80%, independente do tipo de fonte utilizada. As cores A2 e XL da resina composta Charisma (Kulzer) não obtiveram porcentagens de profundidade de polimerização acima de 80% quando fotopolimerizadas com o aparelho à base de LEDs.

Pereira et al.⁵⁰ (2004) avaliaram a capacidade de fotopolimerização do aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Ultralux (Dabi Atlante) e do aparelho à base de LEDs Ulraled (Dabi Atlante). A intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores foi determinada com o radiômetro Cure Rite (Efes). Os corpos-de-prova foram confeccionados com as resinas compostas Filtek P60 (3M) e Charisma (Kulzer) inseridas em matrizes metálicas e fotopolimerizadas durante 40 segundos. Após 24h os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de microdureza Vickers com carga de 50g durante 30 segundos. Os autores verificaram que o aparelho à base de LEDs proporcionou menores valores de microdureza na superfície de topo e base da resina composta do que o aparelho de lâmpada halógena. Na superfície de topo não houve diferença entre os dois sistemas. A resina composta Charisma (Kulzer) apresentou valores menores de microdureza. Segundo os autores isso foi atribuído ao tamanho das partículas, pois quanto menores as partículas, maior a capacidade da luz se espalhar, diminuindo dessa forma, a efetividade da luz polimerizadora.

New Blue, assim denominaram Uhl et al.⁵¹ (2004) os aparelhos à base de LEDs de segunda geração que emitem alta intensidade de luz. Estes pesquisadores investigaram o desempenho de um aparelho protótipo à base de LED com alta intensidade de luz (901 mW/cm^2) e um aparelho de lâmpada halógena convencional Polofil (Voco) com intensidade de luz de 860 mW/cm^2 . Os espectros de luz dos aparelhos foram medidos com o espectrômetro Tidas (J&M) e a potência dos aparelhos foi determinada com o Power Meter Molelectron PM3 (Molelectron 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 A3,5, Z100 (3M) cores A4 e A3,5 e Revolcin Flow (Merz Dental) nas cores A2 e A3,5 polimerizadas durante 40 segundos. A resina composta Revolcin Flow (Merz Dental) apresenta co-iniciadores com absorção de luz com comprimentos 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 mm de profundidade. A matriz foi apoiada numa superfície escura não reflexiva. Os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C por 24 horas e submetidos ao teste de microdureza superficial, com carga de 200g 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 contêm 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 lesões 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 polimerizada com o aparelho à base de LED, pela presença de outros co-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 LEDs de segunda geração têm o potencial para substituir os aparelhos de lâmpada halógena de forma que as resinas compostas sejam selecionadas cuidadosamente.

Teider et al.³¹ (2005) avaliaram a eficiência de fotopolimerização do aparelho de lâmpada halógena Curing Light (3M ESPE) e do aparelho à base de LEDs Elipar Freelight (3M ESPE). Corpos-de-prova foram confeccionados com a resina composta Tetric Ceram (Ivoclar) e fotopolimerizados durante 40 segundos.

Após 24h os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de microdureza Vickers com carga de 50g durante 30 segundos. Os autores concluíram que o aparelho à base de LEDs proporcionou menores valores de microdureza na superfície de base que o aparelho de lâmpada halógena. Na superfície de topo não houve diferença entre os dois sistemas.

Beun et al.⁵² (2007) compararam as propriedades mecânicas e o grau de polimerização de diferentes resinas compostas. As resinas compostas avaliadas foram: A110 (3M ESPE) e Durafill (Kulzer) ambas de micropartículas, Supreme (3M ESPE), Grandio e Grandio Flow (Voco) ambas de nanopartículas, Point-4 (Kerr), Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent), Vênus (Kulzer), Z100 (3M ESPE) resinas compostas universais. Para avaliar as propriedades mecânicas como: módulo de elasticidade, resistência flexural e microdureza Vickers as resinas compostas foram fotopolimerizadas com o aparelho de lâmpada halógena XL3000 (3M ESPE) com 650 mW/cm^2 durante 60 segundos. Para avaliar o grau de polimerização, as resinas compostas foram polimerizadas com o aparelho de lâmpada halógena durante 40 segundos e com o aparelho à base de LED Elipar Freelight (3M ESPE) com 450 mW/cm^2 durante 10 segundos como recomendado pelo fabricante do aparelho. A resina composta Grandio apresentou o maior módulo de elasticidade. A maior resistência flexural foi apresentada pela resina composta Z100 (3M ESPE) seguida da resina composta Supreme (3M ESPE) e Grandio (Voco). A microdureza apresentada pelas resinas compostas Z100 (3M ESPE) e Grandio (Voco) foi de aproximadamente 100 VHN e para a resina composta Supreme (3M ESPE) foi de 60 VHN, sendo diferentes estatisticamente. A resina composta nanoparticulada apresentou propriedades mecânicas tão boas quanto as resinas compostas denominadas universais.

Mandarino et al.⁵³ (2003) avaliaram a influência da intensidade de luz na profundidade de polimerização da uma resina composta Palfique-Estelite (J. Morita). Para a realização dos corpos-de-prova, a resina composta foi inserida em matrizes de polipropileno preta com 5mm de profundidade por 2mm de raio, e fotopolimerizada com os aparelhos Ultralux (Dabi-Atlante) (modo padrão - 450 mW/cm^2) e Jet Lite 4000 (J. Morita) (modo padrão - 1300 mW/cm^2 e intensidade de luz gradativa atingindo 1200 mW/cm^2). O tempo de exposição da resina composta foi

de 40 segundos e as profundidades medidas foram: 0,5; 1; 2; 3 e 4mm. Os corpos-de-prova foram submetidos imediatamente ao teste de microdureza Vickers. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de microdureza obtidas com o aparelho Jet Lite 4000, no modo padrão ($34,24 \text{ Kp/mm}^2$) e gradativa ($32,19 \text{ Kp/mm}^2$), sendo estas superiores a média obtida com o aparelho Ultra Lux ($20,49 \text{ Kp/mm}^2$). Além disso, notou-se que os valores de microdureza diminuíram conforme aumentou a profundidade. As medidas mais altas foram obtidas nas profundidades de 0,5mm ($42,36 \text{ Kp/mm}^2$), 1mm ($37,4 \text{ Kp/mm}^2$) e 2 mm ($31,82 \text{ Kp/mm}^2$). Os menores valores de microdureza foram encontrados nas profundidades de 3mm ($22,02 \text{ Kp/mm}^2$) e 4mm ($11,27 \text{ Kp/mm}^2$).

2.3 ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA

Zach e Cohen¹ (1965) observaram a resposta pulpar, frente a elevações de temperatura causadas durante a realização de procedimentos operatórios. Para esta pesquisa foram utilizados cinco macacos da espécie *rhesus*, a qual foi selecionada por apresentar a morfologia similar à dentina humana. A fonte de calor utilizada foi um ferro de solda aquecido à temperatura de 275°C , aplicado na face vestibular de todos os dentes de cada quadrante da arcada dentária. Esse ferro de solda foi mantido em contato com a superfície dental por um período de 5 a 20 segundos, dependendo da elevação de temperatura necessária para o estudo, a qual teve variações entre 4°F ($2,2^\circ\text{C}$), 10°F ($5,6^\circ\text{C}$), 20°F ($11,1^\circ\text{C}$) e 30°F ($16,8^\circ\text{C}$). Todos os registros de temperatura foram realizados utilizando um termistor conectado a um termômetro, o qual foi inserido na câmara pulpar dos dentes do mesmo quadrante da arcada dentária. Os estudos histológicos foram realizados nos dentes do quadrante oposto os quais não receberam nenhum preparo cavitário de acesso à câmara pulpar. Os dentes foram avaliados histologicamente num intervalo de 2, 7, 14, 56 e 91 dias após a aplicação do calor. Elevações de temperatura intrapulpar de 4°F , avaliadas após 2 dias da aplicação do ferro de solda, apresentaram pequenas alterações intrapulpares, restritas somente aos odontoblastos que ficaram em contato com a área que recebeu calor. Quando a temperatura se elevou a 10°F , após 2 dias da aplicação do ferro de solda, a polpa dental apresentou a destruição da maioria dos odontoblastos, porém em 56 dias a

polpa dental conseguiu reverter o trauma térmico. Porém 15% dos dentes avaliados sofreram necrose. Elevações de temperatura intrapulpar de 20°F apresentaram, após 2 dias da aplicação do ferro de solda, alterações pulparese severas, o que provocou a necrose de 60% dos órgãos pulparese avaliados. Quando a temperatura foi elevada a 30°F todas as polpas dentais apresentaram necrose irreversível.

Hussey et al.² (1995) afirmaram que a polpa dental é um tecido altamente vascularizado e que pode ser comprometido durante o preparo cavitário por procedimentos restauradores. Em parte esta susceptibilidade a injúrias térmicas pode ser devido a aumentos de temperatura transmitida através do esmalte e da dentina causando danos ao órgão pulpar. Como é desconhecida a geração de calor produzida pela reação exotérmica da resina composta durante a polimerização, os autores utilizaram a técnica termográfica por infravermelho Sistema Thermovision 900 (Agema) para avaliar as mudanças de temperatura produzidas pelas resinas compostas Herculite XRV (Kerr) e Heliolux (Vivadent) durante o processo de polimerização. Foram realizadas restaurações de Classe III e de Classe IV em dentes incisivos superiores em dez pacientes. A resina composta foi fotoativada durante 40 segundos com um aparelho fotopolimerizador. Durante a fotopolimerização foi determinada a elevação de temperatura da resina composta. Os resultados demonstraram que a reação exotérmica das resinas compostas foi quase instantânea e ocorreu tão logo o aparelho fotopolimerizador foi acionado e o pico de elevação da temperatura em cada resina composta ocorreu 30 segundos antes do aparelho fotopolimerizador ser desligado. O maior valor de elevação de temperatura obtido foi de 12°C, mantendo-se por um período de tempo menor que 15 segundos. A elevação média de temperatura registrada durante a polimerização das resinas compostas foi de 5,4°C ± 2,5°C sendo esta prejudicial ao órgão pulpar. Os autores sugeriram a proteção do complexo dentino-pulpar com um material isolante térmico, ou, se possível, manter uma espessura suficiente de dentina sobre o órgão pulpar.

Kurachi et al.⁵⁴ (1998) avaliaram termicamente um dente humano primeiro pré-molar superior exposto à luz emitida por aparelhos fotopolimerizadores. No dente selecionado foi confeccionada uma cavidade de Classe V com 2 mm de profundidade. O termistor 120-202EAJ (Fenwal Eletronic) foi posicionado no interior

da câmara pulpar, o mais próximo do preparo cavitário, uma vez que o tecido pulpar é mais vulnerável a alterações de temperatura em comparação aos tecidos duros do dente. Para reproduzir a temperatura da cavidade oral, o dente foi mantido em banho térmico a 37°C. Os aparelhos fotopolimerizadores utilizados foram: um laser de argônio, com a potência variando entre 150, 200, 300 e 500 mW e um aparelho de lâmpada halógena com potência de 400 mW, ambos utilizados por um período de 4 minutos. O dente foi irradiado antes e depois da inserção do material restaurador na cavidade. Os resultados revelaram que o aparelho de lâmpada halógena promoveu uma elevação de temperatura similar à causada pelo laser de argônio com potência de 500 mW e após 45 segundos, essa elevação foi superior a 5°C. Quando o dente foi irradiado com o aparelho de laser de argônio com potência de 150 e 200 mW, a temperatura não atingiu 5°C. Os autores concluíram que a aplicação do laser de argônio em tecidos dentais deve-se restringir a valores de temperatura menores que 5°C, para prevenir qualquer tipo de dano tecidual. A utilização de aparelhos com potência de 400 mW não deve exceder o tempo de 45 segundos de utilização. O emprego de aparelhos com lâmpada halógena, por um período de tempo incorreto, pode levar a um comprometimento da vitalidade pulpar. Segundo os autores, a dissipação de calor na cavidade oral é diferente da dissipação de calor realizada neste estudo *in vitro*. Em um dente vivo há a vascularização pulpar, pode existir a presença de lesão de cárie, além de outros fatores que podem influenciar os resultados obtidos nesta pesquisa.

Shortall e Harrington³ (1998) citaram que os aparelhos fotopolimerizadores dominaram o mercado e os fabricantes têm produzido aparelhos com maior intensidade de luz para compensar as inadequadas polimerizações que ocorrem em cavidades profundas. Os autores também enfatizaram o perigo do excesso de calor sobre a polpa dental durante o processo de polimerização causado pelas unidades fotopolimerizadoras devido a muitas variáveis como a intensidade de luz, qualidade do filtro selecionador de comprimento de onda, tempo de irradiação, distância da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador até a cavidade pulpar, entre outros fatores como: composição do material a ser utilizado para a restauração, espessura de dentina e a dimensão da cavidade. Baseados nessas informações os autores tiveram dois objetivos: avaliar a elevação de temperatura produzida por duas unidades fotopolimerizadoras Optilux 401 (Demetron) e Luxor (ICI) com diferentes

intensidades de luz e diferentes distâncias entre um termistor e a ponta ativa da unidade fotopolimerizadora. O segundo objetivo foi avaliar a elevação da temperatura produzida sobre um incremento de 2 mm de espessura das resinas compostas Herculite (Kerr) dentina e esmalte, Charisma (Kulzer), Pertac (ESPE) nas cores A2, A3,5 e C2 durante o processo de polimerização. Para medir a elevação de temperatura foi utilizado um termistor fixado a uma base de poliamida (nylon) mantida em banho térmico de 37°C. A ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores foi posicionada a distâncias de 0, 2, 4 e 6 mm do termistor e os aparelhos foram acionados durante 60 segundos. A base de nylon foi preenchida com resina composta, a qual foi fotoativada durante 60 segundos. A elevação da temperatura foi avaliada durante o processo de polimerização da resina composta. Antes da base de nylon ser preenchida com resina composta, o aparelho fotopolimerizador Optilux 401 (Demetron) registrou a maior elevação de temperatura 11,2°C. Maiores temperaturas foram registradas para a resina composta Herculite (Kerr) para esmalte (4°C) do que para dentina (2,4°C) pela maior transmissão da luz através da resina composta para esmalte. Os maiores valores de elevação de temperatura foram registrados pelo aparelho fotopolimerizador Optilux 401 (Demetron) e com a resina composta Pertac (ESPE), devido aos diferentes tipos de monômeros utilizados neste material. Os autores concluíram que a elevação de temperatura no dente está relacionada com a reação exotérmica do material. Um menor tempo de irradiação deveria ser utilizado em preparos cavitários que apresentam pequena espessura de dentina, para a polimerização de sistemas adesivos e quando unidades fotopolimerizadoras de alta intensidade de luz são utilizadas. Ainda segundo os autores, a composição química do material restaurador foi uma importante variável na determinação da elevação da temperatura.

Hannig e Bott²⁷ (1999) avaliaram o aumento da temperatura na câmara pulpar de um terceiro molar humano extraído, durante a polimerização da resina composta Ecusit (DMG) com 6 aparelhos fotopolimerizadores: Heliolux II (Vivadent) - H: 320mW/cm², Astralis 5 (Vivadent) - A: 525mW/cm², QHL 75 (Dentsply) - Q: 505mW/cm², Optilux 500 (Demetron) - O: 670mW/cm², Elipar Highlight (ESPE) - EH: 730mW/cm² e ADT 1000 PAC (American Dental Technologies) - P: 1196mW/cm². Foi preparada uma cavidade de Classe II nas superfícies oclusal e proximal mantendo uma espessura de dentina de 1 mm entre a

câmara pulpar . Um termopar tipo – K conectado a um termômetro digital (AB 25 NN) foi inserido na câmara pulpar do dente para medir a elevação de temperatura na câmara pulpar durante a polimerização da resina composta. O dente foi mantido em banho térmico de $37^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Um incremento de 2 mm de espessura de resina composta foi levado à cavidade. A resina composta foi fotoativada durante 40 segundos com cada aparelho fotopolimerizador em teste. Os autores verificaram que as unidades fotopolimerizadoras com alta intensidade de luz como (A, EH, O, P, Q) produziram maior elevação de temperatura alcançando valores de $4,66^{\circ}\text{C}$, $6,94^{\circ}\text{C}$, $7,33^{\circ}\text{C}$, $7,83^{\circ}\text{C}$, $5,59^{\circ}\text{C}$ respectivamente. Para o aparelho (H) com menor intensidade de luz, a maior elevação de temperatura registrada foi de $2,89^{\circ}\text{C}$. Os autores concluíram que o potencial de risco para a polpa dental pelo calor emitido durante a polimerização da resina composta é maior quando se utiliza aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade de luz do que com baixa intensidade de luz. E alertaram sobre o risco de dano pulpar durante da polimerização da resina composta em cavidades profundas.

Loney e Price³⁰ (2001) avaliaram os efeitos da luz emitida por um aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron), com ponta ativa padrão ($720\text{mW}/\text{cm}^2$) e ponta turbo ($1037\text{mW}/\text{cm}^2$) e, um aparelho de arco de plasma Apollo 95E (DMD) com intensidade de luz de ($1930\text{mW}/\text{cm}^2$), na transferência de calor através da resina composta e da dentina. A temperatura foi registrada através de um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (Bernant Modelo 600-1040). A temperatura foi determinada diretamente na ponta ativa da unidade fotopolimerizadora e também entre a combinação de um cilindro de resina composta Prodigy (Kerr) com 1 mm de espessura e um cilindro de dentina de duas espessuras: 0,58 mm e 1,45 mm. A resina composta foi fotoativada durante 40 segundos com o aparelho de lâmpada halógena e por 3 e 6 segundos com o aparelho de arco de plasma. O aparelho Optilux 401 (Demetron) avaliado diretamente na ponta turbo produziu elevações de temperatura de $26,4^{\circ}\text{C}$ e com a ponta ativa padrão produziu elevações de 13°C . O espécime de dentina com 0,58 mm apresentou valores de elevação de temperatura de $10,2^{\circ}\text{C}$ e no espécime de 1,45 mm o valor registrado foi de $6,9^{\circ}\text{C}$. O aparelho de arco de plasma registrou os menores valores de elevação de temperatura. Os autores concluíram que a ponta turbo, pode ser prejudicial ao órgão pulpar, pois elevou a temperatura 42% a mais

que a ponta ativa padrão.

Carreira et al.⁵⁵ (2002) compararam a elevação de temperatura gerada por um aparelho fotopolimerizador à base de LED: DMC (Dabi Atlante), com intensidade de luz de 150 mW/cm^2 e um aparelho com lâmpada halógena: Ultralux (Dabi Atlante) com intensidade de luz de 720 mW/cm^2 e observaram o efeito da interposição de uma camada de 2 mm de espessura de resina composta Definiti cor A3,5. Para determinar a alteração de temperatura dos aparelhos fotopolimerizadores, foi utilizado um controlador de temperatura (COEL HW 1450). Os registros de elevação de temperatura foram realizados aplicando-se o sensor do controlador diretamente na ponta ativa do fotopolimerizador e acionando-o durante 30 segundos. Para determinar o efeito da camada de resina composta, foi confeccionado um corpo-de-prova com 8 mm de diâmetro e 2 mm de espessura interposto entre o controlador de temperatura e a ponta ativa do fotopolimerizador, o qual foi acionado novamente durante 30 segundos. Os autores verificaram que o aparelho à base de LED apresentou potência inferior comparado com o aparelho de lâmpada halógena. O aparelho de lâmpada halógena apresentou os maiores valores de elevação de temperatura. A utilização de uma camada de 2 mm de resina composta diminuiu a elevação de temperatura em até 64% funcionando como um isolante térmico.

Tarle et al.¹³ (2002) avaliaram o grau de conversão e a elevação da temperatura das resinas compostas Filtek™ Z250 (3M), Tetric Ceram (Ivoclar) e Pertac (ESPE) fotoativadas por um aparelho experimental à base de LEDs Blue Superbright (9 mW/cm^2), com o aparelho de arco de plasma Apollo 95E (DMD) (1370 mW/cm^2) e com um dos aparelhos mais utilizados para a polimerização de resinas compostas, um aparelho convencional de lâmpada halógena Elipar II (3M) (560 mW/cm^2). O grau de conversão foi avaliado utilizando-se Espectroscopia de Infra-vermelho Transformada de Fourier e a elevação de temperatura foi determinada com o auxílio de um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital M3850D (Metex) inserido dentro da resina composta. As resinas compostas foram irradiadas durante 20 e 40 segundos com cada um dos aparelhos fotopolimerizadores. Os autores verificaram que o grau de conversão e a elevação da temperatura foram maiores quando o aparelho convencional de lâmpada

halógena foi utilizado. O maior grau de conversão foi obtido pela resina composta Pertac II (ESPE) constituída por TEGDMA e EGDMA. O pico de elevação não ocorreu imediatamente, mas entre 10 e 15 segundos após o início da fotoativação. Os autores verificaram que o aparelho à base de LEDs obteve a melhor distribuição espectral dentro do espectro de absorção da canforoquinona, o que justificaria a sua baixa intensidade de luz. Segundo os autores nenhum comprimento de onda abaixo de 430 nm e acima de 500 nm é utilizado para ativar o grupo cetona na canforoquinona. Os aparelhos de lâmpada halógena produzem luz branca, a qual é filtrada com o intuito de remover os comprimentos de onda indesejáveis. Em alguns casos, o aparelho à base de LEDs Blue Superbright não foi capaz de polimerizar por completo incrementos de 2 mm de espessura, com exceção da resina composta Filtek™Z250 constituída por UDMA e Bis-EMA que são monômeros de alto peso molecular e com poucas duplas ligações. Os autores verificaram que, a composição da resina composta Filtek™Z250, permitiu que esse material obtivesse maior efetividade de polimerização em apenas 20 segundos de fotoativação.

Uhl et al.⁸ (2003) tiveram três objetivos neste estudo. Primeiro, avaliaram se as unidades de lâmpada halógena produziam maiores temperaturas que os aparelhos à base de LED. Segundo, testaram a hipótese se o matiz da resina composta teve influência na elevação da temperatura. E por fim, verificaram se o uso do modo “*softstart*” em vez do modo convencional, para as unidades de lâmpada halógena, causaria menor elevação de temperatura durante o processo de polimerização das resinas compostas. Os aparelhos utilizados foram: dois aparelhos à base de LEDs: Elipar Freelight (3M ESPE) e um protótipo LED63 (Universidade de Bristol - EUA) e dois aparelhos de lâmpada halógena: Translux CL (Heraeus Kulzer) e Elipar Trilight (3M ESPE). As resinas compostas utilizadas foram Z100 (3M ESPE), Durafill VS (Heraeus Kulzer) e Solitaire2 (Heraeus Kulzer) cores A2 e A4. As resinas compostas foram inseridas numa matriz de polímero com 4 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade. A temperatura foi monitorada com um termopar tipo-K (PICO TC 08) e com um aparelho de infravermelho de alta resolução 256ST (IRRIS) durante 40 e 60 segundos respectivamente. A potência e o comprimento de onda dos aparelhos fotopolimerizadores foram determinados. Todas as resinas compostas fotoativadas com o aparelho de lâmpada halógena alcançaram a polimerização por todo o incremento de 2 mm de espessura. Os aparelhos à base de LEDs proporcionaram

menores valores de elevação de temperatura, porém, mesmo apresentando os menores valores, a temperatura elevou-se acima de 5,5°C. Os menores valores de elevação de temperatura foram obtidos pela resina composta Durafill (Kulzer) quando fotoativada com o aparelho Elipar Trilight (3M ESPE) no modo *softstart*, pois, a resina composta ficou exposta a uma menor intensidade de luz que no modo convencional. A resina composta Solitaire 2 (Kulzer) apresentou os maiores valores de elevação de temperatura, devido à polimerização mais rápida, justificado pelo fato de apresentar maior concentração de canforoquinona. As resinas compostas com o matiz claro (A2) obtiveram maiores temperaturas que as de matiz escuro (A4) quando os aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs foram utilizados. O inverso ocorreu quando os aparelhos de lâmpada halógena foram utilizados. Os aparelhos à base de LEDs apresentaram comprimento de onda específico em 460 nm, a luz se espalhou melhor em resinas compostas mais claras iniciando dessa forma antecipadamente a reação de polimerização e consequentemente elevando a temperatura nestas resinas compostas com matiz claro. Os fatores unidade fotopolimerizadora, resina composta e matiz tiveram influência significativa na elevação de temperatura. Os aparelhos de lâmpada halógena apresentaram comprimentos de onda na região ultravioleta e os aparelhos à base de LEDs quando o parâmetro do pico foi determinado a meia altura, obtiveram um pico de comprimento de onda coincidindo com o pico da canforoquinona.

Yap e Soh⁷ (2003) avaliaram a emissão térmica da luz de três aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs Elipar Freelight (3M), GC e-light (GC), Coolblue (Dental Systems), e três aparelhos de lâmpada halógena Max (Dentsply), Elipar Trilight (3M) e Astralis 10 (Ivoclar). A emissão térmica foi avaliada com um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital 305 (Peacock Precision Instruments). O termopar tipo-k foi posicionado a 3 e 6 mm da ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores. A elevação de temperatura para os aparelhos à base de LEDs com a distância de 3 mm foi de 12,9°C e 7,5°C à distância de 6 mm. Os aparelhos de lâmpada halógena obtiveram valores de 46,4°C com a distância de 3 mm e 25,5°C à distância de 6 mm. A emissão térmica dos aparelhos à base de LEDs foi menor do que para os aparelhos de lâmpada halógena. Os autores verificaram que as lâmpadas halógenas emitem luz por um filamento incandescente, por isso emitiram tanto calor, os aparelhos à base de LEDs emitem luz azul pela

recombinação de elétrons na junção p-n do semicondutor de nitrito de gálio, não sendo necessário a utilização de filtros para emissão de luz coincidindo com o espectro de absorção da canforoquinona.

Asmussen e Peutzfeldt¹⁶ (2005) analisaram dois objetivos neste estudo. Primeiro, avaliaram a elevação de temperatura produzida pela luz emitida de dez aparelhos à base de LEDs e 3 aparelhos de lâmpada halógena. Segundo, relacionaram esta elevação de temperatura gerada pela luz dos aparelhos fotopolimerizadores com a intensidade de luz desses aparelhos. Os aparelhos de lâmpada halógena investigados foram: um aparelho convencional XL3000 (3M ESPE) e dois aparelhos com alta intensidade de luz Optilux 501 (Kerr) e Elipar Highlight (3M ESPE). Os aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs investigados foram: Aqua Blue (Toesco), CoolBlue (DentalSystems), DioPower (CMS), Elipar Freelight (3M ESPE), Elipar Freelight 2 (3M ESPE), L.E.Demetron 1 (Kerr), Lux-O-Max (Akeda), Lux-O-Max P1 (Akeda), SmartLite (Dentsply) e UltraLume LED 2 (Ultradent). A intensidade de luz dos aparelhos foi registrada com um radiômetro manual (Demetron). A resina composta Tetric Ceram (Ivoclar) foi inserida numa matriz de teflon com 4 mm de diâmetro e 4 mm de altura e no interior da resina composta foi inserido um termopar conectado a um galvanômetro (Radiometer Copenhagen). A resina composta foi irradiada durante 40 segundos. Os resultados demonstraram que a temperatura aumentou com o aumento da intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores. Os dois aparelhos de lâmpada halógena de alta intensidade de luz Optilux 501 (Kerr) e Elipar Highlight (3M ESPE) obtiveram os maiores valores de elevação de temperatura na resina composta quando comparados aos aparelhos à base de LEDs com a mesma intensidade de luz. Os autores concluíram que somente os aparelhos à base de LEDs de primeira geração induziram menor elevação de temperatura devido a menor intensidade de luz emitida.

Schneider et al.²⁹ (2005) verificaram o aumento de temperatura produzida por um aparelho de lâmpada halógena XL 2500 (3M ESPE) com densidade de energia de 12 J/cm² (600 mW/ cm² durante 20 segundos), um aparelho à base de LEDs Ultrablue IS (DMC) com densidade de energia de 8 J/cm² (400 mW/ cm² durante 20 segundos) e um sistema de arco de plasma de xenônio Apollo 95E

(DMD) com densidade de energia de $4,3 \text{ J/cm}^2$ (1450 mW/cm^2 durante 3 segundos), durante a fotoativação de duas resinas compostas Filtek™ Z250 (3M ESPE) e Filtek Flow (3M ESPE), em incrementos de 2 e 3 mm de espessura. Uma base em resina acrílica foi confeccionada com as seguintes finalidades: servir de guia para o termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (Iopetherm 46), suporte para um disco de dentina de 0,5 mm de espessura (obtido de dentes bovinos que serviu para simular a dentina remanescente da cavidade) e também como suporte para matrizes confeccionadas com 3 mm de diâmetro e 2 mm e 3 mm de espessura onde foi inserida a resina composta. O maior valor obtido da elevação de temperatura pelo termômetro foi registrado e subtraiu-se este valor da temperatura inicial de 20°C , obtendo-se a variação de temperatura ocorrida. A espessura de 3 mm de resina composta contribuiu para a redução da variação da temperatura gerada pelos aparelhos fotopolimerizadores testados, ou seja, apesar de existir maior quantidade de material para promover a reação exotérmica, a luz, ao passar através da resina composta, foi absorvida e espalhada, atenuando a intensidade. A fonte de luz halógena produziu valores superiores de elevação de temperatura, seguida pela fonte LED. Isto provavelmente ocorreu pela densidade de energia (intensidade de luz $\times$ tempo) produzida por cada método de fotoativação. O fator composição da resina composta influenciou no aumento de temperatura, pois a resina composta Filtek Flow (3M ESPE), com incremento de 2 mm de espessura apresentou maior aumento de temperatura ($1,6^\circ\text{C}$) quando fotoativada com o aparelho de lâmpada halógena XL 2500 (3M ESPE). A resina composta Filtek Flow (3M ESPE) apresentou maior proporção de matriz resinosa e o aparelho de lâmpada halógena XL 2500 (3M ESPE) maior densidade de energia. A reação de polimerização é uma reação exotérmica, que está relacionada ao volume de resina composta e é dependente da densidade de energia. Com o aumento da espessura do incremento de resina composta, houve a diminuição da intensidade de luz através do material e por isso, menor conversão de monômeros em polímeros nas regiões mais profundas, e conseqüentemente menor reação exotérmica de polimerização. Assim, a resina composta Filtek Flow (3M ESPE), com 3 mm de espessura, ao ser fotoativada com menor intensidade de luz, apresentou maior proporção de matriz resinosa não polimerizada, com conseqüente redução da reação exotérmica. E, além disso, segundo os autores, a resina composta apresentou baixo coeficiente de condutividade térmica, contudo a maior proporção de matriz resinosa funcionou

como isolante térmico, promovendo menores valores de variação de temperatura sendo 1,17°C para o aparelho XL 2500 (3M ESPE), 0,87°C para o aparelho Ultrablue e 0,61°C para o Apollo.

Uhl et al.⁵ (2006) verificaram se a utilização de uma unidade fotopolimerizadora de alta intensidade de luz resultaria em maior elevação de temperatura e em consequência, menor número de fibroblastos vivos em gengiva humana. As resinas compostas Admira (Voco), Grande (Voco), Filtek Supreme (3M ESPE) e Filtek™Z250 (3M ESPE) foram polimerizadas com as unidades fotopolimerizadoras de lâmpada halógena Swiss Master Light (EMS), Optilux 501 (Demetron) e com um protótipo à base de LEDs em um modelo de câmara pulpar que simulou a situação *in vivo* com preparo cavitário, dentina remanescente e câmara pulpar, mantido à temperatura constante de 37°C. Um disco de dentina autoclavado foi inserido no modelo de câmara pulpar para separá-lo em compartimento superior, simulando o preparo cavitário, e o compartimento inferior, simulando a câmara pulpar. E com contato direto com o disco de dentina foi colocada uma membrana de policarbonato (Millipore) e 100 µL de células (DMEM). A temperatura foi registrada com um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (PICO TC08). A resina composta foi inserida no compartimento superior e irradiada por 4 segundos com o aparelho de lâmpada halógena Swiss Master Light (EMS) e por 40 segundos com os outros dois aparelhos fotopolimerizadores. Após 5 minutos a membrana foi removida. A citotoxicidade das amostras polimerizadas foi testada com o teste de MTT. Os autores concluíram que não houve nenhuma diferença considerável no aumento de temperatura e no número de células entre os aparelhos fotopolimerizadores. Todos os aparelhos testados geraram uma elevação de temperatura média no modelo de câmara pulpar de 1,5°C, alcançando 38,5°C, porém essa elevação não teve um efeito negativo nas células.

Daronch et al.⁵⁶ (2006) avaliaram a elevação de temperatura intrapulpar durante a restauração de um dente humano extraído, utilizando resinas compostas na temperatura ambiente e pré-aquecida. Um termopar tipo-K foi posicionado na câmara pulpar de um pré-molar, onde foi realizado um preparo cavitário de Classe V, mantendo 1 mm de espessura de dentina remanescente na superfície vestibular. A raiz do dente foi imersa em banho térmico entre 34°C e 35°C

simulando a temperatura sanguínea. O dente foi restaurado utilizando a resina composta Esthet X (Dentsply) mantida na temperatura ambiente e pré-aquecida à 54°C e 60°C com o aparelho de aquecimento Calset (AdDent). A elevação de temperatura foi determinada durante os 20 segundos de polimerização da resina composta. A resina composta na temperatura ambiente apresentou elevação de temperatura de 38,8°C, a resina composta aquecida a 54°C apresentou elevação de temperatura de 39,4°C e a resina composta aquecida a 60°C apresentou elevação de temperatura de 39,0°C havendo diferenças significativas entre elas. Entretanto, o aumento da temperatura foi somente de 0,6°C nas resinas compostas pré-aquecidas. Os resultados deste estudo confirmaram que o maior risco de dano pulpar ocorre durante a fotopolimerização e o outro fator determinante da elevação de temperatura intrapulpar é a espessura da dentina remanescente.

2.4 ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA E MICRODUREZA SUPERFICIAL

Kleverlaan e De Gee⁶ (2003) afirmaram que utilização de aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade de luz reduz o tempo de polimerização da resina composta, porém aumenta o risco de dano pulpar. Os autores avaliaram a eficiência e a emissão de calor de dois fotopolimerizadores de lâmpada halógena de alta intensidade de luz: Astralis 10 HIP 1100 mW/cm² (Ivoclar Vivadent) e Optilux 501 Boost 1000 mW/cm² (Demetron) durante a fotoativação de três resinas compostas InTen-S (Ivoclar Vivadent), Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) e Filtek™™Z250 (3M ESPE). A microdureza superficial foi avaliada através dos corpos-de-prova preparados em uma matriz de PVC com 8 mm de diâmetro e 3 mm de profundidade. Os materiais foram fotopolimerizados durante 10 segundos com os dois aparelhos fotopolimerizadores selecionados, armazenados em água a 37°C durante 24 horas e submetidos ao aparelho microdurômetro Alpha Microdurometer com carga de 9,8 N durante 15 segundos. A emissão de calor produzida durante a fotoativação foi determinada em cavidades padronizadas de 3 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade, perfuradas no gesso. O gesso foi o material selecionado por apresentar uma condutividade térmica semelhante à dentina. A temperatura foi determinada com um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (TC-08 Datalogger) inserido ao lado do bloco de gesso e a ponta ativa do fotopolimerizador

posicionada no centro das cavidades as quais foram preenchidas com uma das resinas compostas em teste. Aproximadamente 10 minutos após a fotopolimerização, os corpos-de-prova foram novamente fotopolimerizados por mais 10 segundos para registrar somente a elevação de temperatura gerada pelo aparelho fotopolimerizador e não a reação exotérmica da resina composta. A maior elevação de temperatura foi registrada para o aparelho Astralis 10 (Ivoclar Vivadent) 16,2°C, após os 10 minutos a temperatura baixou para 11,8°C. O valor da diferença entre a temperatura inicial e final é igual ao valor da reação exotérmica (9,2°C). Os autores concluíram que a elevação da temperatura durante o processo de polimerização da resina composta ocorreu tanto pela reação exotérmica do material quanto pelo calor emitido do aparelho fotopolimerizador. Os melhores resultados registrados de microdureza superficial e os menores valores de elevação de temperatura foram para o aparelho fotopolimerizador Optilux 501 (Demetron) 11,2°C. O aparelho fotopolimerizador Optilux 501 (Demetron) apresentou menores valores de elevação de temperatura devido a menor intensidade de luz. Na irradiação subsequente, o aparelho fotoativador Optilux 501 (Demetron) também demonstrou valores menores de elevação de temperatura 8,2°C. A resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE) obteve os maiores valores de microdureza, seguida da resina composta Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) e por último a resina composta InTen-S (Ivoclar Vivadent). Segundo os autores isto foi atribuído principalmente ao tipo, tamanho e distribuição das partículas adicionadas na matriz orgânica.

Stewardson et al.²⁸ (2004) avaliaram a emissão térmica e a eficiência de polimerização de um aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena de alta intensidade de luz Astralis 10 (Ivoclar Vivadent) com diferentes modos de fotoativação: (Adh) 650 mW/cm² por 20 segundos, (Pulse) aumenta a intensidade de luz de 150 mW/cm² para 650 mW/cm² em 10 segundos; de 650 mW/cm² a 1200 mW/cm² em 2 segundos, mantendo a intensidade nos próximos 10 segundos, (HI P) 1200 mW/cm² por 10 segundos e (ECS) 1200 mW/cm² por 30 segundos. Todos esses modos de fotoativação foram utilizados durante a polimerização da resina composta Tetric Ceram HB (Ivoclar Vivadent) e InTen-S (Ivoclar Vivadent) na cor A3. A elevação de temperatura foi avaliada numa matriz de nylon com cavidade de 2 mm de profundidade e 4 mm de diâmetro mantida em banho térmico a 37°C±0.5°C e por onde também passava um termistor (Corby). O termistor estava conectado a uma

interface compatível para a conversão dos dados. A cavidade foi irradiada sem nenhuma resina composta no local e depois com a resina composta preenchendo a cavidade. Após 2 minutos da fotopolimerização, a resina composta foi novamente irradiada na cavidade para obter os valores de elevação de temperatura do aparelho fotopolimerizador separadamente da reação exotérmica da resina composta. A microdureza Wallace registrou a profundidade de penetração de um diamante Vickers nas superfícies dos corpos-de-prova confeccionados em matrizes de nylon com 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade. A primeira carga aplicada foi de 1 g durante 10 segundos e a segunda carga aplicada foi de 300 g durante 30 segundos. Os autores obtiveram como resultados elevações de temperatura que variaram de 6.9°C para a resina composta InTen-S (Ivoclar Vivadent) fotoativada com o programa Adh e 11.0 °C para a resina composta Tetric Ceram HB (Ivoclar Vivadent) fotoativada com HI P. Ambas as resinas compostas polimerizadas com os modos ECS, HI P e inclusive no modo Pulse, obtiveram os maiores picos de elevação de temperatura. As duas resinas compostas não apresentaram diferenças nos valores de microdureza superficial na região de topo para qualquer modo de fotoativação, com exceção do modo (ECS) que proporcionou os maiores valores de microdureza. Na superfície de base não foi verificada nenhuma diferença para a resina composta Tetric Ceram HB (Ivoclar Vivadent), entretanto para a resina composta InTen-S com o modo HI P e Pulse foram registrados os menores valores de microdureza superficial. Os autores concluíram que a elevação de temperatura na base da cavidade está relacionada à profundidade de polimerização da resina composta como também com a produção de calor do aparelho fotopolimerizador. A extensão do trauma térmico a ser tolerado pela polpa dental é desconhecida, por isso os autores relataram que a polimerização de resinas compostas em cavidades profundas próximas à polpa dental deveria ser controlada tanto com a seleção dos aparelhos fotopolimerizadores como com os programas de fotoativação utilizados. Aparelhos de lâmpada halógena de alta intensidade de luz deveriam ser utilizados com menor intensidade de luz durante um tempo mais longo, produzindo uma adequada polimerização e ainda reduzindo o trauma térmico para o incremento inicial inserido em cavidades profundas próximas da polpa dental. O programa (Pulse) da fonte luminosa testada ofereceu melhor polimerização e relativamente menor dano térmico para as resinas compostas testadas.

Vandewalle et al.⁵⁷ (2005) compararam a emissão térmica e a eficiência de polimerização de dois aparelhos à base de LEDs de segunda geração LEDemetron I (Kerr) com intensidade de luz de 602 mW/cm^2 , Allegro (Den-Mat) 1437 mW/cm^2 e um aparelho de lâmpada halógena VIP (Bisco) 608 mW/cm^2 utilizando um termopar tipo-K. A potência dos aparelhos foi determinada com um power meter PowerMax 5200 (Molelectron). A intensidade de luz foi calculada dividindo-se a potência pela área da superfície da ponta ativa de cada aparelho fotopolimerizador. As leituras de temperatura foram realizadas com 0 e 5 mm de distância da ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores. Os aparelhos fotopolimerizadores foram acionados durante 40 segundos. O aumento da temperatura pulpar foi medida em um dente molar inferior humano preparado com uma cavidade de Classe I oclusal com 2,5 mm de profundidade. O dente foi posicionado em uma base de resina acrílica em banho térmico à 37°C e um termopar tipo-K foi inserido na câmara pulpar. Sobre a dentina foi aplicado sistema adesivo e fotoativado durante 40 segundos. As leituras da elevação de temperatura foram registradas. As resinas compostas Z100 (3M ESPE), A110 (3M ESPE) na cor A3 foram utilizadas para avaliar a microdureza superficial. Uma matriz de teflon com 2 mm de altura e 8 mm de diâmetro foi confeccionada para a realização do teste de microdureza Knoop. A matriz foi posicionada sobre uma placa de vidro e a resina composta foi inserida e coberta com uma segunda placa de vidro para que a superfície da resina composta ficasse paralela à superfície da matriz. A resina composta foi fotoativada com cada aparelho fotopolimerizador durante 20 segundos nas distâncias de 1 a 5 mm. Os corpos-de-prova foram armazenados durante 24 horas e submetidos ao teste de microdureza superficial (LECO M 400 G2) com carga de 200g durante 10 segundos. Os valores de microdureza superficial e de elevação de temperatura emitida pela luz do aparelho fotopolimerizador Allegro (Dent Mat) foram os maiores em todas as condições. Os autores concluíram que a primeira geração de aparelhos à base de LEDs apresentou baixa intensidade de luz e por isso não emitiu calor. A segunda geração de aparelhos à base de LEDs com maior intensidade de luz produziu os maiores valores de temperatura quando avaliados à distância de 0 mm, mas por outro lado apresentou os maiores valores de microdureza superficial. A intensidade de luz foi maior na ponta ativa para todos os aparelhos fotopolimerizadores, mas aumentando a distância entre a ponta ativa e o sensor do power meter, houve maior dissipação da luz, diminuindo a intensidade da

luz. Os aparelhos LEDemetron I (Kerr) e VIP (Bisco) obtiveram valores de temperatura e eficiência de polimerização semelhantes e foram diferentes do aparelho fotoativador Allegro (Dent Mat) com alta intensidade de luz.

Schneider et al.⁵⁸ (2006) avaliaram a microdureza Knoop e o aumento de temperatura da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) fotoativada pelo aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena XL2500 (3M ESPE) e dois sistemas à base de LEDs Freelight (3M ESPE) e Ultrablue IS (DMC), utilizando tempos de fotoativação recomendados pelos fabricantes (20 segundos) e mantendo constante a densidade de energia (intensidade de luz X o tempo de exposição) entre os aparelhos fotoativadores. A potência dos aparelhos foi medida com um power meter (Ophir Optronics). A intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores foi obtida dividindo a potência pela área da ponta ativa de cada aparelho fotopolimerizador. A distribuição espectral foi obtida com o Espectrofotômetro USB 2000 (Ocean Optics). Cinco métodos de fotoativação foram realizados: 1) 20 segundos de fotoativação com aparelho de lâmpada halógena XL2500 (3M ESPE) - controle; 2) 20 segundos de fotoativação com o Elipar Freelight LED; 3) 20 segundos de fotoativação com Ultrablue IS XL2500 (3M ESPE); 4) 50 segundos de fotoativação com Elipar Freelight (tempo de fotoativação necessário para o Elipar Freelight alcançar a mesma densidade de energia do aparelho de lâmpada halógena); 5) 30 segundos de fotoativação com Ultrablue IS (tempo de fotoativação necessário para o Ultrablue IS alcançar a densidade de energia do aparelho de lâmpada halógena). Para registrar o aumento de temperatura na resina composta foi utilizado um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (Iopetherm 46). A resina composta foi aplicada em uma matriz circular de elastômero com 3 mm diâmetro e 2 mm de altura com o termopar posicionado no centro da matriz. Entre o termopar e a resina composta foi posicionado um disco de dentina de 0,5 mm simulando a dentina residual. A temperatura inicial foi estabilizada em $20 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$. A resina composta foi fotoativada e o pico de temperatura foi registrado. A temperatura inicial foi deduzida da temperatura final para obter a variação de temperatura. Os corpos-de-prova foram colocados em matrizes de PVC preenchidas com resina acrílica autopolimerizável e após 24 horas os corpos-de-prova foram polidos e as leituras de microdureza Knoop foram executadas com um microdurômetro HMV-2000 (Shimadzu). Utilizando tempos de fotoativação recomendados pelo fabricante,

o aparelho de lâmpada halógena com densidade de energia de 13.400 mJ/cm^2 produziu maior elevação da temperatura que as outras duas unidades à base de LEDs. Entretanto, o aparelho à base de LEDs Elipar Freelight obteve os menores valores de elevação de temperatura e microdureza superficial na resina composta devido ao menor valor de densidade de energia (5.400 mJ/cm^2) e intensidade de luz (270 mW/cm^2). O aparelho à base de LEDs Ultrablue IS obteve valores de microdureza superficial semelhante ao aparelho de lâmpada halógena. Os autores atribuíram esses valores ao fato que o aparelho Ultrablue IS apresentou um espectro de luz específico no espectro da canforoquinona 450-490 nm, sendo que 71% da intensidade de luz encontraram-se nesse intervalo de comprimento de onda ao contrário do aparelho de lâmpada halógena onde somente 51% encontraram-se nesse intervalo de comprimento de onda. Quando a densidade de energia foi padronizada para todos os aparelhos, os resultados mostraram que não houve diferença nos valores de microdureza superficial da resina composta entre os três aparelhos testados.

2.5 MATERIAIS RESTAURADORES

Peutzfeldt³³, (1997) descreveu uma revisão sobre resinas compostas. Os componentes principais como matriz orgânica, a qual é composta pelo sistema monomérico, iniciadores e estabilizadores; partículas inorgânicas como vidro, quartzo e sílica e um agente organo-silano que une as partículas de carga a matriz orgânica. As propriedades das resinas compostas dependem desses três componentes. Os monômeros utilizados nas resinas compostas são baseados em BisGMA, o qual foi desenvolvido há 40 anos atrás. A principal desvantagem das resinas compostas é a contração de polimerização e baixa resistência aos esforços mastigatórios. Para compensar essas desvantagens foram desenvolvidos outros monômeros que aumentam o grau de conversão, melhorando as propriedades e a longevidade das resinas compostas.

Christensen et al.³⁵ (1999) descreveram neste artigo as diferentes resinas compostas utilizadas para restauração direta e oferece sugestões para a utilização desses materiais. Ao falar da resina composta híbrida, o autor considera

essa categoria de resina composta como universal. Esta resina composta apresenta grande quantidade de carga como partículas de vidro e dióxido de silício. Apresenta alta resistência, baixa expansão e contração e fácil polimento, porém inferior se comparado com as resinas de micropartículas. O autor considera essa categoria de resina composta um excelente material para restauração dental.

Rueggeberg¹² (1999) relatou que a molécula de canforoquinona é o iniciador utilizado com maior frequência nos materiais restauradores resinosos. A sua estrutura possibilita a absorção da luz no espectro de 450 a 500 nm com pico aproximadamente em 465 nm. A absorção de energia nessa frequência induz a molécula a um estado de excitação, levando-a colidir com aminas, acelerando a reação de polimerização pela transferência de elétrons e a formação de radicais livres. Os radicais livres possuem a necessidade de formar uma ligação covalente com outras moléculas, isso transforma as ligações duplas de C=C da resina composta em ligações simples C-C. Essa reação se propaga em cadeia, pois a ligação dupla de carbono, reagida com o radical livre (radical complexo), passa a ter um elétron livre a procura de outra ligação dupla para reagir, ocorrendo a polimerização. A diminuição da intensidade de luz, à medida que a profundidade do material aumenta, constitui um problema que deve ser compensado com um aumento do tempo de exposição da resina composta à luz, ou com aumento da intensidade de luz para maior excitação das moléculas de canforoquinona. A reação de polimerização só terminará quando dois radicais complexos colidirem. O autor afirmou ainda que a redução da intensidade de luz nos instantes iniciais da polimerização, esta ocorre lentamente e o material tem mais tempos para escoar. Esta técnica foi denominada de *softstart*. Quando o material atinge o estado gel, é submetido a altas intensidade de luz, garantindo grau de conversão equivalente ao obtido com a técnica convencional. O autor conclui que a polimerização ocorrendo mais lentamente, melhorou as propriedades físicas dos polímeros, pois cadeias mais longas e com maior peso molecular são obtidas.

Castro et al.⁵⁹ (2002) apresentaram através de uma revisão de literatura a evolução das resinas compostas. Revisaram a classificação sugerida por diversos autores de acordo com o sistema de ativação, tamanho das partículas em micrômetros e a classificação atual de acordo com o tipo ou tamanho das partículas.

De acordo com os autores, as resinas compostas classificam-se em: macropartículas as quais apresentam partículas inorgânicas como o quartzo, estrôncio ou bário. O tamanho médio das partículas é de 5 a 12 μm , podendo chegar até 100 μm . O deslocamento dessas partículas aumentam a rugosidade e a redução do brilho superficial desse material. Devido à resina composta de macropartícula apresentar menor lisura superficial, surgiram as resinas compostas de micropartículas. Nestas as partículas de carga são feitas de sílica pirogênica ou coloidal na ordem de 0,04 μm . Estas resinas compostas apresentam partículas pré-polimerizadas, onde a composição da matriz e da carga é basicamente a mesma, o que faz com que estes materiais obtenham uma superfície muito mais polida, porém com propriedades físicas e mecânicas inferiores. As resinas compostas híbridas ou micro-híbridas é uma mistura tanto de micropartículas como macropartículas, apresentando características inerentes aos 2 tipos de materiais. Contém alta quantidade de carga inorgânica o que lhes confere alta resistência, baixa contração de polimerização e fácil acabamento.

Reges et al.⁶⁰ (2002) avaliaram o conteúdo de carga em massa e volume de 11 resinas compostas Z-100 (3M ESPE); Filtek™ Z250 (3M ESPE); TPH (Dentsply); Degufill Mineral (Degussa); Tetric Ceram (Vivadent); Durafill (Kulzer); Heliobond (Vigodent); Concept (Vigodent); Wave (SDI); FillMagic (Vigodent) e Omegaflow (Esterngold). Corpos-de-prova cilíndricos, com 5 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade, foram confeccionados para cada resina composta. Os corpos-de-prova foram pesados em balança analítica (Sartorius) à seco e imersos em água destilada. Após a eliminação da matriz orgânica realizada em forno elétrico a 700 °C por 3 horas, os corpos-de-prova foram novamente pesados à seco e armazenados em água destilada por 7 dias para pesagem em imersão. O conteúdo por massa foi calculado com base nas massas seca do compósito e do resíduo inorgânico, e o conteúdo em volume foi baseado na aplicação do Princípio de Arquimedes. A resina composta Z100 (3M ESPE) apresentou o maior conteúdo de carga em massa e volume entre as resinas compostas testadas. Os autores concluíram que todos os materiais estudados apresentaram composição quantitativa de carga em massa e volume de acordo com o demonstrado pelo fabricante.

Segundo Cavina¹¹ (2003) no início dos anos 70 as primeiras resinas compostas polimerizadas por reação química, foram substituídas pelo sistema de polimerização por luz ultravioleta. No início da década de 80, surgiu a primeira resina compostas ativada pelo sistema de luz visível, revolucionando o uso das resinas compostas e apresentando muitas vantagens sobre o sistema de luz ultravioleta, entre as quais, maior grau de polimerização, a possibilidade de polimerização através da estrutura dental, melhor adaptação marginal e menor contração de polimerização. Tendo em vista a crescente utilização das resinas compostas o autor avaliou as forças geradas durante a contração de polimerização de 17 resinas compostas híbridas. As forças geradas durante a contração de polimerização das resinas compostas foram avaliadas por meio de uma metodologia desenvolvida por Castañeda-Espinosa na máquina universal de testes Emic DL 500. As resinas compostas Filtek™ Z250, Renamel, Admira e Synergy apresentaram os menores valores de força de contração. O autor concluiu que a fase pré-gel das resinas compostas híbridas, quando polimerizadas por luz halógena a 500 mW/cm², foi mínima, praticamente inexistente e mesmo depois de encerrada a fotopolimerização as forças de contração continuaram sendo geradas.

De Munck et al.⁶¹ (2005) relataram que a efetividade de união dos adesivos contemporâneos é bastante favorável, porém em longo prazo, a efetividade de união de alguns adesivos cai dramaticamente. Os autores examinaram os processos de adesão do esmalte e dentina através de biomateriais e a degradação dessa união com o passar do tempo. Os autores realizaram vários testes e depois de aproximadamente 3 meses, verificaram que todas as classes de adesivos exibiram evidências mecânica e morfológica de degradação. A comparação de adesivos contemporâneos revelou que o sistema adesivo convencional de três passos, foi referência em termos de durabilidade. Qualquer tipo de simplificação no procedimento de aplicação do sistema adesivo resultou em perda de efetividade de união.

Os autores Rodrigues e Neumann⁶² (2003) verificaram que a atividade no campo da polimerização continua a se expandir em muitas áreas e, recentemente, o interesse nos sistemas de fotoiniciação envolvendo a polimerização via radicais livres, iniciada por luz visível, tem recebido atenção especial. Entretanto,

para determinação mais analítica os autores utilizaram métodos que permitiram estudar a cinética de fotopolimerização em tempo real através das técnicas de dilatométrica, espectroscopia Raman, calorimetria, e espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier. Os autores concluíram que o desenvolvimento dessas metodologias contribuiu para o aprimoramento dos métodos que estudam em tempo real a cinética de polimerização, que ocorre em intervalos de mili segundos, ou, pelo menos como avaliações relativas que permitiram determinações através de integrações da velocidade em um determinado tempo.

Asmussen e Peutzfeldt¹⁶ (1998) realizaram um estudos para determinar o efeito do BisGMA, do UEDMA e do TEGDMA sobre as propriedades mecânicas de resinas compostas experimentais. As resinas compostas foram produzidas com BisGMA, o qual foi substituído sucessivamente pelos demais monômeros selecionados. Foi determinado o módulo de elasticidade, a tensão diametral e a resistência flexural de todos os corpos-de-prova realizados com a mistura de monômeros. Os autores verificaram que a substituição de BisGMA ou TEGDMA por UEDMA resultou no aumento da tensão diametral e da resistência flexural. A substituição de BisGMA por TEGDMA aumentou a tensão diametral, porém diminuiu a resistência flexural. O aumento de UEDMA diminui o módulo de elasticidade. Os autores concluíram que a quantidade de BisGMA, UEDMA e TEGDMA tem um significativo efeito nas propriedades mecânicas resinas compostas e devido a esses efeitos é possível a fabricação de resinas compostas com aplicações específicas.

Nagem Filho⁶³, (1999) apresentou a história e evolução dos monômeros utilizados na composição das resinas compostas, desde a combinação da resina epóxica com o metacrilato para a formação do monômero denominado BisGMA (Bisfenol A metacrilato de glicidila). Citou também o desenvolvimento de poliuretanos como alternativa de substituição da resina epóxica situada na parte central da molécula de BisGMA, este sistema monomérico foi representado pelo UEDMA (etileno-uretano-dimetacrilato). Os autores citam outros monômeros diluidores como o TEGDMA (Trietilenos do éster do glicidil dimetacrilato), BisMA (Bisfenol dimetacrilato) e o DEGMA (Dietilenos do éster do glicidil dimetacrilato), com a função de diminuir a alta viscosidade do BisGMA. O sistema de carga adicionado à

matriz foi classificado pelo tamanho, formato e porcentagem em peso como as resinas compostas de macropartículas, micropartículas e híbridas. Os mecanismos de polimerização foram explanados, assim como o grau de conversão.

3 PROPOSIÇÃO

A partir das informações contidas na revisão de literatura, propõe-se comparar 4 aparelhos fotopolimerizadores, sendo um de lâmpada halógena, Optilux 401 (Demetron), e três aparelhos à base de LEDs: LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent), Elipar Freelight (3M ESPE). Os experimentos foram realizados quanto aos seguintes critérios:

3.1 Valores de potência, intensidade de luz e comprimento de onda da luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores;

3.2 Capacidade de polimerização através do teste de microdureza superficial de resinas compostas micro-híbrida e nanoparticulada;

3.3 Elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Neste capítulo estão descritos os materiais utilizados e a metodologia empregada para a realização da proposição desta pesquisa. Para melhor compreensão, primeiramente serão descritas as características dos materiais restauradores utilizados e dos aparelhos fotopolimerizadores testados e os seus fundamentos físicos apresentados nos sub-itens 4.1 ao 4.2.

Após a apresentação das características dos materiais, serão apresentadas as 3 metodologias empregadas nesta pesquisa, descritas nos sub-itens seguintes:

4.3 Avaliação das especificações dos aparelhos fotopolimerizadores como comprimento de onda, potência e intensidade de luz.

4.4 Microdureza superficial das resinas compostas micro-híbrida e nanoparticulada, por meio do teste de microdureza Vickers, para avaliação da capacidade de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores testados.

4.5 Elevação de temperatura produzida pela luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores, utilizando um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital.

4.1 MATERIAL RESTAURADOR

Para o desenvolvimento desta pesquisa foram selecionadas duas resinas compostas fotopolimerizáveis e um sistema adesivo convencional de três passos. Para melhor esclarecimento dos materiais restauradores utilizados será apresentado as características inerentes de cada material.

4.1.1 Resina composta híbrida

É denominada híbrida porque existem dois tipos de partículas de carga nesta resina composta, consistindo de partículas de sílica coloidal com tamanho entre 0,02 μm a 0,04 μm e partículas de vidro com carga, com tamanho entre 1 μm e 5 μm (Phillips⁶⁴, 1993; Reis, Loguercio³⁷ 2007). Segundo Christensen³⁵ (1999), estas resinas compostas apresentam alta quantidade de carga inorgânica, o

que lhes confere alta resistência, baixa contração de polimerização e ainda fácil acabamento. Em 1990 a resina composta híbrida foi modificada, apresentando partículas de vidro com tamanho inferior a 1 μm , sendo denominada de micro-híbrida (Reis, Loguercio³⁷ 2007).

A resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) selecionada para a realização desta pesquisa e ilustrada na Figura 1, apresenta as características de uma resina composta micro-híbrida. De acordo com o perfil técnico, as partículas inorgânicas são constituídas por partículas sintéticas de zircônia-sílica, o tamanho médio das partículas varia entre 0,01 e 3,5 μm , com percentual de carga de 60% em volume. A matriz orgânica é composta pelos monômeros BisGMA, BisEMA e UDMA e apresenta como fotoiniciador a canforoquinona.



Figura 1 – Resina Composta Filtek™Z250 (3M ESPE).

4.1.2 Resina composta de nanopartículas

A nanotecnologia é utilizada para descrever pesquisas ou produtos nos quais as dimensões dos componentes estão dentro de uma escala que varia entre 0,1 e 100 nanômetros.

A resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) selecionada para esta pesquisa apresenta uma combinação de cargas de nanopartículas de sílica não aglomeradas com tamanho de 20 nm com partículas aglomeradas de sílica-zircônia.

As combinações dessas cargas formam aglomerados com tamanhos que variam entre 0,6 e 1,4 μm . A matriz orgânica é composta por BisGMA, BisEMA, UDMA e TEGDMA. Segundo informações do fabricante, estas resinas compostas apresentam canforoquinona como fotoiniciador. A combinação de partículas nanométricas para as formulações de nanoaglomerados reduz o espaço intersticial das partículas de carga. Isso aumenta a porcentagem de carga e melhora as propriedades físicas de resistência e desgaste de uma resina composta híbrida e aumenta também a retenção do polimento em comparação com resinas compostas de micropartículas. A ilustração do material encontra-se na Figura 2 a seguir.



Figura 2 – Resina Composta Filtek™ Z350 (3M ESPE).

O Quadro 1 apresenta um resumo com as características das resinas compostas testadas.

Nome Comercial	FILTEK™ Z250	FILTEK™ Z350
Fabricante Lote	3M ESPE/6CR	3M ESPE/6FT
Composição	Micro-Híbrida	Nanopartícula*
Porcentagem de Partículas de Carga	60% em volume* % em peso**	59,5% em volume* 78,5% em peso*
Partículas Inorgânicas	Zircônia/Sílica*	Sílica não aglomerada* Zircônia/Sílica aglomeradas
Tamanho Médio das Partículas	0,01 a 3,5 µm*	Sílica 20 nm* Zircônia/Sílica 0,6 a 1,4 µm
Matriz Orgânica	BisGMA BisEMA UDMA*	BisGMA BisEMA UDMA TEGDMA*
Fotoiniciador	Canforoquinona*	Canforoquinona*
Cor	A2	A2

Quadro 1 – Resinas compostas utilizadas e suas características

Nota: *Especificações do fabricante

**Dados não fornecidos pelo fabricante

4.1.3 Composição das resinas compostas

Os constituintes das resinas compostas são a matriz orgânica e as partículas de carga inorgânica. Além destes dois componentes, vários outros são essenciais, como um agente de união entre as partículas de carga e a matriz, e um sistema para ativar a polimerização (Phillips⁶⁴ 1993, Peutzfeldt³³ 1997).

4.1.3.1 Matriz orgânica

Os monômeros são os principais componentes da matriz orgânica. Existem monômeros de alta massa molecular, que aumentam a viscosidade da resina composta como BisGMA, UDMA e BisEMA:

O oligômero BisGMA - Bisfenol glicil metacrilato (2,2-bis-[4-(2-hydroxy-3-methacryloxy-propoxy) phenyl] propane) de alta massa molecular 512 µ, apresenta como propriedades físicas: reduzida flexibilidade devido a presença de

dois grupos aromáticos no centro da cadeia, alta viscosidade, baixo grau de conversão e baixa contração de polimerização (Peutzfeldt³³ 1997, Asmussen, Peutzfeldt⁶⁹ 1998, Nagem Filho⁶³ 1999, Reis, Loguercio³⁷ 2007). A molécula de BisGMA esta ilustrada na Figura 3.

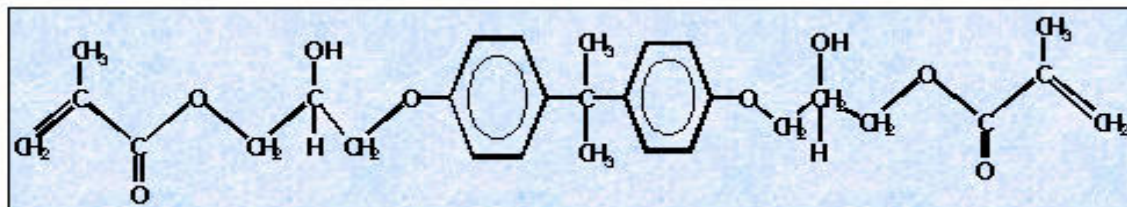


Figura 3 – Molécula de BisGMA*

O monômero UDMA - Uretano dimetacrilato (1,6-bis (methacrylyloxy-2-ethoxycarbonylamino)-2,4,4-trimethylhexane) de alta massa molecular 470 μ , apresenta como propriedades físicas: maior flexibilidade e baixa viscosidade quando comparado como BisGMA, o que possibilita ser utilizado isolado ou associado a outros monômeros (Peutzfeldt³³ 1997, Asmussen, Peutzfeldt⁶⁹ 1998, Reis, Loguercio³⁷, 2007). A molécula de UDMA está ilustrada na Figura 4.

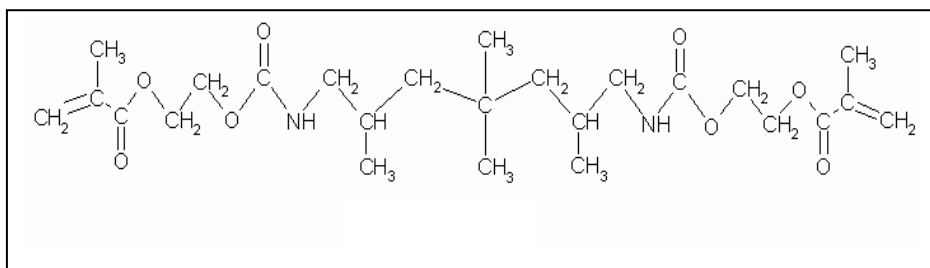


Figura 4 – Molécula de UDMA*

Bis-EMA (Bisfenol A - polietileno glicol dieter dimetacrilato) – É um monômero de alto peso molecular derivado do BisGMA (Peutzfeldt³³ 1997), a massa molecular é de 629 μ (Reis, Loguercio³⁷ 2007).

Os monômeros diluentes são constituídos de dimetacrilatos, com a função de diminuir a viscosidade do BisGMA e possibilitar a incorporação de alto conteúdo de carga (Chain, Baratieri³⁶ 1998).

* <http://www.red-dental.com/ot004401.htm>

O monômero diluente presente nas resinas compostas selecionadas nesta pesquisa é o TEG-DMA (Trietileno glicol dimetacrilato) com massa molecular de 286 μ (Reis, Loguercio³⁷ 2007). Devido a sua estereoquímica, longa cadeia flexível, o TEGDMA apresenta alto grau de conversão das duplas ligações do glicidil dimetacrilato. Resinas compostas que apresentam BisGMA e TEGDMA apresentam diminuição do grau de conversão com o aumento da quantidade de BisGMA, porém não ocorre diminuição da dureza da resina composta. Esta falta de correlação entre grau de conversão e dureza podem ser explicadas pela substituição da flexibilidade do TEGDMA pela rigidez do BisGMA (Peutzfeldt³³ 1997, Asmussen, Peutzfeldt⁶⁹ 1998). A Figura 5 ilustra a molécula de TEGDMA.

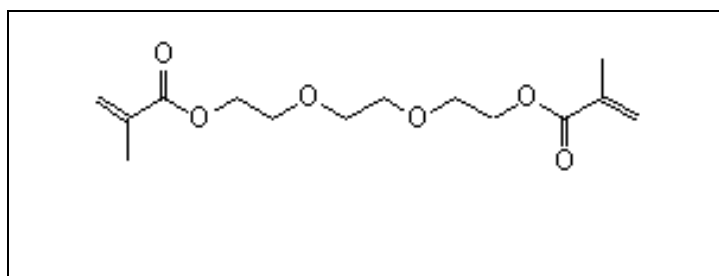


Figura 5 – Molécula de TEGDMA

4.1.3.2 Sistema Iniciador

Segundo informações recebidas pelo fabricante das resinas compostas selecionadas, estas apresentam como fotoiniciador a canforoquinona, que é uma dicetona e tem uma faixa de absorção de luz entre 450 e 500 nm, com pico em torno de 465 nm (Rueggeberg¹² 1999). A Figura 6 ilustra a molécula de canforoquinona.

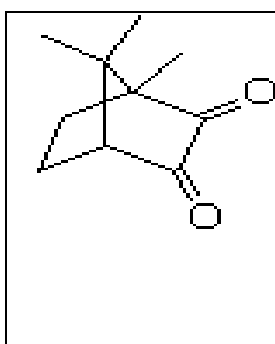


Figura 6 – Molécula da canforoquinona

4.1.4 Reação de fotopolimerização das resinas compostas

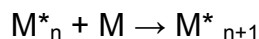
As resinas compostas ativadas por luz visível, iniciam o processo de polimerização em cadeia via radicalar através da absorção da luz pelo iniciador (geralmente uma dicetona), que uma vez ativado, reage com um agente redutor (amina alifática) para produzir radicais que se unem à molécula do monômero, tornando-o ativo. A ligação insaturada do monômero se abre, e age sucessivamente sobre as outras moléculas do monômero formando em segundos, uma macromolécula de ligações cruzadas (Phillips⁶⁴ 1993, Rodrigues, Neumann⁶² 2003). Na polimerização em cadeia existem, geralmente, 3 processos cinéticos: Iniciação, Propagação e Terminação.

4.1.4.1 Estágios da polimerização

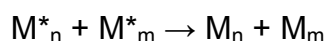
Iniciação – os fótons de energia luminosa, num comprimento de onda em torno de 450 nm a 500 nm, tocam a resina composta, ativando o iniciador. O iniciador depende de um co-iniciador para a transferência de elétrons e a formação de radicais livres (R^*), caso contrário, a resina composta demoraria muito para realizar a polimerização. O co-iniciador é uma amina terciária que não absorve luz, mas interage com a canforoquinona quando ela está excitada (quebra das suas ligações). O radical livre é uma molécula extremamente energética com um elétron sem par e necessita formar uma ligação covalente com um outro composto, que pode ser a ligação dupla ($C=C$) presente nos monômeros (M), formando as espécies iniciadoras da cadeia (M^*).



Propagação - quando o radical livre reage com a primeira unidade de monômero ($C=C$), ocorre a formação de um complexo radical-monômero (M^*) que procura fazer mais ligações com outros monômeros, ou seja, uma reação em cadeia com o crescimento rápido de (M^*) por adições sucessivas de moléculas de monômeros (M) através de ligações cruzadas formando uma rede tridimensional até a formação do polímero (Peutzfeldt³³ 1997, Rodrigues, Neumann⁶² 2003).



Terminação – a reação terminará quando dois macrorradicais (M^*) colidirem, ou seja, quando as extremidades ativas de duas cadeias que se propagam reagirem entre si e se ligarem numa reação bimolecular para formar uma única molécula não mais reativa, terminando o crescimento da cadeia. (Phillips⁶⁴ 1993, Rueggeberg¹² 1999, Rodrigues, Neumann⁶² 2003, Reis, Loguercio³⁷ 2007).



4.1.5 SISTEMA ADESIVO

O sistema adesivo utilizado nesta pesquisa foi o Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE). As características deste material estão discriminadas no Quadro 2.

Nome Comercial	Composição	Fabricante	Lote
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Primer	Solução aquosa de 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) e copolímero do ácido polialcenóico*	3M ESPE	Primer 4AN
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive	Solução de Bisfenol diglicidil dimetacrilato (BisGMA), 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) e canforoquinona*	3M ESPE	Adesivo 4NU

Quadro 2 – Sistema Adesivo

Nota: *Especificações do fabricante

Este material é classificado como adesivo convencional de três passos, ou seja, necessita primeiramente da aplicação de ácido fosfórico de 30 a 40%, seguido da aplicação de primer e, posteriormente, da aplicação do adesivo. O sistema adesivo está ilustrado na Figura 7.



Figura 7 – Sistema adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE).

4.2 APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

Para ativação do sistema adesivo e das resinas compostas foram utilizados como fonte de irradiação 4 aparelhos fotopolimerizadores: um aparelho convencional de lâmpada halógena e 3 aparelhos à base de LEDs. Para o melhor entendimento do modo de funcionamento desses aparelhos são necessários alguns fundamentos físicos da fotoativação, que serão explicados a seguir.

4.2.1 Fundamentos físicos

4.2.1.1 Espectro eletromagnético

O espectro eletromagnético é a distribuição da intensidade da radiação eletromagnética com relação ao seu comprimento de onda ou frequência. Em física, comprimento de onda é a distância entre dois picos de onda eletromagnética e o nanometro é a unidade de medida mais utilizada para determinar o comprimento de onda (Figura 8). A frequência indica o número de revoluções (ciclos, voltas, oscilações, etc) por unidade de tempo e como unidade de medida utiliza-se o Hertz (Hz) (Efron⁶⁵ 1971, Ewen et al.⁶⁶, 1996).

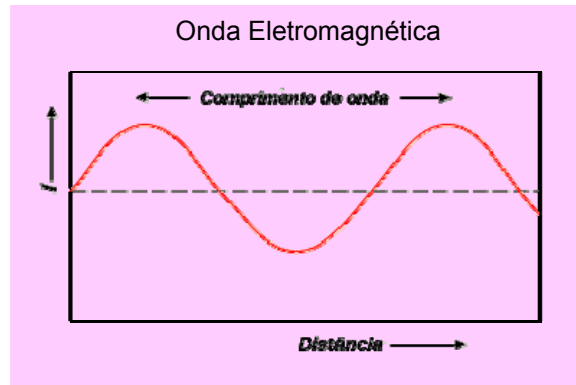


Figura 8 – Comprimento de onda eletromagnética*

Espectro eletromagnético é o intervalo completo da radiação eletromagnética que contém desde as ondas de rádio, as microondas, o infravermelho, a luz visível, os raios ultravioletas, o raio X e até a radiação gama (Rueggeberg¹² 1999), como ilustrado na Figura 9.

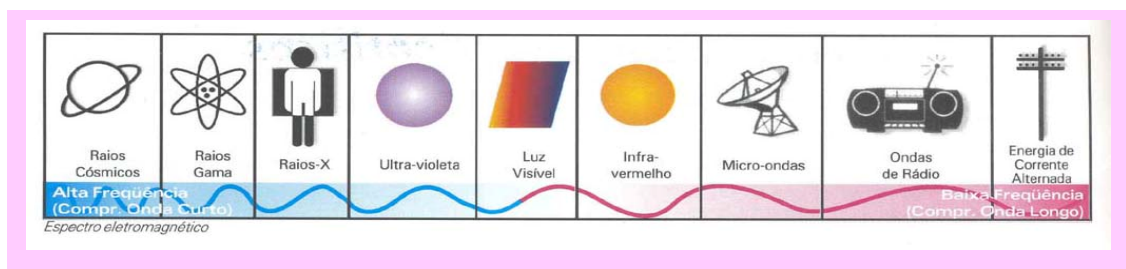


Figura 9 – Representação de todo o espectro eletromagnético**

4.2.1.2 Espectro visível

O espectro visível é a porção do espectro eletromagnético cuja radiação pode ser captada pelo olho humano. Identifica-se esta radiação como sendo a luz visível, ou simplesmente luz. A luz é composta de várias partículas pequenas denominadas de fótons e são as unidades fundamentais da luz. Esta faixa do espectro situa-se entre a radiação ultravioleta e a infravermelha (Figura 10). O espectro visível pode ser subdividido por cor, de acordo com a frequência da luz, como o vermelho nos comprimentos de onda longos e violeta para os comprimentos

* Figura 8 – obtida do site www.upload.wikimedia.org

** Figura 9 – obtida do site www.cena.usp.com.br

de onda mais curtos. Os comprimentos de onda da radiação visível estão compreendidos entre 400 e 700 nanômetros (Rueggeberg¹² 1999).

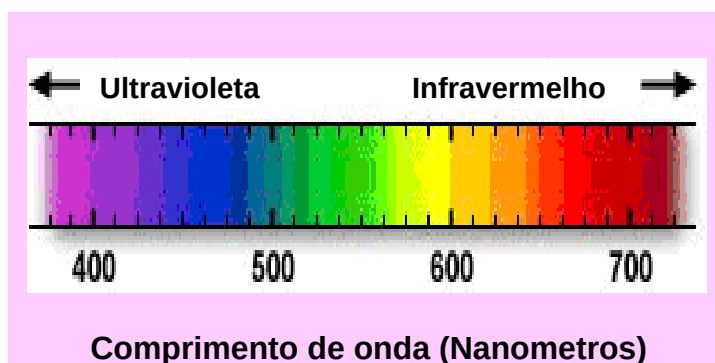


Figura 10 – Espectro da luz visível.

4.2.2 Aparelhos fotopolimerizadores de lâmpada halógena

4.2.2.1 Funcionamento da lâmpada halógena

Os aparelhos fotopolimerizadores mais tradicionais que emitem luz visível são compostos de lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio, também conhecidas como lâmpadas halógenas (Rueggeberg¹² 1999, Jandt et al.⁹ 2000). Uma lâmpada halógena utiliza um filamento de tungstênio, conectado a um circuito elétrico (Rueggeberg¹² 1999). A eletricidade aquece esse filamento a temperaturas extremamente altas, até que se torne incandescente e, assim, emita uma quantidade de luz visível, num processo denominado incandescência. Esse filamento de tungstênio fica encaixado em um invólucro de quartzo resistente ao calor. O gás, dentro do invólucro, consiste em um gás halógeno (inerte) com a função de reagir com o vapor de tungstênio. Se a temperatura for alta o suficiente, o gás halógeno se misturará com átomos de tungstênio permitindo que os átomos sejam novamente depositados no filamento. Esse processo de reciclagem ou ciclo halógeno aumenta o tempo de vida útil do filamento. Uma vez interrompido este ciclo, pode ocorrer falha da lâmpada (Rueggeberg¹² 1999). A quebra desse ciclo pode ocorrer pela saída de gás por vazamento na interface vidro/metal. A lâmpada halógena está ilustrada na Figura 11.



Figura 11 – Lâmpada halógena*.

4.2.2.2 Filtros

As lâmpadas halógenas produzem luz branca num comprimento de onda amplo com o pico de emissão entre 600 e 700 nm (Tarle et al.¹³, 2002), alcançando o espectro infravermelho (Rueggeberg¹² 1999). Essas lâmpadas não são capazes de produzir exclusivamente a luz azul. Porções não desejadas do espectro da luz visível devem ser filtradas e o calor dissipado com a incorporação de filtros e ventiladores (Kurachi et al.¹⁰, 2001). O sistema de filtros elimina 99,5% da energia total produzida pelas lâmpadas halógenas, pois somente 0,5% da energia total é utilizada para a fotopolimerização das resinas compostas (Rueggeberg¹² 1999).

Os filtros são utilizados para remover comprimentos de onda indesejáveis, desde os menores de 400 nm até e os maiores que 500 nm (Jandt et al.⁹, 2000, Kurachi et al.¹⁰ 2001). Dessa forma, convertem a luz branca em luz azul (Fujibayashi et al.¹⁵ 1998, Kurachi et al.¹⁰ 2001). O filtro também serve para absorver o aquecimento produzido pela radiação infravermelha, reduzindo o calor gerado pelos aparelhos fotopolimerizadores que elevam a temperatura (Asmussen, Peutzfeldt¹⁶ 2005).

O aparelho Optilux 401 (Demetron), selecionado para esta pesquisa, é composto por lâmpada halógena (Figura 12). O aparelho está conformado por uma

base e uma peça de mão. A peça de mão contém uma ponta ativa responsável pela emissão de luz até a superfície a ser irradiada. O aparelho apresenta as seguintes características fornecidas pelo fabricante: lâmpada halógena Optibulb 12Volts/80watts, intensidade de luz de 550 mW/cm^2 , filtros ópticos de saída de luz em um intervalo de 400 a 520 nm, ponta ativa de fibra óptica standard curva com 11 mm de diâmetro.



Figura 12 – Aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401(Demetron).

4.2.3 Aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs (Light Emitting Diodes – Diodos Emissores de Luz)

4.2.3.1 Fundamentos físicos

Ao contrário da lâmpada halógena, o LED não produz luz visível por aquecimento de filamentos metálicos incandescentes, mas por um diodo semicondutor sólido.

Semicondutores são elementos que podem ser tratados quimicamente para transmitir e controlar uma corrente elétrica. Um exemplo são os

semicondutores produzidos com silício. O cristal de silício é praticamente um isolante, pois pouquíssima eletricidade passa por ele. É possível alterar o comportamento do silício e transformá-lo em um condutor, dopando-o. Na dopagem, mistura-se uma pequena quantidade de impurezas ao cristal de silício. Existem dois tipos de impurezas:

Tipo N – onde são adicionados elétrons, quais possuem carga negativa, daí o nome tipo N.

Tipo P - quando misturados na treliça do silício, formam "buracos" ou lacunas na treliça e os elétrons do silício não têm onde se ligar. A ausência de elétrons cria o efeito de uma carga positiva, daí o nome tipo P.

Uma quantidade minúscula de dopagem tipo N ou tipo P leva um cristal de silício de bom isolante a um condutor viável, “mas não excelente”, daí o nome "semicondutor". O diodo é composto por uma seção de material tipo-N ligado a uma seção de material tipo-P, por uma zona de transição chamada de zona de depleção (Delgado⁴⁹ 2004). Diodo é um semicondutor que apesar de não ser uma lâmpada, emite luz quando conectado a um circuito elétrico. É o mais simples dispositivo eletrônico existente e de ampla aplicação na área de eletrônica. Existem diferentes tipos de diodos emissores de luz. A composição do semicondutor é que determina o comprimento de onda da luz emitida. Os diodos utilizados na odontologia para a fotopolimerização de materiais resinosos são os diodos que emitem luz num comprimento de onda de 450 a 490 nm (Fujibayashi et al.¹⁵ 1998, Kurachi et al.¹⁰ 2001; Jandt et al.⁹ 2001).

4.2.3.2 Funcionamento dos LED

Mesmo que o silício tipo N e o silício tipo P, sejam condutores, a combinação não conduz eletricidade. Os elétrons negativos no silício tipo N são atraídos para o terminal positivo da bateria. As lacunas positivas no silício tipo P são atraídas para o terminal negativo da bateria (Figura 13). Nenhuma corrente flui pela junção, pois as lacunas e os elétrons estão se movendo na direção errada, deixando a junção P-N vazia. Para que exista a passagem de corrente elétrica é necessário que os elétrons se movam da área tipo-N para a área tipo-P e que buracos se movam no sentido inverso (Delgado⁴⁹2004, Kurachi et al.¹⁰ 2001). Para fazer isto, conecta-se o lado tipo-N do diodo ao terminal negativo do circuito e o lado tipo-P

ao terminal positivo. Os elétrons livres no material tipo-N são repelidos pelo eletrodo negativo e atraídos para o eletrodo positivo. Os buracos no material tipo-P se movem no sentido contrário. O efeito disso, é que a corrente flui pela junção (Mills et al.²⁴ 2002).

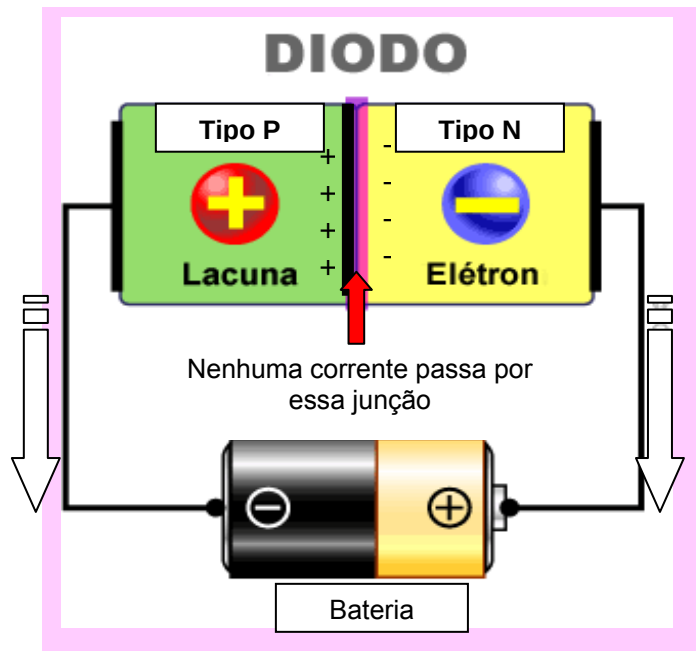


Figura 13 – Elétrons do silício tipo N e do silício tipo P

Os LEDs são montados em bulbos de plástico preenchidos com silicone gel (Uhl et al.⁵¹ 2004) que concentram a luz em uma direção específica. Na Figura 14, pode-se verificar que a maior parte da luz do diodo ricocheteia pelas laterais do bulbo, viajando na direção da ponta redonda.

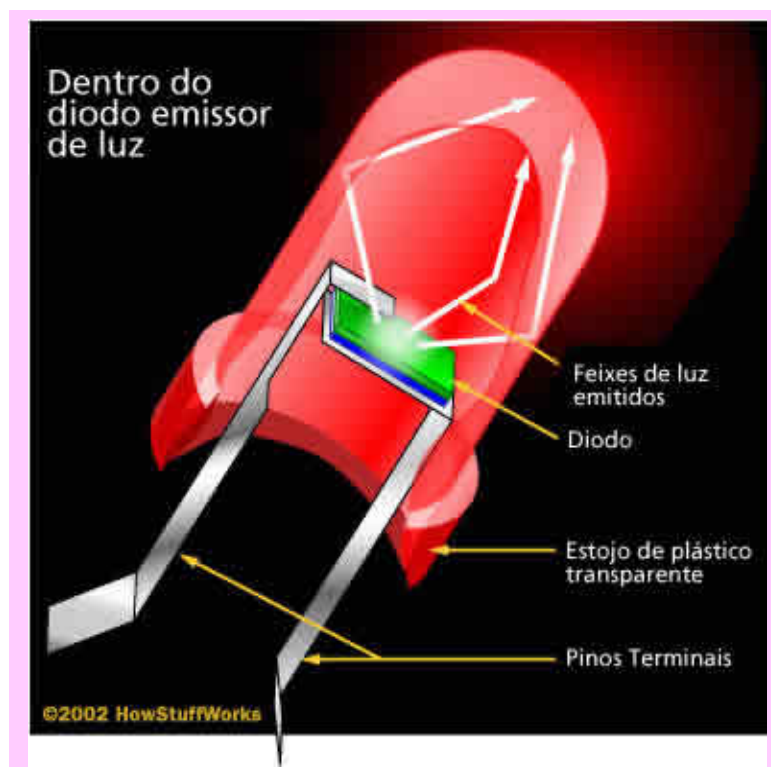


Figura 14 – Semicondutor montado em bulbo de plástico*

Uma característica importante observada nessa radiação é que, ao contrário lâmpada incandescente que apresenta uma frequência aleatória, que se espalha pelo espectro, esta tem uma frequência bem definida dependendo do tipo de material empregado no semicondutor, podendo variar entre as cores vermelho, amarelo, verde e azul. O semicondutor de InGaN (Nitrato de gálio e índio) utilizado por Nakamura et al.¹⁹ (1995) concentra a produção de luz azul (Kurachi et al.¹⁰ 2001) numa faixa estreita de comprimento de onda entre 425 nm e 475 nm, coincidindo com o pico de absorção da canforoquinona que é o fotoiniciador geralmente encontrado na maioria dos materiais resinosos (Jandt et al.⁹, 2001, Mills et al.²⁴ 2002).

Os aparelhos à base de LEDs selecionados para esta pesquisa foram: LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent) e Elipar Freelight (3M ESPE) os quais estão ilustrados nas Figuras 15, 16 e 17.

* Figura 14 – obtida do site www.howstuffworks.com.br



Figura 15 – Aparelho fotopolimerizador à base de LEDs LEDemetron I (Kerr).



Figura 16 – Aparelho fotopolimerizador à base de LEDs Bluephase (Ivoclar Vivadent).



Figura 17 – Aparelho fotopolimerizador à base de LEDs Elipar Freelight (3M ESPE).

Os dados técnicos fornecidos pelos fabricantes dos aparelhos fotopolimerizadores estão descritos no Quadro 3.

Aparelhos/ Fabricante	Optilux 401/ Demetron	<u>LEDemetron II</u> / Kerr	Bluephase HPO/ Ivoclar Vivadent	Elipar Freelight/ 3M ESPE
Sistema de Luz	Lâmpada Halógena	LED	LED	LED
Diâmetro da Ponta Ativa (mm)	10,46	10,96	7,92	8,24
Intensidade de Luz (mW/cm ²)	550*	200 a 800*	1100*	±400*
Intervalo de Comprimento de Onda (nm)	400-525*	**	430-490*	±430-490*
Pico de Comprimento de Onda (nm)	**	**	445*	465*

Quadro 3 – Especificações dos aparelhos fotopolimerizadores

Nota: *Especificações dos fabricantes

** Dados não fornecidos pelos fabricantes

4.3 AVALIAÇÃO DAS ESPECIFICAÇÕES DOS APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

Com a finalidade de comparar as características dos aparelhos fotopolimerizadores foram determinados: o intervalo de comprimento de onda (nm), a potência (mW) e a intensidade de luz (mW/cm²) dos quatro aparelhos fotopolimerizadores selecionados para esta pesquisa. Para verificação do comprimento de onda da luz emitida foi utilizado um espectrômetro USB2000 (Ocean Optics). Para o registro de potência da luz emitida utilizou-se o Power Meter Ophir (Ophiropt). Essas características foram determinadas porque a intensidade de luz e o comprimento de onda das unidades fotopolimerizadoras podem afetar a polimerização das resinas compostas (Pereira et al.²⁶ 2001, Delgado⁴⁹ 2004) e a produção de calor dos aparelhos (Shortall, Harrington³ 1998, Montenegro et al.⁴⁰ 2003, Schneider et al.⁵⁷ 2006).

A utilização do Power Meter Ophir (Ophiropt) e do Espectrômetro USB2000 (Ocean Optics) é mais compreensível que a utilização de um radiômetro

manual, o qual é destinado para o monitoramento de aparelhos fotopolimerizadores em clínicas odontológicas. O Power Meter avalia a distribuição da luz emitida através de todo o espectro, e não somente a luz emitida com um comprimento de onda determinado pelo filtro do radiômetro (Jandt et al.⁹ 2000) geralmente entre 400 e 500 nm. Segundo Dunn e Bush⁴⁷ (2002) os radiômetros captam uma faixa de irradiação maior que o estreito espectro de absorção da canforoquinona; portanto os aparelhos de lâmpada halógena tipicamente demonstram intensidade de luz maiores que os sistemas à base de LEDs.

4.3.1 Grupos experimentais

Os aparelhos fotopolimerizadores foram divididos em 4 grupos com os tempos de exposição à luz padronizado em 40 segundos utilizando a modalidade contínua ou convencional: Grupo OP – aparelho fotopolimerizador Optilux 401 (Demetron); Grupo LED - aparelho fotopolimerizador LEDemetron I (Kerr); Grupo BLU - aparelho fotopolimerizador Bluephase (Ivoclar Vivadent), com a máxima intensidade de luz (H PO) e ELI - aparelho fotopolimerizador Elipar Freelight (3M ESPE). Obtendo-se 4 grupos experimentais (Quadro 4).

Grupos	OP	LED	BLU	ELI
Aparelho Fotopolimerizador	Optilux 401 (Demetron)	LEDemetron I (Kerr)	Bluephase (Ivoclar Vivadent)	Elipar Freelight (3M ESPE)

Quadro 4 – Grupos experimentais da avaliação das especificações dos aparelhos fotopolimerizadores

4.3.2 Avaliação do intervalo de comprimento de onda, potência e intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores

Para verificação do comprimento de onda da luz emitida, foi utilizado um espectrômetro USB2000 (Ocean Optics) com resolução de 1 nm com intervalo de 200 a 1000 nm. Ele é composto por um cabo de fibra ótica e está conectado ao programa de computador Base 32, como ilustrado na Figura 18.

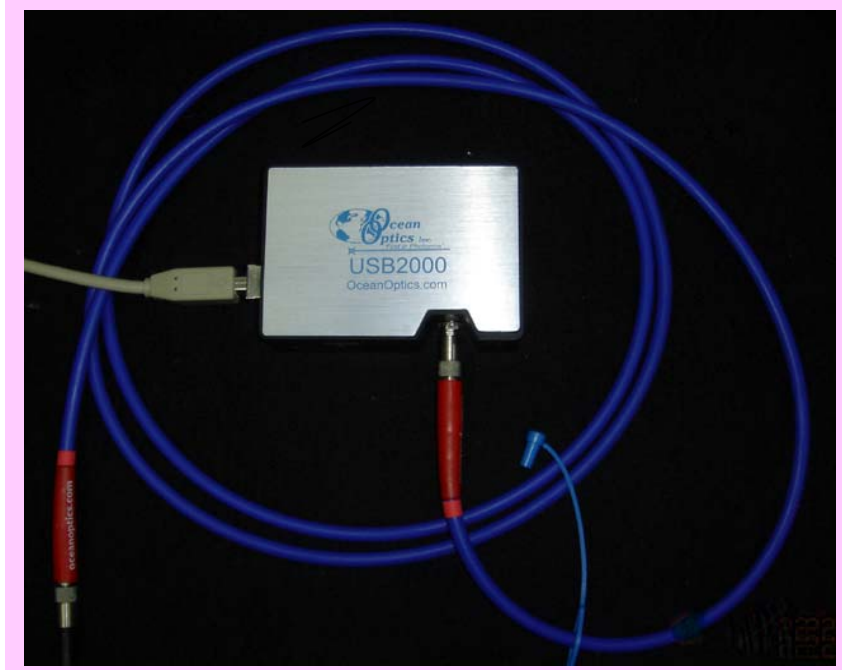


Figura 18 - Espectrômetro USB2000 (Ocean Optics).

A ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada em direção à ponta de fibra óptica do espectrômetro USB2000 (Ocean Optics), o qual determinou o comprimento de onda (Figura 19) da luz emitida pelos aparelhos (Schneider et al.⁵⁸ 2006). O espectrômetro USB2000 (Ocean Optics), estava conectado ao computador e o programa Base 32 realizou as leituras das informações obtidas. Essas informações foram salvas no programa Microcal Origin, o qual forneceu o comprimento de onda em função da intensidade de luz emitida de cada aparelho fotopolimerizador testado.

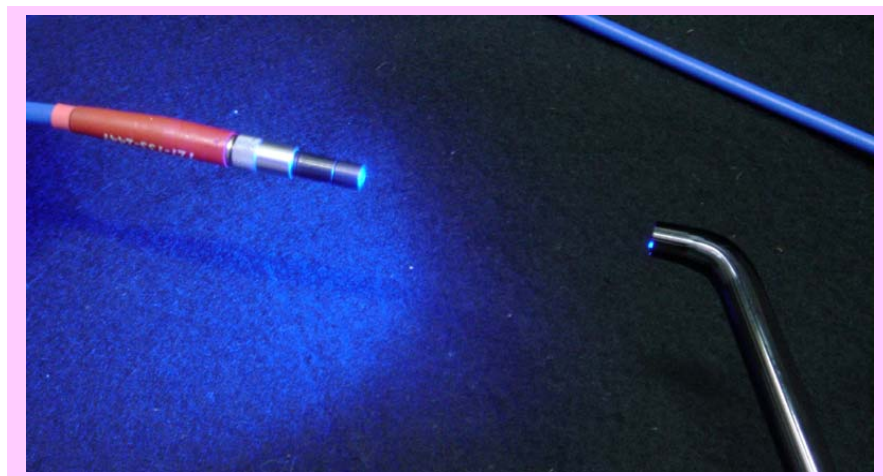


Figura 19 - Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador posicionada em direção à ponta de fibra óptica do espectrômetro USB2000 (Ocean Optics).

Para o registro de potência da luz emitida utilizou-se um Power Meter Ophir (Ophiropt), o qual possui a capacidade de registrar a potência da luz emitida em Watts. O aparelho está ilustrado na Figura 20.



Figura 20 - Power Meter Ophir (Ophiropt).

A ponta ativa do aparelho fotopolimerizador permaneceu em contato direto sobre o sensor do Power Meter. O aparelho fotopolimerizador testado foi acionado durante 40 segundos de acordo com a modalidade de fotoativação já determinada (Figura 21). Para cada aparelho fotopolimerizador foram realizados cinco registros de potência (mW) e obtidas as médias de potência (mW) de cada aparelho fotopolimerizador.

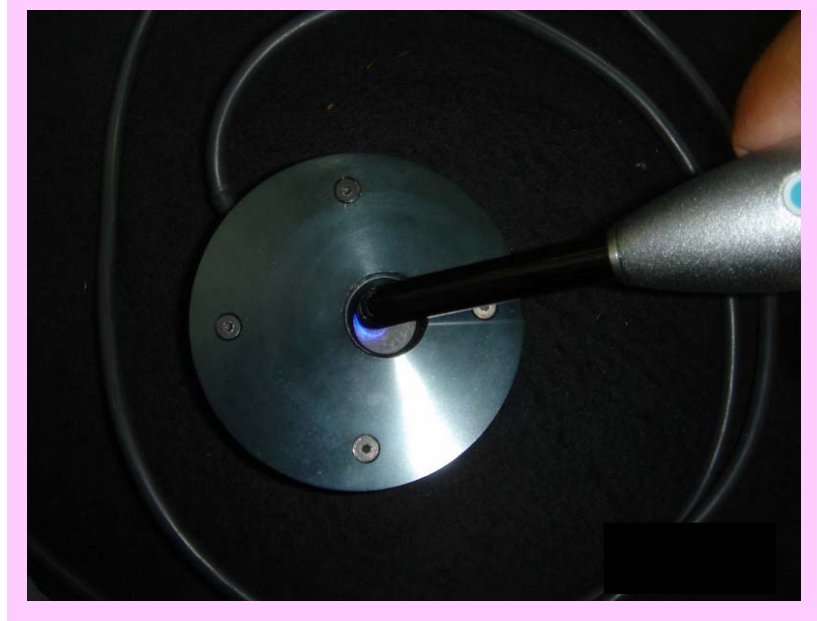


Figura 21 – Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador em contato direto com o sensor do Power Meter (Ophiropt).

De acordo com os trabalhos de Kurachi et al.¹⁰ (2001), Uhl et al.⁵¹(2004), Delgado⁴⁹ (2004), Schneider et al.⁵⁸ (2006) para o cálculo da intensidade de luz (mW/cm²) emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores utilizou-se a seguinte fórmula:

$$I = \frac{P}{A}$$

Onde:

I = Intensidade de luz (mW/cm²)

P= Potência (mW)

A = Área da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador (cm²)

A área foi calculada através da seguinte fórmula:

$$A = \pi r^2$$

Onde:

$\pi = 3,1416$

r = raio da ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores (cm)

Para determinação do raio (r) foram consideradas duas medidas. A primeira medida considerou o diâmetro de toda a borda externa da ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores, incluindo a margem de proteção das fibras ópticas, a qual não emite luz. A segunda medida considerou somente a área de fibra óptica, a qual emite luz, desconsiderando a borda externa de proteção. Essas medidas foram realizadas visualmente utilizando um paquímetro digital (Mitutoyu).

Após a obtenção dos gráficos de comprimento de onda (eixo X) X intensidade de luz (eixo Y) de cada aparelho fotopolimerizador testado no programa Origin® 7.0 SR0, os resultados dos intervalos de comprimento de onda foram finalizados realizando uma padronização (Stahl et al.³⁹ 2000). O comprimento de onda inicial e o final foram determinados quando a intensidade de luz obtida nos gráficos foi igual a 10% da intensidade de luz emitida no pico do intervalo do comprimento de onda de cada aparelho fotopolimerizador. Ou seja, foram desconsiderados valores de intervalo de comprimento de onda que não emitiam intensidade de luz suficiente para a ativação da canforoquinona. Essa padronização também permitiu a conformidade dos valores obtidos nesta pesquisa, com as informações fornecidas pelos fabricantes.

4.4 AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL

A dureza relativa de uma substância está baseada na sua capacidade de resistir ao ato de ser riscada ou penetrada (Phillips⁶⁴ 1993).

Os testes freqüentemente utilizados para determinação da dureza dos materiais dentários são os de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop. Os testes de dureza Vickers e Knoop são classificados como de microdureza porque empregam cargas menores que 9,8N (Phillips⁶⁴ 1993).

O teste de dureza escolhido para avaliação da capacidade de polimerização dos diferentes aparelhos fotopolimerizadores sobre as resinas compostas selecionadas, foi o teste de microdureza Vickers.

O teste de microdureza Vickers utiliza uma pirâmide de diamante com base quadrada e ângulo entre faces de 136° (Figura 22). A microdureza (HV) é calculada dividindo a carga aplicada (F) pela área de impressão (Estrela⁶⁷ 2001).

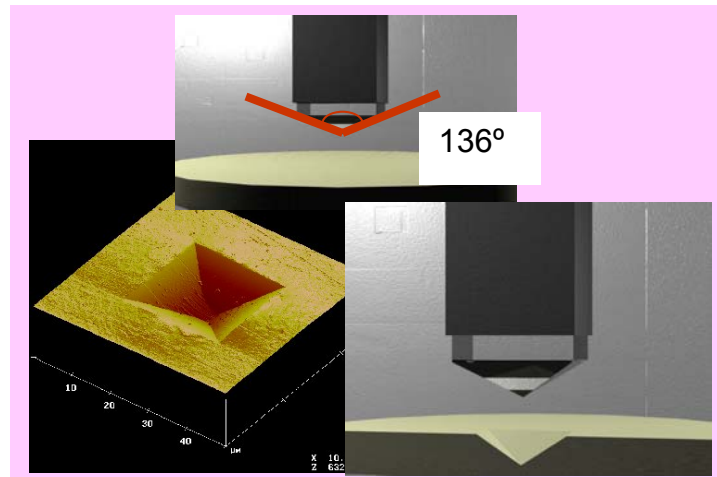


Figura 22 - Pirâmide de diamante com base quadrada e ângulo entre faces de 136° utilizada no teste de microdureza Vickers.*

Uma impressão perfeita, no ensaio de microdureza Vickers, deve apresentar os lados retos. Entretanto, podem ocorrer defeitos que mudam o tamanho das áreas de impressão. Os defeitos de impressão podem ocorrer devido a aderência de algum tipo de partícula sobre as faces do penetrador. Como o cálculo do valor de microdureza Vickers utiliza a medida da média de duas diagonais, esses erros afetam o resultado de microdureza. É possível corrigir esses defeitos alterando-se o valor da carga do ensaio para mais ou para menos, dependendo do material e do tipo de defeito apresentado.

4.4.1 Grupos experimentais

O estudo da variável microdureza superficial foi realizado através de 5 corpos-de-prova para cada resina composta em teste, associando-se os fatores de variação como a composição da resina composta e as diferentes fontes de luz. As combinações: composição da resina composta/aparelho fotopolimerizador foram identificadas pelos grupos: OP250 – Aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) e a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE); OP350 – Aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) e a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE); ELI250 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Elipar Freelight (3M ESPE) e a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE); ELI350 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Elipar Freelight (3M

* Figura 22 - obtida no site www.mee-inc.com/afm1.html

ESPE) e a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE); LED250 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED LEDemetron I (Kerr) e a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE); LED350 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED LEDemetron I (Kerr) e a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE); BLU250 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Bluephase (Ivoclar/Vivadent) e a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE); BLU350 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent) e a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE), obtendo-se 8 grupos experimentais (Quadros 5a e 5b).

Grupos	OP250	OP350	ELI250	ELI350
Resina Composta	Filtek™Z250	Filtek™Z350	Filtek™Z250	Filtek™Z350
Aparelho Fotopolimerizador	Optilux	Optilux	Elipar Freelight	Elipar Freelight

Quadro 5a – Grupos experimentais do teste de microdureza superficial

Grupos	LED250	LED350	BLU250	BLU350
Resina Composta	Filtek™Z250	Filtek™Z350	Filtek™Z250	Filtek™Z350
Aparelho Fotopolimerizador	LEDemetron I	LEDemetron I	Bluephase	Bluephase

Quadro 5b – Grupos experimentais do teste de microdureza superficial

4.4.2 Confeção dos corpos-de-prova

Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas para evitar a dispersão da luz através da matriz (Andrade et al.²¹ 2001, Cotrina et al.³⁴ 2003, Harrington, Wilson⁴² 1993).

A matriz de formato circular com cavidade interna de 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura foi preenchida com as diferentes resinas compostas testadas. O desenho da matriz apresenta-se na Figura 23 (Andrade et al.²¹ 2001, Uhl et al.⁵¹ 2004, Cotrina et al.³⁴ 2004).



Figura 23 - Matriz metálica utilizada no experimento *

Previamente ao preenchimento da cavidade da matriz com cada um dos materiais em teste, utilizou-se uma fina película de vaselina líquida que foi colocada com ajuda de uma haste de algodão, para isolar a resina composta do metal e facilitar a remoção dos corpos-de-prova após a realização do experimento. Em seguida, a matriz metálica foi colocada sobre uma placa de vidro com uma tira de poliéster interposta entre esta e a matriz, conforme o esquema a seguir ilustrado na Figura 24.

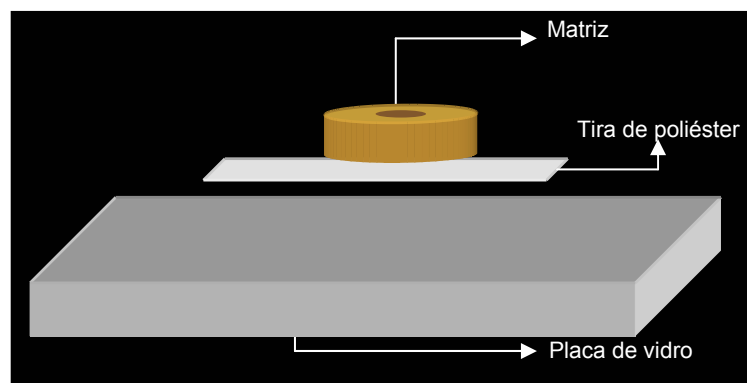


Figura 24 - Seqüência de preparação dos componentes antes da inserção da resina composta*

* Figuras 23 e 24 cedidas gentilmente da dissertação de mestrado de Delgado⁴⁹ (2004).

A resina composta foi inserida no interior da cavidade em um único incremento com uma espátula Thompson n° 6 (Prisma) tomando-se cuidado para evitar a inclusão de bolhas de ar. Após a inserção do material, colocou-se acima da matriz, uma outra tira de poliéster e uma placa de vidro como ilustra a Figura 25. (Kurachi et al.¹⁰ 2001)

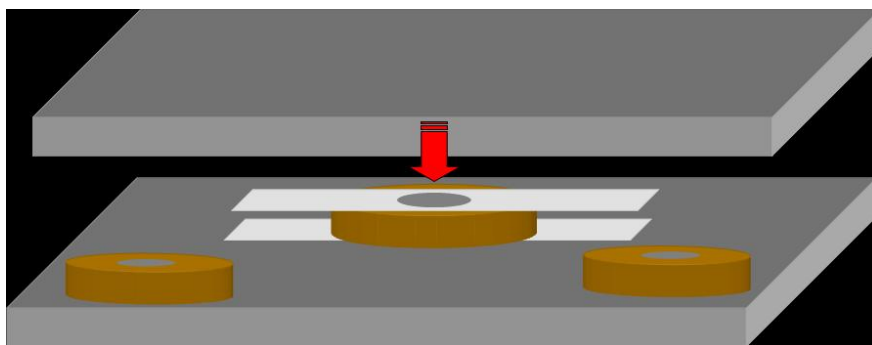


Figura 25 - Sequência de preparação dos componentes após a inserção da resina composta *

Posicionou-se a placa de vidro superior sobre a matriz, sem compressão, apenas com o peso da própria placa. Este procedimento permitiu o escoamento do excesso de material e a obtenção de uma superfície plana e uniforme com a matriz metálica (Pereira et al.²³, 2000, Silva et al.⁴⁸ 2002), o que facilitou o registro da microdureza superficial sem haver necessidade de procedimentos de acabamento e polimento (Pereira et al.²³, 2000). Para evitar um movimento de bascula da placa de vidro superior, foram colocados dois discos da mesma espessura da matriz (2 mm) formando um tripé, garantindo que os corpos-de-prova apresentassem espessuras iguais em toda sua extensão. Uma vez realizado este procedimento, a placa de vidro permaneceu apoiada sobre a matriz durante 25 segundos, tempo que permitiu conseguir uma superfície lisa. A seguir, removeu-se a placa de vidro superior e aplicou-se a ponta ativa da fonte ativadora diretamente sobre a tira de poliéster durante 40 segundos (Pereira et al.²³ 2000, Pereira²⁶, 2001, Fan et al.⁴⁵ 2002, Delgado⁴⁹ 2004, Cotrina et al.³⁴ 2003). Ilustração na Figura 26.

* Figura 25 – cedida gentilmente da dissertação de mestrado de Delgado⁴⁹ (2004).

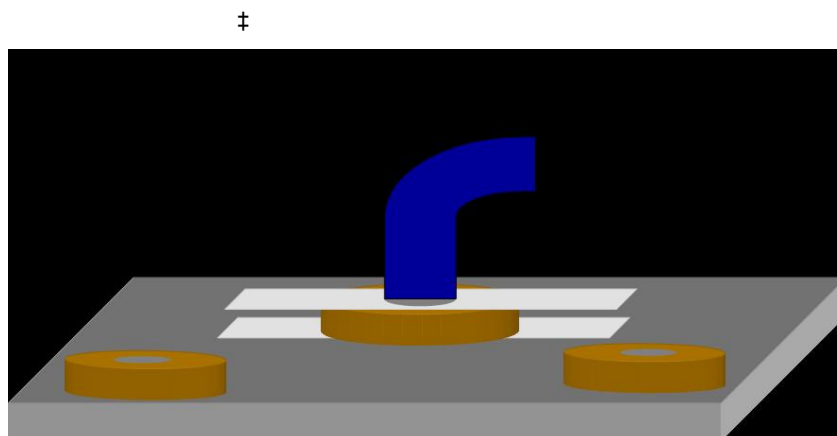


Figura 26 – Processo de polimerização da resina composta: A ponta ativa da fonte ativadora em contato direto sobre a tira de poliéster e acionada durante 40 segundos*.

Os aparelhos à base de LEDs que utilizam baterias, foram utilizados na carga máxima durante a polimerização dos corpos-de-prova. A intensidade de luz foi monitorada com um radiômetro para LEDs RD-7 (Ecel) (Anexo C) antes e após a polimerização dos corpos-de-prova, e verificou-se que a intensidade de luz manteve-se constante durante todo o experimento.

Após a fotoativação, os corpos-de-prova (matriz e resina composta) foram identificados, diferenciando a superfície de topo e de base e classificados de acordo com o grupo a que pertenciam, com ajuda de um marcador permanente. A seguir, foram envoltos em papel alumínio e armazenados secos em um recipiente escuro à prova de luz em estufa a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, por 24 horas até a realização do teste de microdureza superficial. (Hansen, Asmussem⁴ 1992, Pereira et al.²³ 2000, Fan et al.⁴⁵ 2002, Delgado⁴⁹ 2004).

4.4.3 Análise da microdureza superficial

A determinação da microdureza superficial foi realizada após o período de 24 horas de armazenamento, quando então se removeu o papel alumínio que cobria cada corpo-de-prova. (Pereira et al.²³ 2000).

As superfícies de topo e de base de todos os corpos-de-prova foram divididas em 4 quadrantes. Os quadrantes foram determinados com uma lâmina de bisturi n°15. Este procedimento facilitou a orientação no momento do teste de

* Figura 25 – cedida gentilmente da dissertação de mestrado de Delgado⁴⁹ (2004).

microdureza e permitiu obter impressões aleatórias. Em seguida os corpos-de-prova foram levados, juntamente com a matriz metálica, ao microdurômetro (HMV Shimadzu) para a realização do teste de microdureza Vickers com carga de 50 g durante 30 segundos para cada impressão (Figura 27) (Hansen, Asmussen⁴ 1992, Mehl et al.¹⁴ 1997, Pereira et al.²³ 2000, Santos et al.⁴⁴ 2000, Andrade et al.²¹ 2001, Cotrina et al.³⁴ 2003, Delgado⁴⁹ 2004, Pereira et al.⁵⁰ 2004, Teider et al.³¹ 2005).



Figura 27 - Microdurômetro digital (Shimadzu – Japão).

Nos 40 corpos-de-prova confeccionados foram realizadas 2 impressões por quadrante, totalizando 8 impressões por superfície e 16 impressões em cada corpo-de-prova, o que resultou em um total de 640 impressões. Como ilustrado na Figura 28.

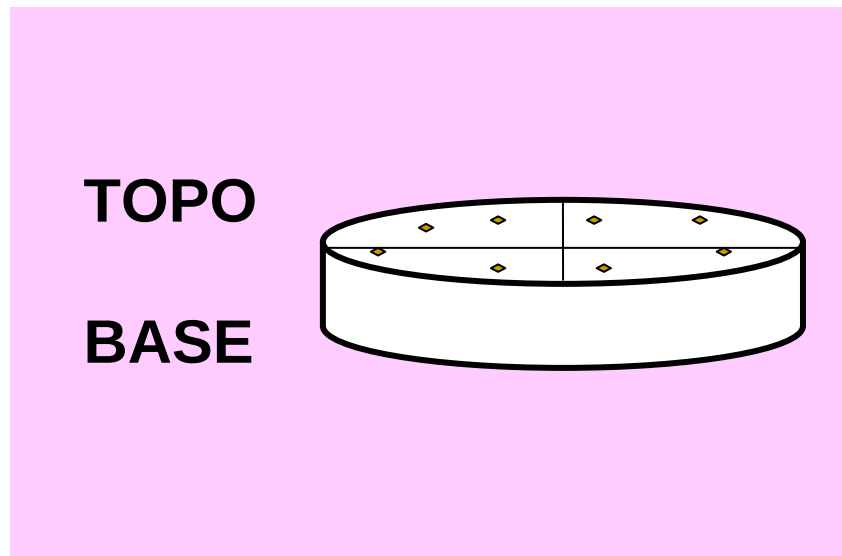


Figura 28 – Impressões realizadas por quadrante.

Uma vez obtidos estes valores, foram calculadas as médias de microdureza para cada superfície analisada: topo (superfície em contato direto com a fonte de luz) e base (superfície afastada da fonte de luz).

Os resultados foram obtidos em HV (Kgf/mm^2 – Hardness Vickers).

4.5 AVALIAÇÃO DA ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA PRODUZIDA PELA LUZ EMITIDA POR DIFERENTES APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

Para a realização do experimento de elevação de temperatura produzida pela luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores foram utilizados um aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena e três aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs, resinas compostas e 40 discos de dentina humana. Esses discos de dentina foram obtidos de 20 terceiros molares extraídos com indicação ortodôntica e doados pelos próprios pacientes através de um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), o qual foi submetido ao comitê de ética e pesquisa da Universidade Estadual Ponta de Grossa, que aprovou o protocolo de pesquisa 06026/06, através do parecer número 03/2007.

4.5.1 Discos de dentina

Esses dentes foram inseridos em matrizes e levados à máquina de corte Isomet 1000 (Buehler). A máquina foi programada para a realização de cortes com 0,5 mm de espessura.



Figura 29 – Máquina de Corte Isomet 1000 (Buehler).

De cada dente foram obtidos 2 discos de dentina, como ilustrados na Figura 30. Esses discos foram padronizados com auxílio de lixas. O valor exato de 0,5 mm de espessura foi verificado com um paquímetro digital (Mitotoyu). A utilização desses discos teve como propósito simular o remanescente dentinário de uma cavidade profunda e próxima à polpa dental.



Figura 30 – Discos de dentina obtidos na máquina de corte Isomet 1000 (Buehler).

4.5.2 Grupos experimentais

O estudo da variável elevação de temperatura foi realizado através de 4 aparelhos associando os fatores de variação como a composição das resinas compostas e um disco de dentina com 0,5 mm de espessura. As combinações da composição de cada resina composta/aparelho fotopolimerizador foram identificadas pelos grupos: OP250 – Aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) e a resina composta Z250 (3M ESPE), OP350 – Aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux (Demetron) e a resina composta Z350 (3M ESPE), LED250 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED LEDemetron I (Kerr) e a resina composta Z250 (3M/ESPE), LED350 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED LEDemetron I (Kerr) e a resina composta Z350 (3M ESPE), BLU250 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent) e a resina composta Z250 (3M ESPE), BLU350 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent) e a resina composta Z350 (3M ESPE), ELI250 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Elipar Freelight (3M ESPE) e a resina composta Z250 (3M ESPE), ELI350 – Aparelho fotopolimerizador à base de LED Elipar Freelight (3M ESPE) e a resina composta Z350 (3M ESPE), obtendo-se 8 grupos experimentais, conforme os Quadros 6a e 6b.

Grupos	OP250	OP350	LED250	LED350
Aparelho Fotoativador	Optilux 401	Optilux 401	LEDemetron I	LEDemetron I
Resina Composta	Filtek™ Z250	Filtek™ Z350	Filtek™ Z250	Filtek™ Z350

Quadro 6a - Grupos experimentais da avaliação de elevação de temperatura

Grupos	BLU250	BLU350	ELI250	ELI350
Aparelho Fotoativador	Bluephase	Bluephase	Elipar Freelight	Elipar Freelight
Resina Composta	Filtek™ Z250	Filtek™ Z350	Filtek™ Z250	Filtek™ Z350

Quadro 6b - Grupos experimentais da avaliação de elevação de temperatura

4.5.3 Análise da elevação de temperatura

A elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores apresentados no Quadro 2 foi registrada com o auxílio de um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (OMEGAETTE – HH 306 Data Logger) (Hannig,e Bott²⁷ 1999, Loney, Price³⁰ 2001, Tarle et al.¹³ 2002, Schneider et

al.⁵⁸ 2006), ilustrado na Figura 29 com precisão de 0,1°C. Os registros da elevação de temperatura foram determinados e demonstrados em gráficos realizados no programa de computador Excel (Windows).



Figura 31- Termômetro digital (OMEGAETTE – HH 306 Data Logger) com o termopar tipo-K conectado.

Para realizar a análise de elevação de temperatura foi confeccionada uma base de polímero (Figura 32) com um orifício central que serviu como guia para o termopar tipo-K (Shortall, Harrington³ 1998, Uhl et al.⁸ 2003, Asmussen, Peutzfeldt¹⁶, 2005).



Figura 32 - Base de polímero.

A base de polímero também serviu como suporte dos discos de dentina e como suporte para uma matriz de poliamida (nylon) em forma de cilindro. Essa matriz de poliamida (nylon) apresentava uma perfuração central com dimensões de 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura. (Loney, Price³⁰ 2001, Schneider²⁹ 2005; Schneider et al.⁵⁸ 2006). O tamanho da perfuração confeccionada nessa matriz de nylon foi realizada considerando a realidade clínica de preparos cavitários e incrementos de resinas composta. (Shortall, Harrington³ 1998). Conforme a ilustração na Figura 33.



Figura 33 – Base de polímero utilizada para suporte do disco de dentina e para a matriz de nylon.

A matriz de poliamida (nylon) foi posicionada sobre o disco de dentina, onde foi inserido um incremento da resina composta selecionada.

A temperatura ambiente inicial foi estabilizada com ar condicionado e controlada em $21^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ antes do início dos registros de elevação de temperatura, obtendo-se desta forma uma padronização da temperatura em todo o experimento.

Foram realizados 3 registros de elevação de temperatura com auxílio do termopar tipo-K, um registro foi obtido sobre o sistema adesivo aplicado no disco de dentina e outros dois sobre o incremento das resinas compostas selecionadas, como descrito à seguir.

A base de polímero foi fixada com auxílio de um suporte universal ilustrado na Figura 34.



Figura 34 – Base de polímero fixada com auxílio de um suporte universal.

Após a correta estabilização da base de polímero, foi introduzido o termopar tipo-K no orifício localizado no centro da base de polímero com o cuidado

de não deixar a ponta do termopar dentro do orifício e também sem contato com às paredes da base de polímero. Conforme se observa na Figura 35, a seguir.

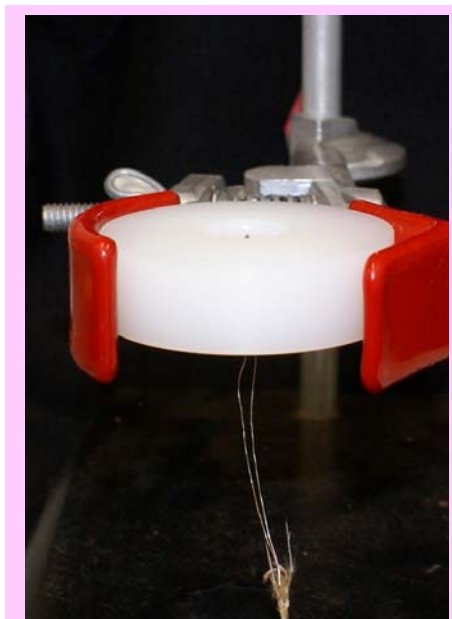


Figura 35 - Termopar tipo-K posicionado no orifício central da base de polímero.

Um outro suporte universal também foi utilizado para manter fixo o aparelho fotopolimerizador. Conforme ilustração na Figura 36.

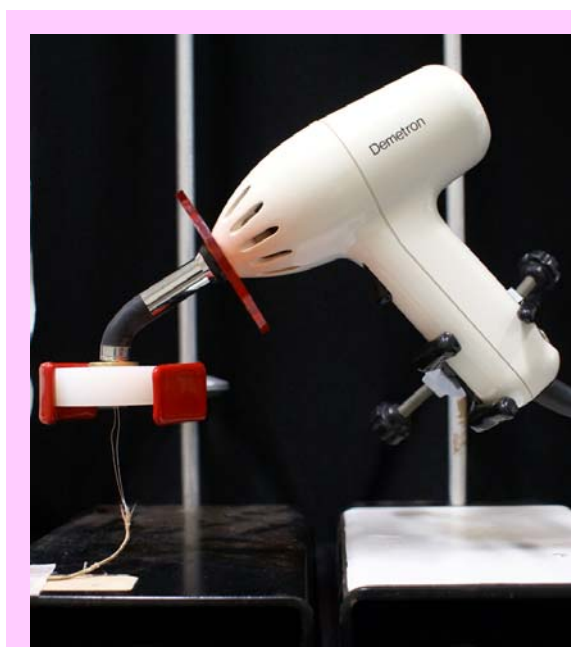


Figura 36 - Suporte universal utilizado para manter apoiado o aparelho fotopolimerizador.

Sobre a base de polímero foi colocado um posicionador metálico de 2 mm de espessura e a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi apoiada em

contato com esse posicionador. Após a padronização da distância em 2 mm, o posicionador metálico foi removido. Conforme ilustração na Figura 37.



Figura 37 - Posicionador metálico de 2mm de espessura e a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador apoiada sobre o posicionador.

Os discos de dentina utilizados no experimento foram previamente submetidos à profilaxia com pedra pomes e água com escova Robson em baixa rotação. Em seguida procedeu-se o condicionamento com ácido fosfórico 37% Etchant Scotchbond (3M ESPE) por 15 segundos, os discos foram lavados durante 30 segundos, secos com bolinha de algodão autoclavada, seguido da aplicação de uma camada de primer Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) e uma camada de sistema adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) aplicados com micro-aplicadores descartáveis (Microbrush).

O disco de dentina foi apoiado sobre a base de polímero em contato direto com o termopar tipo-K e realizada a primeira fotoativação durante 20 segundos e ao final da fotoativação foi registrado o maior valor (pico) obtido pelo termômetro digital.

Após a realização do registro da elevação de temperatura do aparelho fotopolimerizador na dentina preparada com sistema adesivo, a matriz de nylon foi apoiada sobre o disco de dentina. A resina composta selecionada foi

inserida na matriz em incremento único com uma espátula Thompson n° 6 (Prisma) e posicionada uma tira de poliéster sobre o incremento. Conforme ilustração na Figura 38.



Figura 38 - Resina composta inserida na matriz de nylon com tira de poliéster posicionada sobre a sua superfície.

Novamente foi utilizado o posicionador metálico para padronizar a distância da ponta ativa do aparelho fotoativador até o incremento de resina composta conforme ilustrações das Figuras 39, 40 e 41.



Figura 39 - Posicionador metálico para padronizar a distância da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador até o incremento de resina composta.

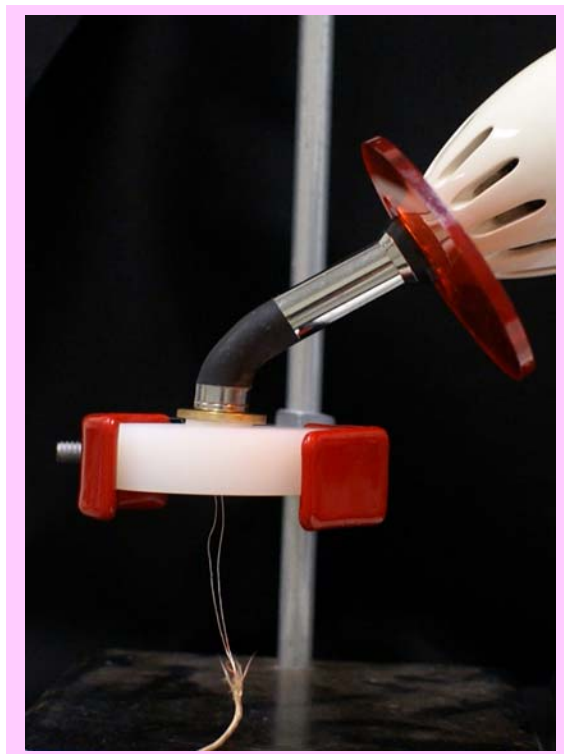


Figura 40 - Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador apoiada sobre o posicionador metálico, mantendo a distância padrão de 2mm.



Figura 41 – Remoção do posicionador metálico para a polimerização do incremento de resina composta.

As amostras de cada resina composta selecionada foram fotoativadas durante 40 segundos (primeiro registro de elevação de temperatura na resina composta) e ao final da fotoativação foi registrado o maior valor (pico) obtido pelo termômetro digital. O maior valor obtido durante a polimerização da resina composta foi registrado (x) e subtraiu-se este valor, do valor da temperatura inicial que foi estabilizada em $21\pm 1^{\circ}\text{C}$, obtendo-se assim a elevação da temperatura máxima ocorrida durante a polimerização da resina composta (Y). Utilizando-se a seguinte fórmula:

$$X - 21\pm 1^{\circ}\text{C} = Y$$

Onde:

X = maior valor (pico) de elevação de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) obtido durante a polimerização da resina composta

$21\pm 1^{\circ}\text{C}$ = temperatura inicial estabilizada

Y = elevação da temperatura máxima

Após 1 minuto da polimerização da resina composta, foi realizado o segundo registro da elevação da temperatura. A resina composta foi novamente irradiada por um período de 40 segundos e registrou-se novamente o maior valor (pico) de elevação de temperatura (X^2) e subtraiu-se este valor, do valor da temperatura inicial que foi estabilizada em $21\pm 1^{\circ}\text{C}$, obtendo-se assim a elevação da temperatura da luz ocorrida durante a polimerização da resina composta (Y^2). Utilizando-se a seguinte fórmula:

$$X^2 - 21\pm 1^{\circ}\text{C} = Y^2$$

Onde:

X^2 = maior valor (pico) de elevação de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) obtido durante a polimerização da resina composta

$21\pm 1^{\circ}\text{C}$ = temperatura inicial estabilizada

Y^2 = elevação da temperatura produzida pela luz

Esse segundo registro teve a finalidade de obter o valor da reação exotérmica das resinas compostas separadamente do valor de elevação da temperatura produzida pela luz dos aparelhos fotopolimerizadores (Y^2) (Shortall, Harrington³ 1998, Schneider et al.²⁹ 2005, Schneider et al.⁵⁸ 2006).

Estes registros foram repetidos cinco vezes para cada combinação aparelho fotoativador/resina composta/sistema adesivo/disco de dentina e o resultado da elevação da temperatura foi obtido pela média desses valores.

4.6 PLANEJAMENTO EXPERIMENTAL ESTATÍSTICO

Para evitar influência pessoal nos dados obtidos com as variáveis microdureza superficial, elevação de temperatura e reação exotérmica no momento de realização das leituras, as condições experimentais foram avaliadas aleatoriamente.

As comparações dos resultados para as variáveis dependentes microdureza superficial, elevação de temperatura e reação exotérmica foram realizadas através de análise de variância (ANOVA com um e dois critérios). Foram considerados fatores fixos (variáveis independentes) o aparelho fotopolimerizador e a resina composta, sendo analisados os resultados individuais, bem como a interação entre eles.

Realizou-se o teste de Shapiro-Wilk para verificar se os dados apresentavam distribuição normal.

Para todos os testes adotou-se como nível de significância o valor de 0,05. Se $p > 0,05$ a hipótese de nulidade (H_0) foi aceita, onde não há diferenças significativa entre os grupos. Caso $p \leq 0,05$, rejeitou-se (H_0), indicando diferença significativa entre os grupos. Diante desta condição a comparação entre os valores médios das variáveis foi realizada através do pós-teste de Bonferroni, com o objetivo de determinar entre quais grupos havia as diferenças significativas.

Todos os cálculos foram realizados através do software estatístico GraphPad Prism versão 4.00 para Windows, GraphPad Software, San Diego California USA, "www.graphpad.com".

5 RESULTADOS

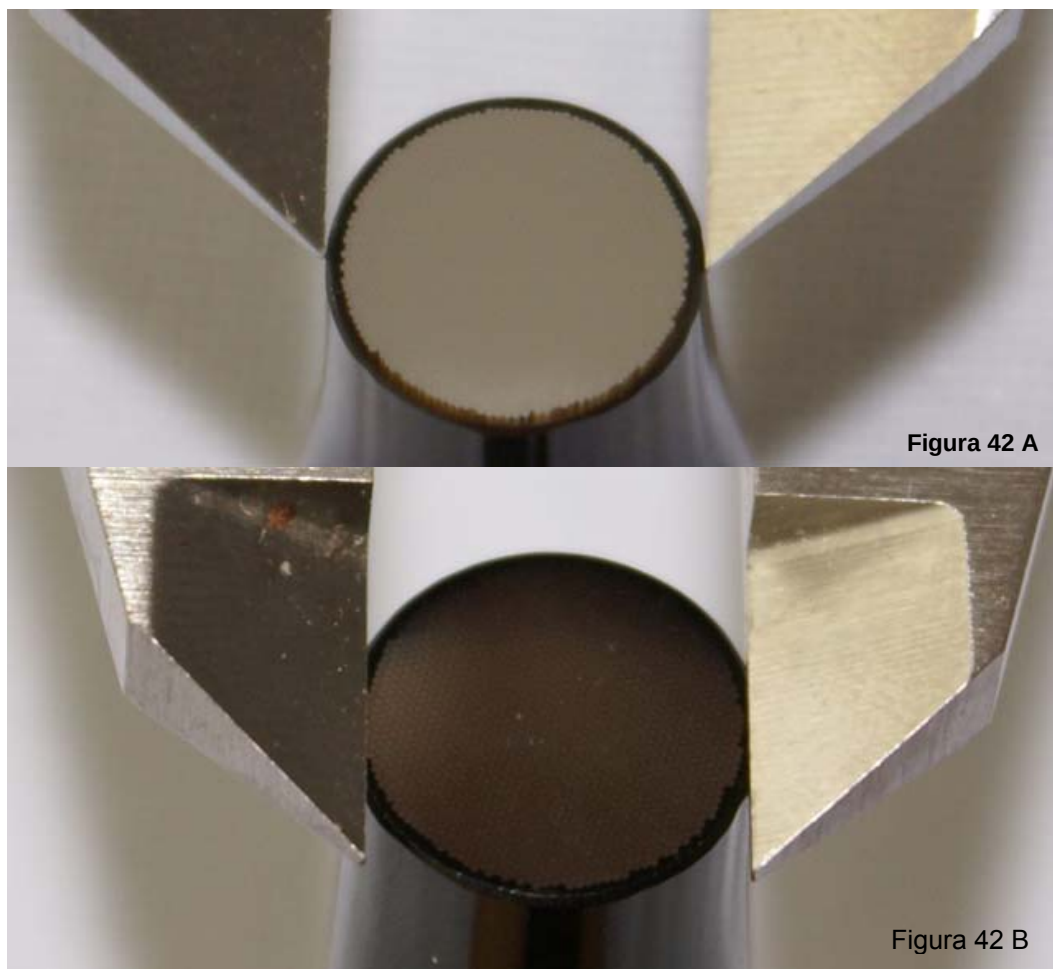
5.1 ESPECIFICAÇÕES DOS APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

O Quadro 7 apresenta os valores encontrados para as especificações dos aparelhos fotopolimerizadores testados.

Aparelhos/ Fabricante	Optilux 401/ Demetron	<u>LEDemetron II</u> / Kerr	Bluephase HPO/ Ivoclar Vivadent	Elipar Freelight/ 3M ESPE
Sistema de Luz	Lâmpada Halógena	LED	LED	LED
Potência	550	494	535	137
Diâmetro da Ponta Ativa (mm)	10,46	10,96	7,92	8,24
Área da Ponta Ativa (cm ²)	1,03	0,94	0,49	0,53
Intensidade de Luz (mW/cm ²)	533	523	1084	257
Intervalo de Comprimento de Onda (nm)	400-515	424-503	430-490	427-492
Pico de Comprimento de Onda (nm)	494	452	452	450

Quadro 7 – Especificações dos aparelhos fotopolimerizadores obtidas em laboratório

A intensidade de luz (mW/cm²) emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores foi obtida pela razão entre potência e área da ponta ativa de cada aparelho fotopolimerizador. As Figuras 42 a e 42 b apresentam a ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores. A Figura 42 a apresenta um paquímetro medindo toda a borda da ponta ativa, pode-se observar nesta figura que as fibras ópticas são protegidas por uma margem externa, a qual não é capaz de emitir luz. A Figura 42 b apresenta um paquímetro medindo a borda interna da ponta ativa. Nessa região estão presentes somente as fibras ópticas, responsáveis pela emissão de luz dos aparelhos fotopolimerizadores.



Figuras 42 a e 42 b – Ponta ativa do aparelho fotopolimerizador medida utilizando um paquímetro digital.

Para a determinação dos valores de intensidade de luz apresentados no Quadro 7, foi considerado toda a borda externa da ponta ativa dos aparelhos para determinação da área. Quando a área da ponta ativa foi determinada somente pelo diâmetro da fibra óptica, desconsiderando a borda externa, novos valores de área da ponta ativa e intensidade de luz foram registrados e estão apresentados no Quadro 8.

Aparelhos/Fabricante	Diâmetro da Ponta Ativa (mm)	Intensidade de Luz (mW/cm ²)
Optilux 401 (Demetron)	10,29	661
LEDemetron I (Kerr)	10,01	627
Bluephase HPO (Ivoclar Vivadent)	7,44	1229
Elipar Freelight (3M ESPE)	7,28	330

Quadro 8 – Especificações dos aparelhos fotopolimerizadores obtidas em laboratório desconsiderando a borda externa da ponta ativa

O Gráfico 1 apresenta o espectro de emissão dos 4 aparelhos fotopolimerizadores testados, representando a intensidade de luz emitida em função de cada comprimento de onda emitido pelos aparelhos fotopolimerizadores. O eixo (x) foi calibrado com o espectrômetro USB2000 (Ocean Optics) e o eixo (y) calibrado com o Power Meter Ophir (Ophiropt). A área sobre as curvas representa a intensidade de luz total do respectivo aparelho fotopolimerizador. O espectro de absorção da canforoquinona apresentado nesta figura foi obtido do trabalho de Uhl et al.³² (2003) e Uhl et al.⁵¹ (2004).

Os valores do amplo espectro de emissão da luz do aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) podem ser observados no Gráfico 1, a luz azul emitida encontra-se na faixa entre 400 e 515 nm. A largura do pico em meia altura apresenta o valor de 40 nm, indo de 465 nm a 505 nm. Quando considerado todo o espectro de luz registrado para o aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena, esse aparelho apresentou um intervalo de comprimento de onda iniciando em 385 nm e terminando em 520 nm como observado no Gráfico 2.

Os aparelhos à base de LEDs avaliados nesta pesquisa, apresentaram um estreito ou “concentrado” espectro de irradiação, a intensidade de luz emitida por esses aparelhos se encontra na faixa entre 430 e 490 nm, com largura do pico em meia altura em torno de 25 nm, indo de 440 nm a 465 nm. Esses valores estão apresentados no Quadro 7 e no Gráfico 1. Os aparelhos à base de LEDs apresentaram os seguintes intervalos de comprimento de onda: LEDemetron I (Kerr) intervalo de comprimento de onda (424 nm a 503 nm) com o pico de emissão em 452 nm. O aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent) apresentou intervalo de comprimento de onda (430 nm a 490 nm) com o pico de emissão em 452 nm. O aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) apresentou as mesmas informações fornecidas

pelo fabricante, ou seja, intervalo de comprimento de onda (427 nm a 492 nm) com o pico de emissão em 450 nm.

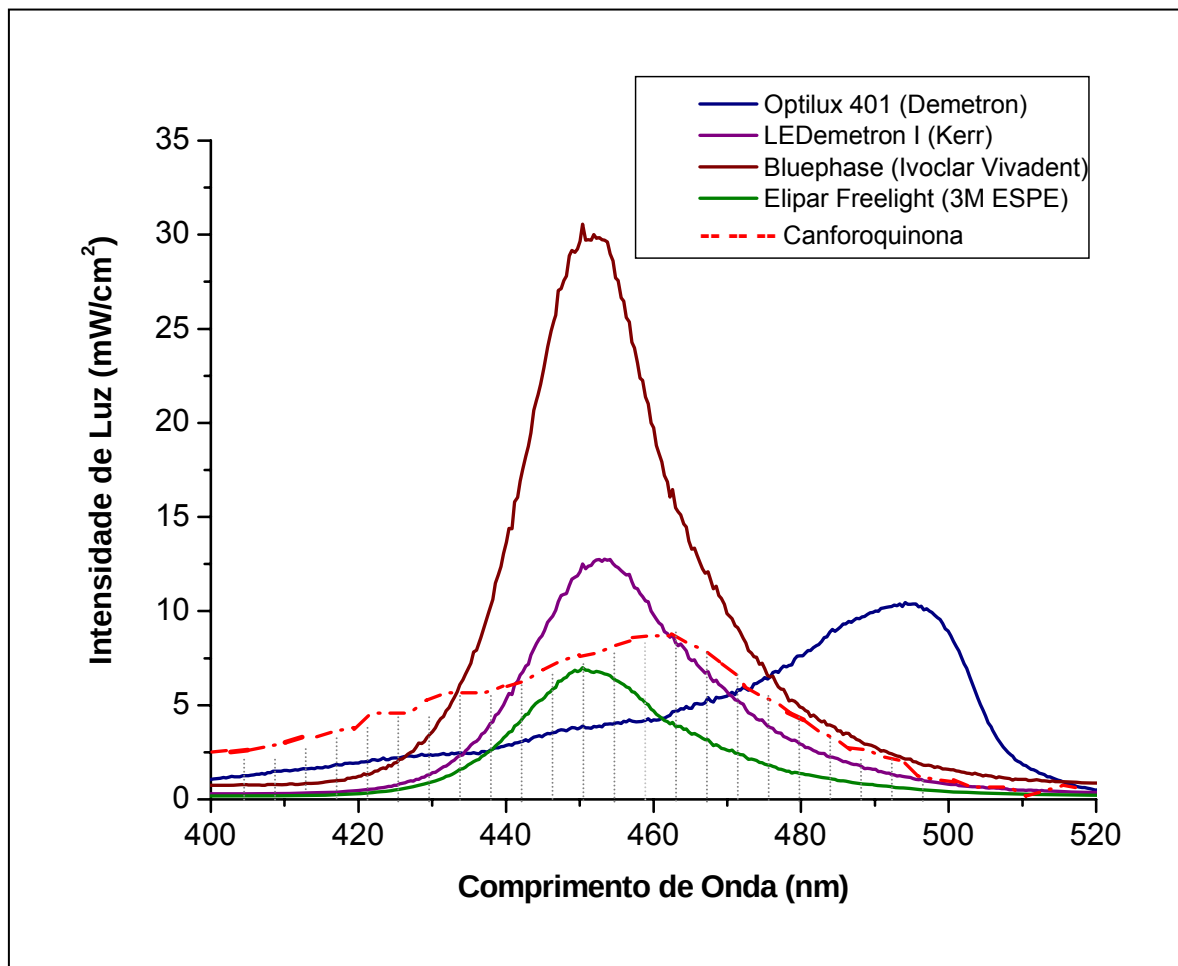


Gráfico 1 – Espectro de emissão dos quatro aparelhos fotopolimerizadores testados. Aparelho de lâmpada halógena (curva azul), aparelhos à base de LEDs representados pelos fotopolimerizadores LEDemetron I (Kerr) (curva roxa), Bluephase (Ivoclar Vivadent) (curva bordô) e Elipar Freelight (3M ESPE) (curva verde). A intensidade de luz máxima apresentada pelo aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena e pelos aparelhos à base de LEDs se encontram em diferentes regiões do espectro. O aparelho de lâmpada halógena apresenta um amplo espectro de irradiação, o inverso dos aparelhos à base de LEDs que apresentam um concentrado espectro de emissão e são envolvidos pela linha pontilhada (curva vermelha), a qual representa o espectro de absorção da canforoquinona.

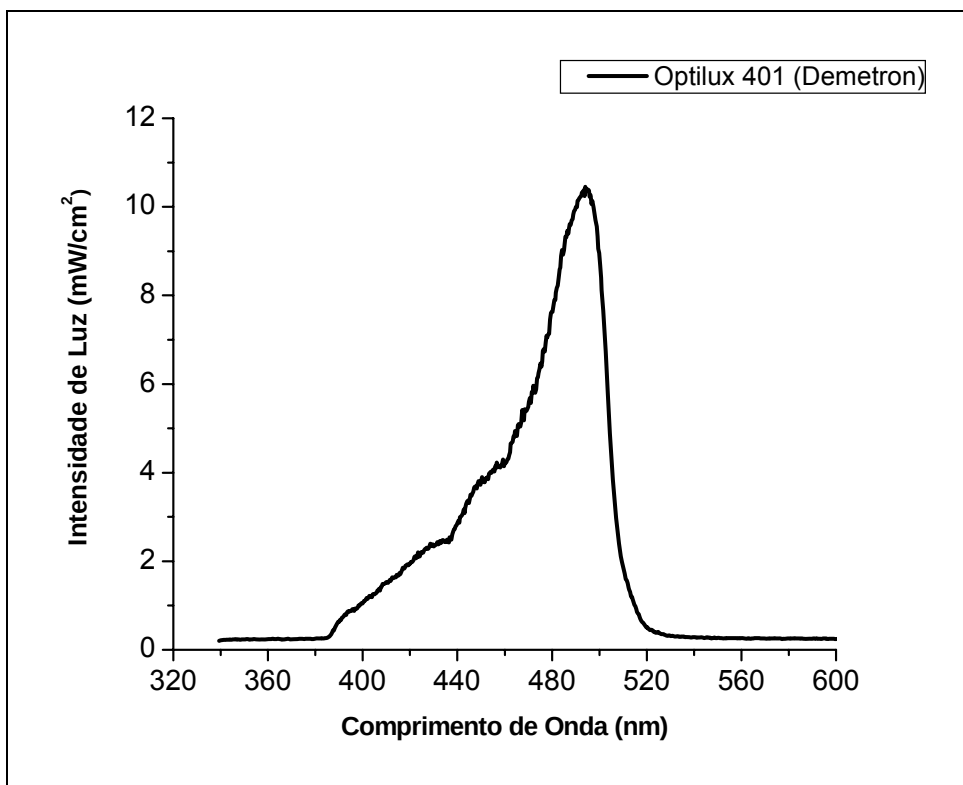


Gráfico 2 – Espectro de emissão do aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron). O início do intervalo de comprimento de onda se inicia abaixo de 400 nm e termina acima de 500 nm. Sendo esses comprimentos de onda desnecessários a polimerização de resina composta contendo como fotoiniciador a canforoquinona.

Segundo Stahl et al.³⁹ (2000) o potencial de polimerização é proporcional ao produto da quantidade de fótons disponíveis para absorção pela probabilidade deles serem absorvidos. Ou seja, o potencial relativo de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores é determinado pela seguinte fórmula:

$$PP_{\text{Rel}} = E(\lambda).A(\lambda)$$

Onde o espectro de emissão $E(\lambda)$ é dado pelo número relativo de fótons emitidos pelo aparelho fotopolimerizador e o espectro de absorção $A(\lambda)$ é dado pela probabilidade relativa desse fóton ser absorvido num determinado comprimento de onda. O gráfico 3 apresenta combinação do espectro de luz emitido pelos aparelhos com o espectro de absorção da canforoquinona.

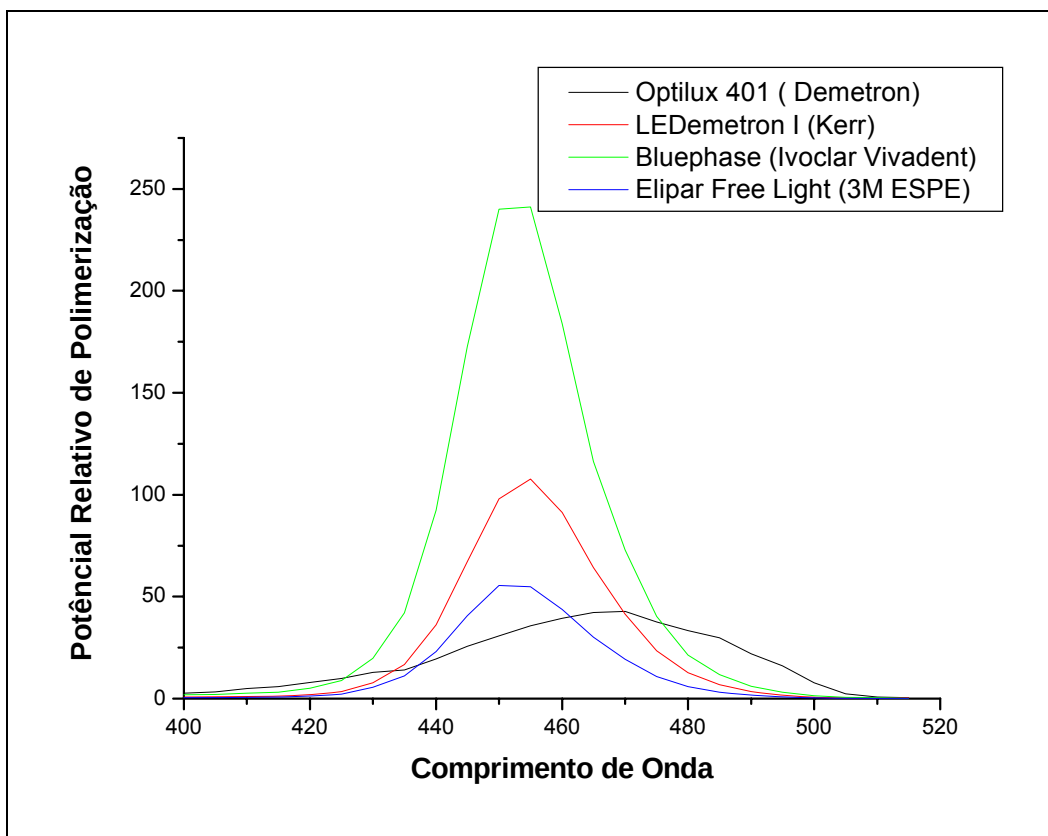


Gráfico 3 – As curvas apresentadas representam o produto do espectro de emissão $E(\lambda)$ de cada aparelho fotopolimerizador pelo espectro de absorção $A(\lambda)$ da canforoquinona. Aparelho de lâmpada halógena (curva preta), aparelhos à base de LEDs representados pelos fotopolimerizadores LEDemetron I (Kerr) (curva vermelha), Bluephase (Ivoclar Vivadent) (curva verde) e Elipar Freelight (3M ESPE) (curva azul).

5.2 MICRODUREZA SUPERFICIAL

5.2.1 Superfície de Topo

Os resultados da Análise de Variância resultaram nos valores apresentados na Tabela 1 e no Gráfico 4.

A Tabela 1 apresenta a análise descritiva dos dados obtidos durante o ensaio de microdureza superficial das duas resinas compostas selecionadas, fotoativadas com cada aparelho fotopolimerizador.

Os resultados da Anova 2 critérios demonstraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre os aparelhos fotopolimerizadores avaliados ($p < 0,5455$) e na interação aparelho fotopolimerizador X resina composta

($p=0,2427$). Diferenças estatisticamente significantes foram apresentadas entre as resinas compostas ($p<0,0001$).

O teste de Bonferroni foi aplicado para comparar as médias entre as interações: aparelho fotopolimerizador X resina composta.

O Gráfico 4 ilustra as médias e o desvio-padrão de microdureza superficial segundo o aparelho fotopolimerizador utilizado, onde se observou o comportamento descrito na Tabela 1.

5.2.1.1 Efeito da Interação Aparelho Fotopolimerizador

As Tabelas 1 a e 1 b demonstram que a interação entre os aparelhos fotopolimerizadores não foi significativa ($p=0,5554$) conforme apresentado no Gráfico 4. Isto significa que o fator aparelho fotopolimerizador não influenciou na variação dos resultados de microdureza superficial das resinas compostas.

5.2.1.2 Efeito da Interação Resina Composta

O Gráfico 4 demonstra que a interação entre as resinas compostas foi significativa ($p<0,0001$). Observa-se que a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) apresentou maiores valores médios de microdureza superficial que a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) sendo estatisticamente diferentes ($p<0,05$). Conforme demonstra as Tabelas 1a e 1b.

Tabela 1a – Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.

Grupos	Filtek™Z250 (3M ESPE)					
	Média	Mediana	Desvio Padrão	EPM*	Intervalo de Confiança	Valor Mínimo e Máximo
OP	79,81	79,51	1,90	0,85	77,44 to 82,18	77,64 e 82,90
LED	79,56	79,44	1,55	0,69	77,63 to 81,50	77,66 e 81,88
BLU	77,39	75,95	2,56	1,14	74,20 to 80,57	75,23 e 80,64
ELI	77,13	79,13	6,44	2,88	69,13 to 85,12	66,11 e 82,33

*EPM – Erro Padrão da Média

Tabela 1b – Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.

Grupos	Filtek™Z350 (3M ESPE)					
	Média	Mediana	Desvio Padrão	EPM*	Intervalo de Confiança	Valor Mínimo e Máximo
OP	66,10	66,04	3,03	1,35	62,33 to 69,86	62,75 e 70,86
LED	64,30	64,45	0,62	0,27	63,52 to 65,07	63,30 e 64,96
BLU	65,11	64,98	0,93	0,41	63,95 to 66,27	63,71 e 66,16
ELI	67,27	68,20	2,50	1,11	64,16 to 70,37	64,58 e 70,41

*EPM – Erro Padrão da Média

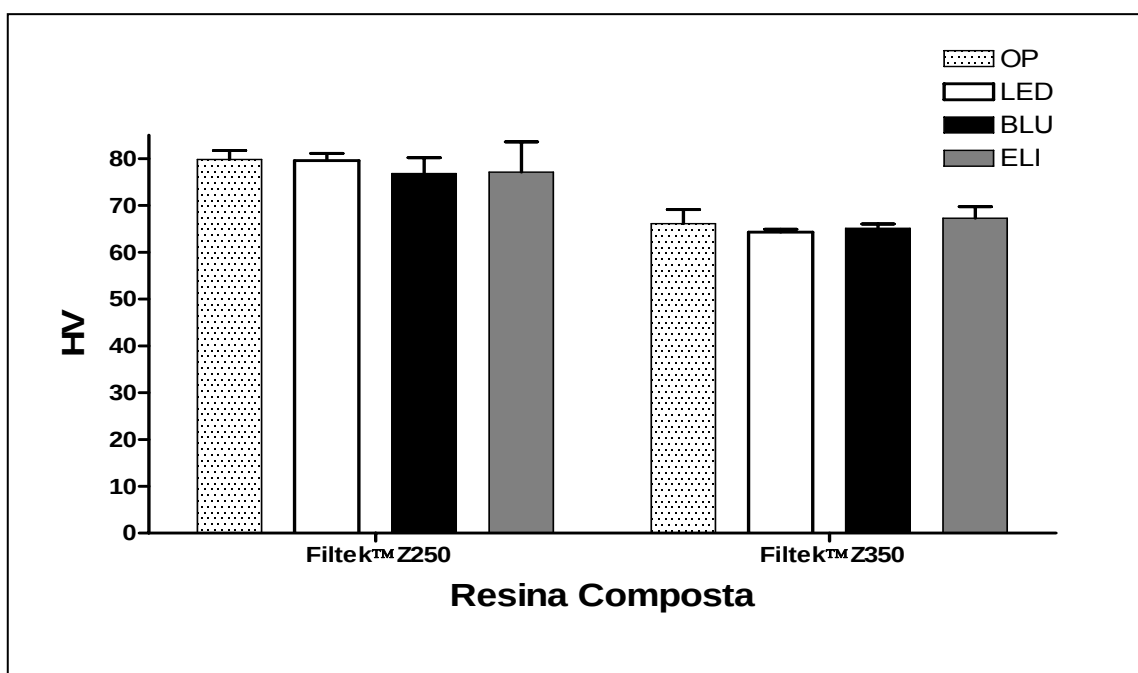


Gráfico 4 - Média e desvio-padrão da microdureza Vickers (HV) da superfície de topo das resinas compostas Filtek™ Z250 e Filtek™ Z350 (3M ESPE), após a polimerização com os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). O resultado da análise Anova 2 critérios demonstrou que não houve diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p=0,5455$); Diferenças significativas entre as resinas compostas ($p<0,0001$). Não houve diferença estatística na interação (aparelho fotopolimerizador e resina composta - $p=0,2427$).

5.2.2 Superfície de Base

Os resultados da Análise de Variância resultaram nos valores apresentados nas Tabelas 2 a e 2 b e no Gráfico 5.

As Tabelas 2 a e 2 b apresentam a análise descritiva dos dados obtidos durante o ensaio de microdureza superficial das duas resinas compostas selecionadas, fotoativadas com cada aparelho fotopolimerizador.

Os resultados da Anova 2 critérios demonstrou diferenças estatisticamente significantes quando os fatores foram analisados individualmente ($p<0,0001$) e nas interações entre eles ($p=0,0283$).

O teste de Bonferroni foi aplicado para comparar as médias entre as interações: aparelho fotopolimerizador X resina composta.

O Gráfico 5 ilustra as médias de microdureza superficial segundo o aparelho fotopolimerizador utilizado, onde se observa o comportamento descrito nas Tabelas 2 a e 2 b.

5.2.2.1 Efeito da Interação Aparelho Fotopolimerizador

As Tabelas 2 a e 2 b demonstram que a interação entre os aparelhos fotopolimerizadores não foi significativa ($p=0,0795$) conforme apresentado no Gráfico 5. Isto significa que o fator aparelho fotopolimerizador não influenciou na variação dos resultados de microdureza superficial das resinas compostas concordando com a hipótese que os aparelhos fotopolimerizadores possam induzir a efeitos iguais sobre a microdureza superficial.

5.2.1.2 Efeito da Interação Resina Composta

O Gráfico 5 demonstra a interação entre as resinas compostas foi significativa ($p<0,0001$). Observa-se que a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) apresentou maiores valores de microdureza superficial que a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) sendo estatisticamente diferentes ($p<0,05$). Conforme demonstra a Tabela 2a e 2b.

Tabela 2a – Estatística para os valores de microdureza na superfície de Base da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.

Grupos	Filtek™Z250 (3M ESPE)					
	Média	Mediana	Desvio Padrão	EPM*	Intervalo de Confiança	Valor Mínimo e Máximo
OP	77,35	77,01	1,45	0,65	75,54 to 79,16	75,58 e 79,21
LED	77,58	77,56	0,51	0,22	76,94 to 78,22	76,88 e 76,31
BLU	75,33	75,74	0,78	0,34	74,36 to 76,30	74,24 e 76,01
ELI	76,19	76,10	0,75	0,33	75,26 to 77,14	75,43 e 77,20

*EPM – Erro Padrão da Média

Tabela 2b – Estatística para os valores de microdureza na superfície de Base da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) polimerizada com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.

Grupos	Filtek™Z350 (3M ESPE)					
	Média	Mediana	Desvio Padrão	EPM*	Intervalo de Confiança	Valor Mínimo e Máximo
OP	61,27	62,81	5,13	2,30	54,89 to 67,65	52,71 e 66,13
LED	60,69	60,25	2,42	1,08	57,68 to 63,70	57,45 e 63,40
BLU	63,52	63,69	1,74	0,77	61,36 to 65,68	60,76 e 65,56
ELI	57,41	56,71	3,39	1,51	53,20 to 61,62	53,64 e 62,54

*EPM – Erro Padrão da Média

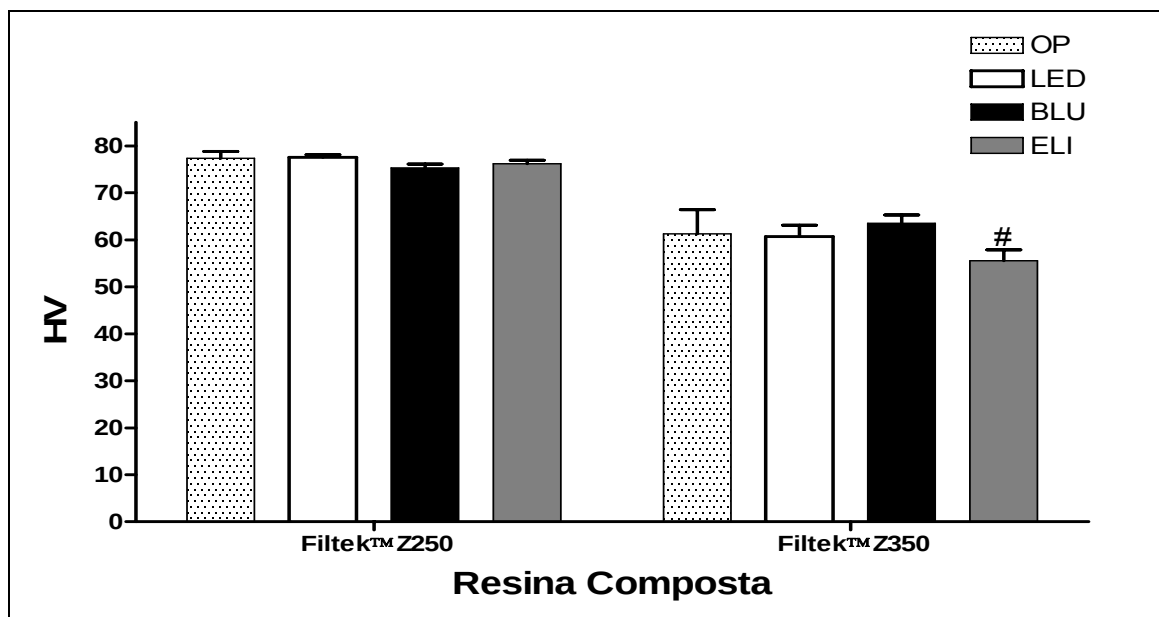


Gráfico 5 - Média e desvio-padrão da microdureza Vickers (HV) da superfície de base das resinas compostas Filtek™ Z250 e Filtek™ Z350 (3M ESPE), após a polimerização com os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Não houve diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p=0,0795$); Diferenças significativas entre as resinas compostas ($p<0,0001$) e na interação (aparelho fotopolimerizador e resina composta - $p=0,0283$). (#) $p<0,05$ "versus" OP e BLU.

5.3 COMPARAÇÃO DOS VALORES DE MICRODUREZA ENTRE AS SUPERFÍCIES DE TOPO E DE BASE

Aplicou-se Anova 1 critério para amostras independentes para determinar diferenças estatísticas significantes entre os valores de microdureza da superfície de topo e de base em cada um dos grupos. Estes valores estão contidos na Tabela 3.

Tabela 3 – Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo e Base das resinas compostas Filtek™Z250 (3M ESPE) e Filtek™Z350 (3M ESPE), polimerizadas com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED – LEDemetron I (Kerr), BLU – Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI – Elipar Freelight (3M ESPE). Os valores de microdureza superficial foram representados na unidade de medida HV.

Grupo	Média de Topo	Média de Base	Diferença entre as Médias	<i>p</i>
OP250	79,81	77,35	2,45	>0,05
OP350	66,10	61,27	4,83	>0,05
LED250	79,56	77,58	1,98	>0,05
LED350	64,30	60,09	4,21	>0,05
BLU250	77,39	75,33	2,05	>0,05
BLU350	65,11	63,52	1,58	>0,05
ELI250	77,13	76,19	0,93	>0,05
ELI350	67,27	57,41	9,85	<0,001

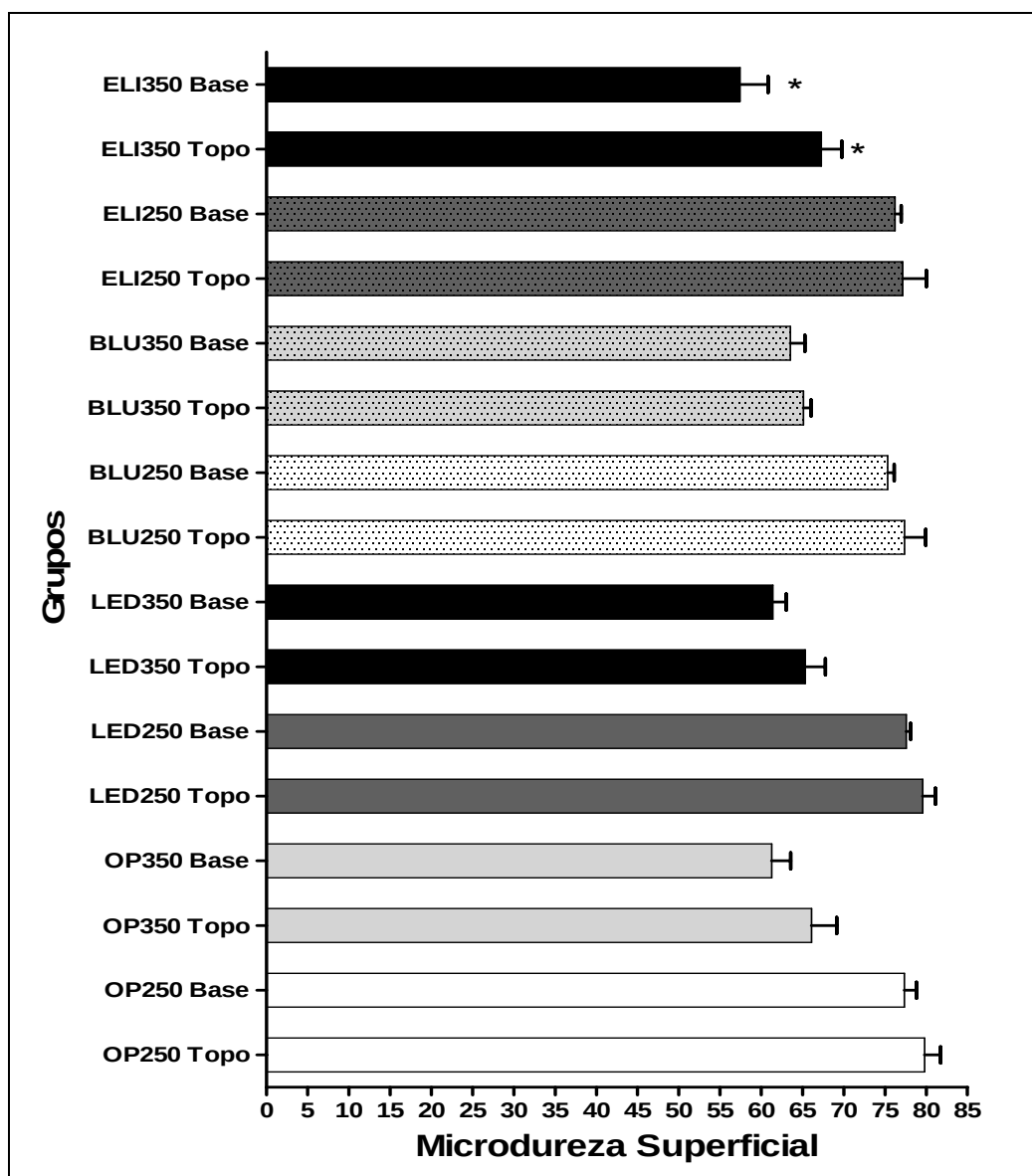


Gráfico 6 - Estatística para os valores de microdureza na superfície de Topo e Base das resinas compostas Filtek™Z250 (3M ESPE) e Filtek™Z350 (3M ESPE), polymerizadas com os aparelhos OP - Optilux 401 (Demetron), LED - LEDemetron I (Kerr), BLU - Bluephase (Ivoclar Vivadent) e ELI - Elipar Freelight (3M ESPE). Diferença significativa para os valores de microdureza da superfície de Topo e Base para o Grupo ELI350 ($p < 0,001$).

5.4 ELEVAÇÃO DE TEMPERATURA

A análise descritiva dos dados foi realizada para os valores registrados no sistema adesivo e nas resinas compostas avaliadas. Os valores de elevação de temperatura foram representados na unidade °C.

5.4.1 Elevação de temperatura no disco de dentina preparado com sistema adesivo

Os resultados da Análise de Variância resultaram nos valores apresentados na Tabela 4 e no Gráfico 7.

A Tabela 4 apresenta a análise descritiva dos dados obtidos durante os registros de elevação de temperatura produzida para cada aparelho fotopolimerizador. Os resultados da Anova 1 critério mostraram diferenças estatisticamente significantes quando os fatores foram analisados individualmente ($p < 0,0001$). O teste de Bonferroni foi aplicado para comparar as médias entre os aparelhos fotopolimerizadores.

O Gráfico 7 ilustra as médias de elevação de temperatura durante a polimerização do sistema adesivo aplicado sobre o disco de dentina polimerizado com os aparelhos fotopolimerizadores, onde se observa o comportamento descrito na Tabela 4.

Tabela 4 – Média e desvio-padrão para os valores máximos de elevação de temperatura em °C durante a polimerização do sistema adesivo

Grupos	Média	Mediana	Mínimo e Máximo	EPM	Desvio Padrão
OP	16,0	16,5	12,8 e 17,5	0,43	1,38
LED	15,3	14,9	13,1 e 18,8	0,55	1,75
BLU	17,6	17,6	15,1 e 19,6	0,49	1,57
ELI	7,2	7,3	6,1 e 8,7	0,24	0,77

*EPM – Erro Padrão da Média

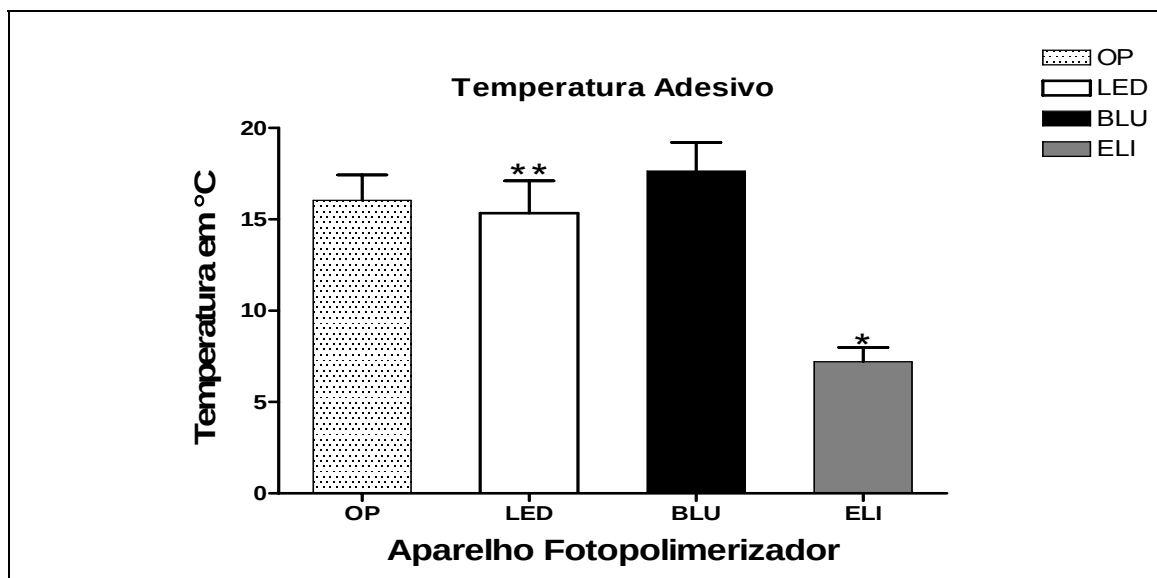


Gráfico 7 - Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização do sistema adesivo Adper™Scotchbond™Multi-Purpose (3M ESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELi (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p < 0,0001$). (*) $p < 0,001$ "versus" todos; (**) $p < 0,01$ "versus" BLU.

5.4.2 Elevação de temperatura no incremento de resinas composta

Os resultados da Análise de Variância resultaram nos valores apresentados nas Tabelas 5 e 6 e no Gráfico 8.

As Tabelas 5 e 6 apresentam a análise descritiva dos dados obtidos durante os registros de elevação de temperatura produzida para cada aparelho fotopolimerizador. Os resultados da Anova 2 critérios mostraram diferenças estatisticamente significantes quando os fatores foram analisados individualmente ($p < 0,0001$).

O teste de Bonferroni foi aplicado para comparar as médias entre as interações aparelhos fotopolimerizadores X resinas compostas.

O Gráfico 8 ilustra as médias de elevação de temperatura nas resinas compostas polimerizadas com os aparelhos fotopolimerizadores selecionados, onde se observa o comportamento descrito nas Tabelas 5 e 6.

Tabela 5 – Média e desvio padrão para os valores de elevação de temperatura da luz em °C durante a polimerização da resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE)

Grupos	2° Registro				
	Média	Mediana	Mínimo e Máximo	EPM	Desvio Padrão
OP	6,5	6,1	6,2 e 7,1	0,18	0,46
LED	6,6	6,4	6,0 e 8,1	0,43	0,83
BLU	7,7	7,7	7,3 e 8,1	0,15	0,33
ELI	3,2	3,2	3,0 e 3,4	0,07	0,71

*EPM – Erro Padrão da Média

Tabela 6 – Média e desvio padrão para os valores de elevação de temperatura em °C durante a polimerização da resina composta Filtek™ Z350 (3M ESPE)

Grupos	2° Registro				
	Média	Mediana	Mínimo e Máximo	EPM	Desvio Padrão
OP	6,2	6,0	5,4 e 7,1	0,29	0,70
LED	5,7	5,7	4,8 e 6,9	0,36	0,79
BLU	5,7	5,7	5,4 e 5,9	0,14	0,18
ELI	3,1	3,1	3,0 e 3,3	0,07	0,12

*EPM – Erro Padrão da Média

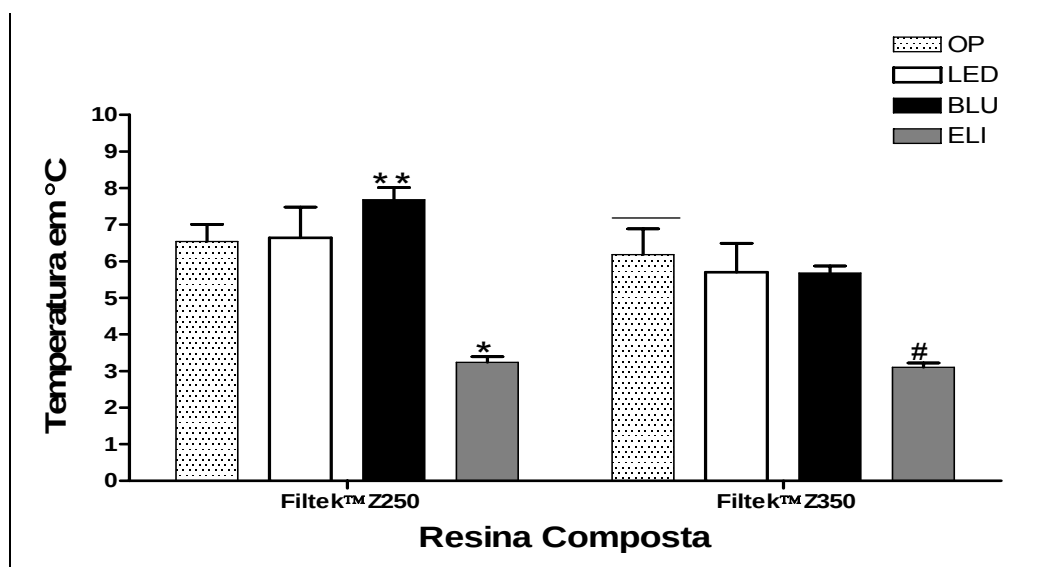


Gráfico 8 - Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização das resinas compostas Filtek™ Z250 e Filtek™ Z350 (3M ESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p < 0,0001$); Diferenças significativas entre as resinas compostas ($p < 0,0001$) e na interação (aparelho fotopolimerizador e resina composta - $p = 0,0022$). (*) $p < 0,01$ "versus" todos; (**) $p < 0,01$ "versus" OP e LED; (#) $p < 0,05$ "versus" todos.

5.4.3 Reação exotérmica das resinas compostas

Os valores da reação exotérmica das resinas compostas foram obtidos pela subtração do 1° e 2° registro na resina composta.

O Gráfico 9 apresenta as médias da reação exotérmica das resinas compostas durante a fotopolimerização com cada aparelho fotopolimerizador, bem como os valores de desvio-padrão.

Os resultados do *teste-t student* mostraram que não houve diferenças estatisticamente significativas nos valores de temperatura durante o primeiro e segundo registros ($p=0,5990$).

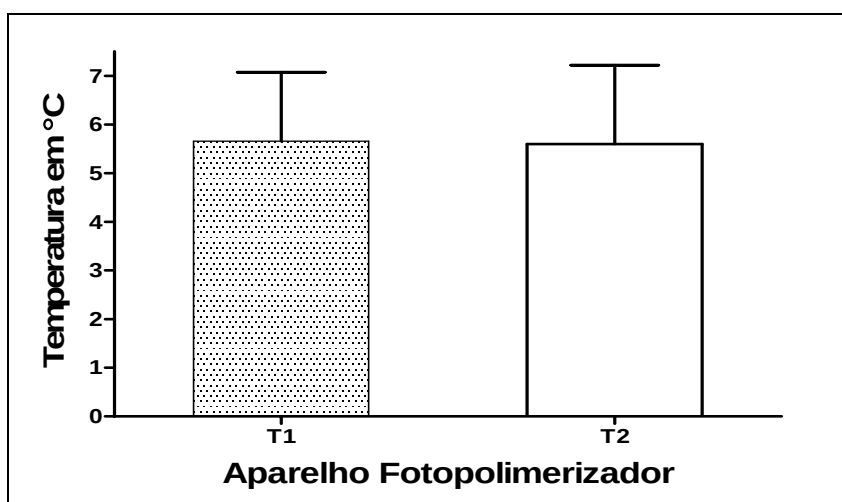


Gráfico 9 - Média e desvio-padrão da reação exotérmica durante a polimerização das resinas compostas Filtek™ Z250 e Filtek™ Z350 (3M ESPE). Diferenças não significativas entre o primeiro registro de temperatura e o segundo registro de temperatura ($p=0,5990$).

5.4.4 Efeito do incremento de 2 mm de resina composta sobre a redução da elevação da temperatura

O Gráfico 10 apresenta as médias da elevação de temperatura durante a fotopolimerização do sistema adesivo e das resinas compostas avaliadas, bem como os valores de desvio-padrão.

Os resultados do *teste-t student* demonstram que houve diferenças estatisticamente significantes nos valores de registro de temperatura durante a polimerização do sistema adesivo e no incremento de 2 mm de resina composta ($p=0,0001$). A elevação da temperatura na resina composta foi estatisticamente menor ($p<0,0001$) que no sistema adesivo, porém somente o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) obteve valores menores que $5,5^{\circ}\text{C}$ quando a resina composta foi fotopolimerizada, como demonstra o Gráfico 10.

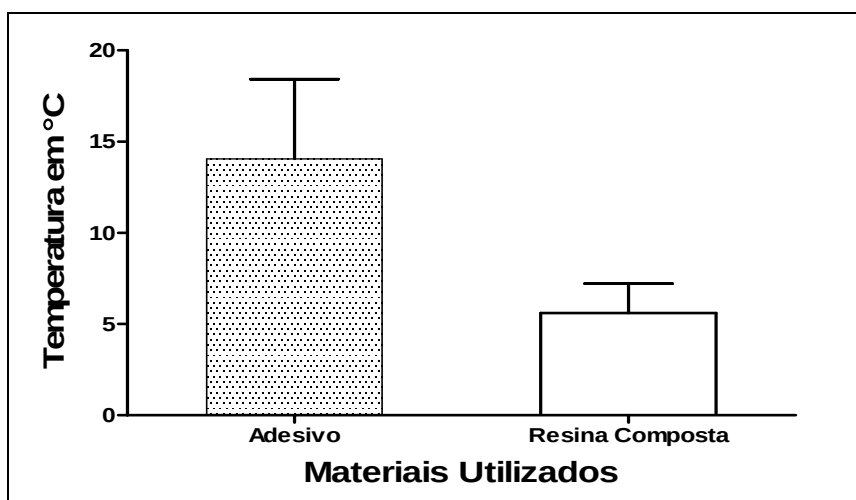


Gráfico 10 - Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização do sistema adesivo Adper™Scotchbond™Multi-Purpose (3M ESPE) e do incremento de 2 mm das resinas compostas Filtek™Z250 (3MESPE) e Filtek™Z350 (3MESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELi (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os registros de elevação de temperatura no sistema adesivo e na resina composta ($p<0.0001$).

6 DISCUSSÃO

Nesta pesquisa foram avaliados um aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) e três aparelhos à base de LEDs LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent) e Elipar Freelight (3M ESPE). Para certificar que o comprimento de onda e a intensidade de luz dos aparelhos citados estavam de acordo com as informações fornecidas pelos fabricantes, propriedades como espectro de emissão de luz e potência foram determinadas utilizando um espectrômetro USB2000 (Ocean Optics) e um Power Meter Ophir (Ophiropt). Seguindo a mesma metodologia empregada por Jandt et al.⁹ (2000), Kurachi et al.¹⁰ (2001), Uhl et al.^{8, 32} (2003), Uhl et al.⁵¹ (2004), Delgado⁴⁹ (2004), Vandewalle et al.⁵⁷ (2005) e Schneider et al.⁵⁸ (2006), a intensidade de luz e o comprimento de onda foram determinados antes da realização dos testes de microdureza superficial e de elevação de temperatura emitida pelos aparelhos avaliados.

A interpretação do espectro de emissão e intensidade da luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores avaliados estão demonstrados no Quadro 7 e no Gráfico 1.

As lâmpadas halógenas, como a utilizada no aparelho fotopolimerizador Optilux 401 (Demetron), emitem luz através da incandescência de um filamento de tungstênio num comprimento de onda entre 600 e 700 nm (Fujibayashi et al.¹⁵ 1998). Os aparelhos constituídos por essa lâmpada necessitam de filtros, os quais são utilizados para que comprimentos de onda menores que 400 nm e maiores que 500 nm (Jandt et al.⁹ 2000) não sejam emitidos. O Gráfico 1 apresenta o amplo espectro da irradiação da luz emitida pelo aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron), a luz azul emitida por esse aparelho encontra-se na faixa entre 400 a 515 nm. A largura do pico em meia altura se apresenta no valor de 40 nm, indo de 465 nm a 505 nm. Esses valores estão de acordo com os valores apresentados por Stahl et al.³⁹ (2000) os quais encontraram o mesmo espectro amplo da luz emitida pelo aparelho de lâmpada halógena 201R (Dentsply).

Considerando todo o espectro de luz avaliado pelo espectrômetro USB2000 (Ocean Optics), até mesmo a região que apresenta baixa intensidade de luz, o aparelho de lâmpada halógena apresentou comprimentos de onda na região ultravioleta UV-A (385 nm), como apresentado no Gráfico 2. Esse comprimento de

onda é desnecessário ao processo de polimerização de resinas compostas que utilizam canforoquinona como fotoiniciador e ainda, segundo Fujibayashi et al.¹⁵ (1998), são prejudiciais aos olhos e a pele dos seres humanos.

Os aparelhos à base de LEDs avaliados nesta pesquisa, apresentaram um estreito ou “concentrado” espectro de irradiação, a intensidade de luz emitida por esses aparelhos se encontra na faixa entre 430 e 490 nm, com largura do pico em meia altura em torno de 25 nm, indo de 440 nm e 465 nm, correspondendo aos valores encontrados por Nakamura et al.¹⁹ (1995) e Stahl et al.³⁹ (2000). Esses valores estão apresentados no Quadro 7 e no Gráfico 1.

Os aparelhos LEDemetron I (Kerr) e Bluephase (Ivoclar Vivadent) apresentaram um pico de comprimento de onda em 452 nm e o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) apresentou o pico de comprimento de onda em 450 nm (Quadro 7 e Gráfico 1). Esses valores estão de acordo com Nakamura et al.¹⁹ (1995), que testaram vários LEDs dopados com diferentes materiais para a emissão de luz azul de alta eficiência. Nakamura et al.¹⁹ (1995) utilizaram cristais de AlGaIn/InGaIn nos semicondutores, que apresentaram um pico de comprimento de onda em 450 nm, e largura do pico em meia altura de 25 nm.

A curva de absorção da canforoquinona, o fotoiniciador utilizado nas duas resinas compostas selecionadas para esta pesquisa (segundo as informações do fabricante), está representada juntamente com os espectros de luz dos aparelhos fotopolimerizadores no Gráfico 1. A curva espectral de absorção da canforoquinona foi desenhada de acordo com os trabalhos de Stahl et al.³⁹ (2000), Jandt et al.⁹ (2000); Uhl et al.^{8, 32} (2003) e Uhl et al.⁵¹ (2004). O comprimento de onda ideal para a polimerização de resinas compostas com canforoquinona como fotoiniciador está entre 450 a 500 nm (Rueggeberg¹² 1999), com pico em 465 nm.

Mais de 99,5% da energia total emitida por uma lâmpada halógena está fora da área útil para a polimerização (Rueggeberg¹² 1999). Por isso, aparelhos compostos por essas lâmpadas utilizam filtros para que a maior parte dessa energia seja removida (Fujibayashi et al.¹⁵1998) e uma pequena fração desses comprimentos de onda emitidos sejam selecionados para a polimerização. Por outro lado, 100% da luz emitida pelos LEDs pode ser utilizada para a polimerização da resina composta, esta afirmação de Kurachi et al.¹⁰ (2001) está relacionada com os resultados desse trabalho representado no Gráfico 1, onde os 3 aparelhos à base de

LEDs avaliados nesta pesquisa apresentaram um intervalo de comprimento de onda entre 430 nm e 490 nm, dentro do espectro de absorção da canforoquinona.

O aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) alcançou a máxima intensidade de luz em 494 nm, próximo ao valor encontrado por Jandt et al.⁹ (2000), que obtiveram a máxima intensidade de luz em 497 nm.

Uma observação interessante é que os fabricantes consideraram o diâmetro da ponta ativa do aparelho como toda a borda externa da ponta ativa. A área que emite luz é somente a área de fibra óptica e somente essa área deveria ser considerada para se determinar a intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador. Os valores do diâmetro da ponta ativa afetam diretamente a intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores, pois segundo os trabalhos de Stahl et al.³⁹ (2000), Jandt et al.⁹ (2000) e Schneider et al.⁵⁸ (2006) a intensidade de luz é igual à potência do aparelho dividida pela área da ponta ativa. Dessa forma, podemos considerar que o aparelho Optilux 401 (Demetron) obteve valores de intensidade de luz de 533 mW/cm² considerando a ponta ativa com 10,96 mm (Quadro 7). Analisando somente a área de fibra óptica com 10,10 mm (Quadro 8) este aparelho obteve valores de intensidade de luz de 661 mW/cm².

Para os aparelhos Optilux 401 (Demetron) e Bluephase (Ivoclar Vivadent) os fabricantes especificaram valores de intensidade de luz de 550 mW/cm² e 1100 mW/cm², respectivamente. Os valores de intensidade luz encontrados nesta pesquisa para os mesmos aparelhos foram 533 mW/cm² e 1084 mW/cm² considerando toda a borda externa da ponta ativa para a determinação da área, como apresentado na Quadro 7, sendo próximos dos valores informados pelos fabricantes.

O aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) apresentou intensidade de luz de 257 mW/cm², analisando a borda externa da ponta ativa para a determinação da área, estando abaixo do valor informado pelo fabricante (± 400 mW/cm²).

Para o aparelho LEDemetron I (Kerr), o fabricante informa que este equipamento apresenta intensidade de luz entre 200 e 800 mW/cm² e o resultado encontrado nesta pesquisa foi de 523 mW/cm² quando considerada toda a borda externa da ponta ativa para a determinação da área (Quadro 7).

Os aparelhos à base de LEDs Bluephase (Ivoclar Vivadent) e o LEDemetron I (Kerr) apresentaram valores de potência de 528 mW e 494 mW respectivamente. Uhl et al.⁵¹ (2004) verificaram que os aparelhos à base de LEDs

que apresentaram valores de potência em torno de 500 mW foram capazes de alcançar valores de intensidade de luz próximo aos aparelhos de lâmpada halógena. Isso ficou confirmado nesta pesquisa onde o aparelho LEDemetron I (Kerr) obteve valor de intensidade de luz de 627 mW/cm² e o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent) obteve intensidade de luz ainda maior, de 1229 mW/cm² (Quadro 8), quando somente o diâmetro de fibra óptica foi analisado para se determinar a área da ponta ativa.

A intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores é um fator importante, pois representa o número de fótons emitidos por unidade de tempo na área iluminada (Kurachi et al.¹⁰ 2001). Porém, o efeito do comprimento de onda durante a polimerização também deve ser considerado, pois a canforoquinona é um fotoiniciador dependente do comprimento de onda emitido pelos aparelhos fotopolimerizadores (Fujibayashi et al.¹⁵ 1998).

Jandt et al.⁹ (2000) verificaram que a taxa de polimerização aumenta somente 1,44 vezes quando a intensidade de luz é dobrada. O pré-requisito para que essa relação seja empregada para aparelhos fotopolimerizadores com diferentes intensidades de luz é a padronização do tempo de polimerização e de outros fatores como: o material utilizado, o espectro da luz emitida e o diâmetro da ponta ativa do aparelho.

Stahl et al.³⁹ (2000) afirmaram que o potencial de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores pode ser estimado pela combinação do espectro de luz emitido pelos aparelhos com o espectro de absorção da canforoquinona. O potencial de polimerização é proporcional ao produto da quantidade de fótons disponíveis para absorção pela probabilidade deles serem absorvidos. O potencial de polimerização dos aparelhos avaliados nesta pesquisa está apresentado na Figura 43. O aparelho que apresentou maior PP_{rel} foi o Bluephase (Ivoclar Vivadent). O aparelho Elipar Freelight apresentou maior PP_{rel} que o Optilux 401 (Demetron).

Segundo Jandt et al.⁹ (2000) e Mills et al.²⁴ (2002) mais importante do que comparar somente intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores, é comparar as propriedades mecânicas das resinas compostas fotopolimerizadas por esses aparelhos.

A propriedade mecânica de dureza está associada a outras propriedades como: resistência do material à penetração da luz, capacidade de resistir a riscos, maior dificuldade de polimento e também é um indicativo indireto da

resistência do material ao desgaste e à abrasão na cavidade bucal (Mandarino et al.⁵³ 2003 e Reis, Loguercio³⁷ 2007).

Killian³⁸ (1979), Leung et al.⁴¹ (1983), Hansen e Asmussen⁴ (1993), Pereira et al.²³ (2000), Pereira et al.¹⁷ (2000), Pereira et al.²⁶ (2001) e Stewardson et al.²⁸ (2004) utilizaram ensaios de microdureza superficial como um método indireto para verificar a profundidade de polimerização das resinas compostas. A inadequada polimerização das resinas compostas resulta em propriedades físico-mecânicas inferiores (Nagem Filho⁶³ 1999), como diminuição da resistência flexural (Mehl et al.¹⁴ 1997), diminuição da dureza (Pires et al.²⁵ 1993, Mehl et al.¹⁴ 1997, Pereira et al.²³ 2000, Pereira et al.²⁶ 2001), menor resistência à tração e à compressão (Pires et al.²⁵ 1993), provável manchamento da restauração, sensibilidade pós-operatória (Pereira et al.¹⁷ 2000) e menor biocompatibilidade (Nagem Filho⁶³ 1999).

Killian³⁸ (1979), Hansen e Asmussen⁴ (1993), Pereira et al.²³ (2000), Pereira et al.²⁶ (2001), Stewardson et al.²⁸ (2004), Leung et al.⁴¹ (1983), Hansen e Asmussen⁴ (1993), Pereira et al.²³ (2000), Pereira et al.²⁶ (2001), Mills et al.²⁴ (2002) e Stewardson et al.²⁸ (2004) pesquisaram a microdureza superficial de resinas compostas a fim de verificar de forma indireta a eficiência clínica destes materiais. Pires et al.²⁵ (1993), Pereira et al.²² (1997), Andrade et al.²¹ (2001), Santos et al.⁴⁴ (2000), Kurachi et al.¹⁰ (2001), Dunn e Bush⁴⁷ (2002), Cotrina et al.³⁴ (2003), Mandarino et al.⁵³ (2003), Pereira et al.⁵⁰ (2004), Uhl et al.⁵¹ (2004), Teider et al.³¹ (2005), Pires²⁵ (2005) utilizaram os ensaios de microdureza superficial de resinas compostas para verificar a capacidade de polimerização de diferentes aparelhos fotopolimerizadores.

Inúmeros fatores influenciam a polimerização das resinas compostas (Teider et al.³¹ 2005), sendo estes dependentes da própria resina composta como a composição do material (Peutzfeldt³³ 1997, Mandarino et al.⁵³ 2003), quantidade e tamanho das partículas de carga (Peutzfeldt³³ 1997), cor (Pereira et al.²³ 2000, Mandarino et al.⁵³ 2003, Cotrina et al.³⁴ 2003), índice de refração das partículas (Nagem Filho⁶³ 1999, Pereira et al.¹⁷ 2000) e a quantidade de fotoiniciador (Uhl et al.³² 2003). Fatores relacionados à técnica como o tempo de exposição (Pires et al.²⁵ 1993, Pereira et al.²⁶ 2001), espessura e forma de inserção do incremento de resina composta (Pereira et al.²⁶ 2001, Consani et al.⁴⁶ 2002) e distância da ponta ativa do aparelho até a resina composta (Pires et al.²⁵ 1993). E ainda fatores relacionados

aos aparelhos fotopolimerizadores como o tipo de aparelho (Kurachi et al.¹⁰ 2001, Pereira et al.²⁶ 2001, Dunn e Bush⁴⁷ 2002, Cotrina et al.³⁴ 2003 Uhl et al.⁵¹ 2004, Pereira et al.⁵⁰ 2004, Teider et al.³¹ 2005), intensidade de luz emitida (Pires et al.²⁵ 1993, Pereira et al.²⁶ 2001), manutenção e comprimento de onda da luz emitida pelos aparelhos (Pereira et al.²² 1997, Pereira et al.²⁶ 2001).

Baseado nas informações obtidas nas pesquisas citadas, as quais utilizaram o ensaio de microdureza, foi avaliada a capacidade de polimerização dos aparelhos citados no Quadro 1 utilizando o teste de microdureza Vickers (Pereira et al.²³ 2000, Silva et al.⁴⁸ 2002), aplicando carga de 50 gr (Santos et al.⁴⁴ 2000, Consani et al.⁴⁶ 2002), durante 30 segundos (Andrade et al.²¹ 2001, Kurachi et al.¹⁰ 2001, Pereira et al.²⁶ 2001, Cotrina et al.³⁴ (2003), Pereira et al.⁵⁰ 2004, Delgado⁴⁹ 2004, Teider et al.³¹ 2005), em corpos-de-prova confeccionados com duas resinas compostas, sendo elas: Filtek™Z250 (3M ESPE) e Filtek™Z350 (3M ESPE).

A resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) foi selecionada por ser um material com propriedades conhecidas e utilizada por muitos pesquisadores nacionais e internacionais (Dunn, Bush⁴⁷ 2002, Cotrina et al.³⁴ 2003, Kleverlaan, De Gee⁶ 2004, Schneider et al.⁵⁸ 2006). A resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) foi selecionada justamente por ser uma resina composta relativamente nova, lançada em 2006 no mercado nacional, que apresenta partículas de carga nanométricas e ainda apresenta menor número de pesquisa se comparada com a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE).

Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas como as utilizadas nos trabalhos de Andrade et al.²¹ (2001), Uhl et al.⁵¹ (2004), Cotrina et al.³⁴ (2003) e Delgado⁴⁹ (2004).

Alguns pesquisadores observaram aumento nos valores de microdureza superficial em função do tempo de armazenagem dos corpos-de-prova das resinas compostas. Por esse motivo, os corpos-de-prova foram armazenados por 24 horas de acordo com os trabalhos de Hansen e Asmussem⁴ (1992), Pereira et al.²³ (2000), Fan et al.⁴⁵ (2002) e Delgado⁴⁹ (2004).

Todos os aparelhos avaliados nesta pesquisa tiveram o comprimento de onda certificado com um espectrômetro e a intensidade de luz aferida com um Power Meter antes do início dos ensaios de microdureza e elevação de temperatura (Jandt et al.⁹ 2000, Kurachi et al.¹⁰ 2001, Uhl et al.^{8,32} 2003, Uhl et al.⁵¹ 2004, Delgado⁴⁹ 2004, Vandewalle et al.⁵⁷ 2005, Schneider et al.⁵⁸ 2006).

Porém, durante a confecção dos corpos-de-prova a intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores foi verificada com auxílio de um radiômetro manual Cure Rite (Efes). Esses registros de intensidade de luz durante os experimentos tiveram a finalidade de verificar os valores de intensidade de luz durante todo o experimento, principalmente porque os aparelhos à base de LEDs utilizam baterias que descarregam após um determinado período de tempo e isso pode reduzir a intensidade de luz emitida por esses aparelhos. Os trabalhos de Pires et al.²⁵ (1993) Pereira et al.¹⁸ (1996), Pereira et al.²³ (2000), Pereira et al.¹⁷ 2000, Dunn e Bush⁴⁷ (2002), Cotrina et al.³⁴ (2003), Pereira et al.⁶⁸ (2003), Asmussen e Peutzfeldt¹⁶ (2005) e Pires²⁵ (2005) enfatizam a importância da utilização dos radiômetros. Os trabalhos de Harrington e Wilson⁴² (1993), Hansen e Asmussen⁴ (1993), Andrade et al.²¹ (2000), Consani et al.⁴⁶ (2002), Mandarino et al.⁵³ (2003), Stewardson et al.²⁸, (2004) e Beun et al.⁵² (2006) não citam a intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores utilizados, ou quando citam, não relatam como os valores de intensidade de luz foram aferidos.

A microdureza superficial das resinas compostas foi avaliada na superfície de topo e de base dos corpos-de-prova, porém somente a superfície de base foi associada ao potencial de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores, seguindo a mesma metodologia realizada por Kurachi et al.¹⁰ (2001).

Hansen e Asmussen⁴ (1993) e Pires et al.²⁵ (1993) verificaram que não existe diferença significativa na microdureza da superfície de topo fotoativada com um aparelho fotopolimerizador com baixa ou com alta intensidade de luz. Porém, isso não significa que as camadas internas do material fotoativado com baixa intensidade de luz apresentem o mesmo grau de polimerização que a superfície de topo.

Segundo Pires et al.²⁵ (1993) a intensidade de luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador ativa a canforquinona presente na superfície da resina composta, a qual inicia a polimerização. Nas camadas internas da resina composta, a luz é absorvida e dissipada, ocorrendo a redução da intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores.

Os valores de microdureza na superfície de topo das resinas compostas Filtek™Z250 (3M ESPE) e Filtek™Z350 (3M ESPE) estão registrados nas Tabelas 10 a e b e no Gráfico 4. De acordo com os resultados expressos, não houve diferença estatística na microdureza da superfície de topo para os quatro

aparelhos fotopolimerizadores testados, concordando com os trabalhos de Hansen e Asmussen⁴ (1993) e Pereira et al.²⁵ (2001).

Porém, para todos os aparelhos fotopolimerizadores avaliados, a microdureza superficial de topo e base da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) foram superiores aos valores registrados para a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) como observado nos Gráficos 4 e 5.

Beun et al.⁵² (2006) avaliaram a microdureza superficial de diferentes resinas compostas, entre elas a resina composta Z100 (3M ESPE) e Supreme (3M ESPE), a qual é representada no Brasil pela resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE). Os autores verificaram que a resina composta Z100 (3M ESPE) obteve significativamente maiores valores de microdureza do que a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE), alcançando valores de 100 HV e 60 HV respectivamente.

A matriz orgânica da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE), é composta por BisGMA, UDMA e BisEMA e por partículas de carga de zircônia/sílica com tamanho médio de 0,01 µm a 3,5 µm. A matriz orgânica da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) tem a mesma composição da Filtek™Z250 (3M ESPE), além da presença de TEGDMA, apresenta ainda partículas individuais de carga de sílica com tamanho de 20 nm e partículas de zircônia/sílica com tamanho de 0,6 µm a 1,4 µm.

Os maiores valores de microdureza, tanto na superfície de topo como na superfície de base para a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) podem ser explicados pelas diferenças na composição da matriz orgânica (Nagem Filho⁶³ 1993, Peutzfeldt³³, 1997, Mandarino et al.⁵³ 2003) e pelo tipo e quantidade de partículas de carga (Peutzfeldt³³ 1997, Pereira et al.¹⁷ 2000).

Nagem Filho⁶³ (1993) verificaram que resinas compostas que apresentam diferenças na composição da matriz orgânica, apresentam diferenças na cinética de polimerização (tempo de endurecimento), justamente pelo fato que os monômeros apresentam graus diversos de conversão.

Pereira et al.¹⁷ (2000) e Pereira et al.⁵⁰ (2004) afirmaram que quanto menor o tamanho das partículas de carga maior a refração da luz e menor a microdureza da resina composta. Ou seja, a redução da dispersão da luz é fator primordial para que esta alcance todo o material a ser polimerizado. Esta dispersão é máxima quando o tamanho da partícula de carga for a metade do comprimento de onda do aparelho fotopolimerizador, ou seja, se a luz emitida pelo aparelho

fotopolimerizador apresentar um pico de comprimento de onda em torno de 460 nm, a partícula de carga deveria ser maior do que 230 nm (Pereira et al.¹⁷ 2000). Como a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) apresenta partículas com tamanho em torno de 20 nm, o índice de refração da luz aumenta em todo o corpo-de-prova, e consequentemente, diminui a microdureza superficial. Dunn e Bush (2002) demonstraram em seu estudo, que as resinas compostas micro-híbridas atingiram maior profundidade de polimerização quando comparadas às resinas compostas de micropartículas, as quais contêm partículas de carga muito menores que a metade do valor do comprimento de onda. Isso fez com que a luz dispersasse e reduzisse a profundidade de polimerização dos materiais avaliados pelos autores. Nagem Filho⁶³ (1993) afirmaram que as partículas de carga atuam como verdadeiros espelhos refletindo a luz. As resinas compostas de micropartículas, por esta razão, possuem maior dispersão e em consequência, o coeficiente de transmissão da luz é mais baixo e a polimerização menos profunda. Uhl et al.⁵¹ (2004) relataram que quanto maior o tamanho da partícula de carga, maior a microdureza da resina composta.

Outra justificativa para a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) obter menores valores de microdureza está no fato da presença de fotoiniciadores. Segundo informações do fabricante, essa resina composta apresenta somente canforoquinona como fotoiniciador. Contudo, existe a possibilidade da existência de outros fotoiniciadores que torna o material mais claro (Cotrina et al. 2003) e que apresentem uma absorção diferente do espectro de emissão dos aparelhos fotopolimerizadores avaliados, resultando em menor microdureza superficial (Uhl et al.³² 2003). Uhl et al.³² (2003) e Delgado⁴⁹ (2004) avaliaram resinas compostas contendo outros fotoiniciadores além da canforoquinona, e perceberam que essas resinas compostas quando fotoativadas com aparelhos à base de LEDs apresentaram menores valores de microdureza quando comparados com o aparelho de lâmpada halógena.

A interação entre os aparelhos fotopolimerizadores testados e as resinas compostas selecionadas foi mais evidente na superfície de base. Os resultados desta interação podem ser observados na Tabela 2 e Gráfico 4. A resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) apresentou valores de microdureza na superfície de base de $77,35 \pm 1,45$ para o aparelho Optilux 401 (Demetron), $77,58 \pm 0,51$ para o aparelho LEDemetron I (Kerr), $75,33 \pm 0,78$ para o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent) e $76,19 \pm 0,75$ para o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) não havendo

diferenças entre os aparelhos fotopolimerizadores, mesmo para o aparelho com menor intensidade de luz, Elipar Freelight (3M ESPE).

Estes resultados diferem dos resultados encontrados por Pereira et al.²² (1997) e Pereira et al.²³ (2000) onde os autores verificaram relação diretamente proporcional entre dureza e intensidade de luz. Kurachi et al.¹⁰ (2001) verificaram que a resina composta fotoativada com o aparelho de lâmpada halógena com intensidade de luz de 475 mW/cm² obteve maiores valores de microdureza superficial comparado com aparelhos à base de LEDs com intensidade de luz de 79 mW/cm². Dunn e Bush⁴⁷ (2002) quando utilizaram um aparelho de lâmpada halógena com 1030 mW/cm² e um aparelho à base de LED com 150 mW/cm² também registraram maiores valores de microdureza em resinas compostas utilizando o aparelho com alta intensidade de luz. Pereira et al.⁵⁰ (2004) obteve maiores valores de microdureza em resinas compostas polimerizadas com um aparelho de lâmpada halógena de 538 mW/cm² comparado com um aparelho à base de LED com intensidade de luz de 180 mW/cm².

A intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores está associada ao grau de polimerização das resinas compostas, como citado anteriormente (Pereira et al.²² 1997, Santos et al.⁴⁴ 2000, Mandarino et al.⁵³ 1993), porém não podemos afirmar que o aparelho com maior intensidade de luz é o de melhor qualidade, pois outros fatores como comprimento de onda da luz, composição do material, cor da resina composta e o tempo de polimerização devem ser considerados (Mandarino et al.⁵³ 1993, Santos et al.⁴⁴ 2000). O fato dos quatro aparelhos fotopolimerizadores testados nesta pesquisa não apresentarem diferenças estatisticamente significantes na microdureza da superfície de base da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE), pode ser justificado pela cinética de polimerização desta resina composta.

A polimerização das resinas compostas ocorre em três estágios, Indução, Propagação e Terminação. No terceiro estágio de Terminação, a matriz orgânica presente nas resinas compostas alcança a conversão máxima dos monômeros em polímeros (Phillips⁶⁴ 1993, Reis, Loguerio³⁷ 2007, Rueggeberg¹² 1999). Segundo o fabricante da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) cor A2, o tempo suficiente para conversão dos monômeros em polímero ocorre em 20 segundos de fotoativação, utilizando aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade de luz. Nesta pesquisa a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) foi

polimerizada durante 40 segundos, o dobro do tempo sugerido pelo fabricante. O aparelho fotopolimerizador à base de LEDs Elipar Freelight (3M ESPE) com menor intensidade de luz (330 mW/cm^2) apresentou estatisticamente os mesmos valores de microdureza na superfície de base da resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE), quando comparado com os demais aparelhos Optilux 401 (Demetron), LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent) com intensidades de luz de 661 mW/cm^2 , 626 mW/cm^2 , 1229 mW/cm^2 , respectivamente. A menor intensidade de luz emitida pelo aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) foi compensada pelo maior tempo de fotoativação, o que permitiu a conversão máxima dos monômeros em polímeros.

Para a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) o aparelho fotopolimerizador à base de LED Elipar Freelight (3M ESPE) com menor intensidade de luz (330 mW/cm^2), registrou os menores valores de microdureza na superfície de base desta resina composta, sendo estatisticamente diferente dos outros aparelhos fotopolimerizadores avaliados. Dessa forma, torna-se importante destacar, a relação diretamente proporcional entre dureza e intensidade de luz (Pereira et al.²² (1997), Pereira et al.²³ 2000) e a maior reflexão da luz emitida pelas partículas de carga nanométricas presentes nesta resina composta, onde o tempo de polimerização e a menor intensidade de luz não foram capazes de compensar essa reflexão.

Os resultados apresentados nesta pesquisa evidenciaram que os aparelhos à base de LEDs avaliados apresentaram estatisticamente a mesma capacidade de polimerização do que o aparelho de lâmpada halógena, com exceção do aparelho à base de LED Elipar Freelight com menor intensidade de luz utilizado durante a polimerização da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE). Esta observação está de acordo com as pesquisas de Fujibayashi et al.¹⁵ (1998), Andrade et al.²¹ (2001), Schneider et al.⁵⁸ (2006), que justificam a eficiência dos aparelhos à base de LEDs ao estreito espectro da luz emitida por esses aparelhos. O espectro de emissão dos aparelhos avaliados nesta pesquisa pode ser observado na Tabela 1 e Gráfico 2. Mills et al.²⁴ (2002) utilizaram nas suas pesquisas aparelhos à base de LEDs com intensidade de luz superiores a 350 mW/cm^2 e verificaram que esses aparelhos foram tão eficientes quanto os aparelhos de lâmpada halógena. Fujibayashi et al.¹⁵ (1998) encontraram melhores resultados de grau de conversão e profundidade de polimerização quando utilizaram aparelhos à base de LED comparados com aparelhos de lâmpada halógena com a mesma intensidade de luz. Schneider et al.⁵⁸ (2006) padronizando a densidade de energia do aparelho de

lâmpada halógena e do aparelho à base de LED, encontraram valores superiores de microdureza para o aparelho à base de LED. Esses autores também justificaram a eficiência dos aparelhos à base de LEDs ao estreito espectro da luz emitida por esses aparelhos.

Para todos os grupos de microdureza superficial avaliados, independentemente do aparelho fotopolimerizador e da resina composta utilizada, a superfície de topo apresentou maiores valores de microdureza quando comparada com a superfície de base, como apresentado na Tabela 3. Estes resultados são concordantes com os resultados das pesquisas desenvolvidas por Pereira et al.¹⁷ (2000), Andrade et al.²¹ (2001), Silva et al.⁴⁸ (2002), fato que está diretamente relacionado com a intensidade de luz incidente. A superfície de topo está em contato direto com a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador, o que resulta em maior número de fótons disponíveis para ativação dos fotoiniciadores. A superfície de base se encontra afastada do extremo da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador e por fenômenos de absorção e dispersão da luz, a intensidade de luz é atenuada e a capacidade dos fótons em interagir com os fotoiniciadores se torna reduzida, resultando em baixa conversão de monômeros em polímeros, refletindo em menores valores de microdureza desta superfície e, conseqüentemente, menor eficiência de polimerização (Pires et al.²⁵ 1993, Hansen, Asmussen⁴ 1993, Pereira et al.²⁶ 2001).

De modo geral, a capacidade de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores pode ser influenciada por diversos fatores. Nesta pesquisa, a composição da resina composta, o intervalo de comprimento de onda e a intensidade de luz influenciaram nos resultados e todas essas características devem ser consideradas durante a prática clínica.

Para Kurachi et al.¹⁰ (2001), Pereira et al.²³ (2000), o aumento da intensidade de luz resulta em maior grau de conversão, maior profundidade de polimerização e maior microdureza superficial da resina composta. Porém, o aumento da intensidade de luz da unidade de fotopolimerização apresenta desvantagens como: maior contração de polimerização da resina composta e maior elevação da temperatura pela luz emitida (Schneider et al.²⁹, 2005), tanto no material restaurador como na polpa dental (Hansen, Asmussen⁴, 1993).

É desconhecida a magnitude do efeito que a alta intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores pode causar para a polpa dental (Loney, Price³⁰, 2001). Principalmente quando esses aparelhos são utilizados para

polimerizar pequenas espessuras de material restaurador, como é o caso de sistemas adesivos e quando são utilizados para a polimerização de materiais restauradores em cavidades profundas, onde existe uma fina espessura de dentina remanescente com aumento da área de superfície tubular (Stewardson et al.²⁸ 2004). Esse risco aumenta quando esses aparelhos são utilizados por um período prolongado de fotoativação (Kleverlaan, De Gee⁶ 2004, Stewardson et al.²⁸ 2004). Zach e Cohen¹ (1965) relataram que elevações de temperatura acima de 5,5°C causam danos pulpare irreversíveis.

Os aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs apresentaram vantagens sobre os aparelhos de lâmpada halógena (Fujibayashi et al.¹⁵ 1998, Vandewalle et al.⁵⁷ 2005). Yap, Soh⁷ (2003) citaram como uma das principais vantagens a menor produção de calor. No presente trabalho foram registrados valores de elevação de temperatura de 7,2°C para o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE), 15,3°C para o aparelho LEDemetron I (Kerr), 16°C para o aparelho Optilux 401 (Demetron) e 17,6°C para o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent) durante a polimerização do sistema adesivo, como apresenta a Tabela 4 e o Gráfico 7. No incremento de 2 mm de resina composta o menor valor de elevação de temperatura registrado foi de 3,1°C para a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) fotopolimerizada com o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) e o maior foi de 7,7°C para a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) fotopolimerizada com o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent), como apresentado nas Tabelas 5 e 6 e no Gráfico 8.

Esses valores foram obtidos utilizando um disco de dentina de 0,5 mm de espessura com objetivo de simular a dentina remanescente em um preparo cavitário. Loney e Price³⁰ (2001), Uhl et al.⁵ (2006), Schneider et al.⁵⁸ (2006) também utilizaram discos de dentina com o mesmo objetivo. Este disco foi inserido entre um termopar tipo-K e um incremento de resina composta. Segundo Loney e Price et al.³⁰ (2001) esse disco de dentina não representa exatamente a realidade clínica e, além disso, pode haver um significativo aumento nos registros de elevação de temperatura durante a realização de testes *in vitro*, se comparado com cavidades realizadas na própria estrutura dental numa situação *in vivo*. A condutividade térmica da dentina, a circulação do fluido dentinário e a circulação sanguínea pulpar são fatores que contribuem para a redução da temperatura (Kleverlaan, De Gee⁶ 2004). Porém, o objetivo desse trabalho, como no trabalho de Vandewalle et al.⁵⁷ (2005), foi verificar a elevação de temperatura produzida apenas pelos aparelhos

fotopolimerizadores e não a elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores dentro da câmara pulpar, sendo que essa pesquisa foi realizada *in vitro* e, qualquer situação *in vitro*, jamais representaria com fidelidade uma situação *in vivo*. Mesmo que os resultados desse trabalho não correspondam exatamente com a realidade clínica, os valores encontrados são de extrema importância, pois demonstraram as altas temperaturas alcançadas pelos aparelhos fotopolimerizadores e, conseqüentemente, o cuidado e atenção que se deve ter quando são utilizados aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade de luz em cavidades profundas, onde há aumento da área tubular (Shortall, Harrington³ 1998), e a necessidade da fotopolimerização do sistema adesivo (Kleverlaan, De Gee⁶ 2004, Stewardson et al.²⁸ 2004; Shortall, Harrington³ 1998). Uhl et al.^{8,32} (2003) afirmaram que o real valor da temperatura crítica para a polpa dental é controverso, mas concluíram que a temperatura na polpa dental deve ser mantida baixa durante a polimerização de resinas compostas para diminuir o risco de dano pulpar.

Como é observado na tabela 4, o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent), com maior intensidade de luz (1229 mW/cm^2) quando comparado com os outros aparelhos fotopolimerizadores avaliados, produziu o maior valor de temperatura ($17,6^\circ\text{C}$) durante a polimerização do sistema adesivo e na resina composta Filtek™Z250 (3M EPSE) ($7,7^\circ\text{C}$), como é apresentado na Tabela 5. Esses resultados concordam com os trabalhos de Yap e Soh⁷ (2003); Asmussen e Peutzfeldt¹⁶ (2005) afirmaram que quanto maior a intensidade de luz nos aparelhos à base de LEDs maior a elevação de temperatura produzida por esses aparelhos.

Por outro lado, o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE), com menor intensidade de luz (330 mW/cm^2), obteve os menores valores de elevação de temperatura ($7,2^\circ\text{C}$) durante a polimerização do sistema adesivo e na resina composta Filtek™Z350 (3M EPSE) ($3,1^\circ\text{C}$), como apresentado nas Tabelas 4 e 6. Além disso, a polimerização da matriz orgânica é dependente da densidade de energia utilizada, portanto, a baixa intensidade de luz utilizada pelo aparelho à base de LEDs Elipar Freelight (3M ESPE) justifica os menores valores de elevação de temperatura nas duas resinas compostas testadas.

Os aparelhos à base de LEDs foram lançados com o principal objetivo de emitirem luz fria, mas nessa pesquisa foi confirmado que esses aparelhos quando apresentam alta intensidade de luz, também produzem uma alta elevação de temperatura, perdendo a principal vantagem de não emitirem calor.

Essa afirmação é concordante com as pesquisas de Uhl et al.⁸ (2003), Yap e Soh⁷ (2003). Como apresentado na Tabela 4, o aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron), com intensidade de luz de 661 mW/cm², apresentou valores de elevação de temperatura de 16°C durante a polimerização do sistema adesivo e 6,5°C na resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) e 6,2°C na resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE), conforme relatado nas Tabelas 5 e 6. Esses resultados foram semelhantes aos aparelhos à base de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent), que apresentou praticamente o dobro da intensidade de luz. Esses altos valores de elevação de temperatura encontrados para o aparelho Optilux 401 (Demetron) foram atribuídos ao fato que o aparelho é composto por uma lâmpada halógena, a qual apresenta um filamento de tungstênio que, conectado ao um circuito elétrico, se torna incandescente (Yap, Soh⁷ 2003), emitindo um amplo espectro de irradiação, com comprimentos de onda infravermelhos, gerando muito calor. Os aparelhos à base de LEDs LEDemetron I (Kerr) e Bluephase (Ivoclar Vivadent) não apresentam lâmpada halógena, mas semicondutores com a finalidade de emissão de luz fria, porém a alta intensidade de luz emitida, não impediu a produção de calor como o que ocorre com um aparelho de aparelho equipado com lâmpada halógena.

Como foi apresentado nesta pesquisa, o incremento de 2 mm de espessura de resina composta reduziu significativamente a elevação da temperatura em todos os aparelhos fotopolimerizadores avaliados, como apresentado no Gráfico 10. Essa redução na elevação de temperatura também foi relatada no trabalho de Schneider et al.²⁹ (2005) onde os autores afirmaram que a resina composta foi um fator primordial no controle da elevação da temperatura, independente do fotopolimerizador utilizado.

A reação exotérmica da resina composta não influenciou significativamente a elevação de temperatura durante a polimerização da resina composta. Esses resultados podem ser observados no Gráfico 9, onde não houve diferença estatística entre o primeiro e o segundo registro de elevação de temperatura nas duas resinas compostas avaliadas. De acordo com a pesquisa de Stewardson et al.²⁸ (2004), a redução da elevação da temperatura pode ser atribuída à dispersão da intensidade de luz através do incremento de resina composta e ao fato da resina apresentar baixa condutividade térmica, podendo funcionar como isolante térmico (Schneider et al.⁵⁸ 2006). Os valores de elevação de temperatura registrados nessa pesquisa concordam com os trabalhos de Vandewalle et al.⁵⁷

(2005) e Schneider et al.²⁹ (2005), onde esses pesquisadores atribuíram o principal fator de elevação de temperatura ao calor gerado pelo aparelho fotopolimerizador, onde a reação exotérmica da resina composta foi um fator secundário na elevação de temperatura, apesar de existir uma quantidade de material restaurador capaz de promover a reação exotérmica. Segundo Rueggeberg¹² (1999) a luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador é absorvida e “espalhada” pela resina composta, atenuando a intensidade de luz e reduzindo a efetividade de polimerização.

A resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE) apresentou maior elevação de temperatura que a resina composta Filtek™ Z350 (3M ESPE) para todos os aparelhos fotopolimerizadores avaliados, bem como, maior microdureza superficial. Como citado anteriormente, esses resultados podem ser atribuído a diferenças na composição das resinas compostas, como diferenças entre os monômeros constituintes da matriz orgânica, a concentração de canforoquinona, e no tipo e tamanho das partículas de carga.

Shortall e Harrington³ (1998), afirmaram que tanto o aparelho fotopolimerizador como a resina composta são importantes variáveis na elevação de temperatura durante os procedimentos restauradores.

Os resultados desta pesquisa demonstram importante significado clínico, pois aponta a importância de se conhecer os dados fornecidos pelos fabricantes dos aparelhos fotopolimerizadores, como intensidade de luz e o intervalo de comprimento de onda, a fim de relacionar essas informações com a resina composta utilizada. Esta pesquisa demonstrou ainda que os aparelhos à base de LEDs, com alta intensidade de luz, foram tão efetivos para a polimerização da resina composta e produziram tanto calor quanto um aparelho de lâmpada halógena.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos nas condições estabelecidas na metodologia empregada, pode-se concluir que:

- a) O aparelho de lâmpada halógena apresentou um amplo espectro de irradiação, chegando a emitir comprimentos de onda em 385 nm, na região UV.
- b) Os aparelhos à base de LEDs apresentaram um estreito espectro de irradiação, com a intensidade de luz emitida dentro do espectro da canforoquinona.
- c) Os quatro aparelhos fotopolimerizadores avaliados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes na microdureza da superfície de topo das resinas compostas selecionadas.
- d) Os aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs LEDemetron I (Kerr) e Bluephase (Ivoclar Vivadent) estatisticamente apresentaram os mesmos valores de microdureza na superfície de base das duas resinas compostas selecionadas, quando comparados ao aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron).
- e) O aparelho Elipar Freelight (3M ESPE), com menor intensidade de luz 257 mW/cm^2 , apresentou valores baixos de microdureza na superfície de base da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE).
- f) A resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) apresentou maiores valores de microdureza tanto na superfície de topo como na superfície de base quando comparada a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE), sendo este fato atribuído às diferenças na composição dos materiais.
- g) Os aparelhos à base de LED com alta intensidade de luz: LEDemetron I (Kerr) e Bluephase (Ivoclar Vivadent), emitiram tanto calor quanto o aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron).

- h) O aparelho Elipar Freelight (3M ESPE), com a menor intensidade de luz (330 mW/cm^2), apresentou a menor elevação de temperatura.
- i) O incremento de 2 mm de espessura diminuiu significativamente a elevação de temperatura, funcionando como um isolante térmico.
- j) A reação exotérmica que ocorreu durante a fotopolimerização das resinas compostas não afetou a elevação de temperatura.

REFERÊNCIAS^s

- 1 Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Path.* 1965; 19(4): 515-529.
- 2 Hussey DL, Biagionit PA, Lameyf PJ. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent.* 1995; 23: 267-271.
- 3 Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light –activated resin composites. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 908-913.
- 4 Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scan J Dent Res.* 1993; 101:62-4.
- 5 Uhl A, Volpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent.* 2006; 34: 298–306.
- 6 Kleverlaan CJ, De Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 84–88.
- 7 Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light – curing units. *Oper Dent.* 2003; 28-3: 260-266.
- 8 Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials.* 2003; 24: 1809–1820.
- 9 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 Mat.* 2000; 16: 41-47.
- 10 Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of dental composite polymerized whit experimental LED–based devices. *Dent Mat.* 2001; 17: 309-315.
- 11 Cavina AD. Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas híbridas [dissertação de mestrado]. Bauru: Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia de Bauru. 2003.

* De acordo com a Norma do Programa de Mestrado em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

- 12 Rueggeberg FA. Contemporary issues in photo curing. *Compend Suppl.* 1999; 20(25): S4-S15.
- 13 Tarle Z, Meniga A, Kenezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional plasma arc and an experimental blue Led curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002; 29; 662-667.
- 14 Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start-polymerization. *J Dent.* 1997; 25(34): 321-330.
- 15 Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing units using blue light-emitting diodes. *Dent Japan.* 1998; 34: 49-3.
- 16 Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113: 96-8.
- 17 Pereira MA, Porto CLA, Mendes DJA. Estudo da profundidade de polimerização de resina composta por alguns aparelhos fotopolimerizadores: relação com a dureza. *RBO.* 2000; 3:156-160.
- 18 Pereira SK, Mandarino FPALC, Rodrigues LA. Análise de Aparelhos Fotopolimerizadores. *RGO.* 1996; 44(3):143-145.
- 19 Nakamura S, Senoh M, Iwas N, Nagahama S. High-power InGaN single quantum-well-structure blue and violet light emitting diodes. *Appl Phys Lett.* 1995; 67:1868-70.
- 20 Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002; 27: 636-638.
- 21 Andrade MF, Rastelli ANS, Saadi RS. Avaliação da capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria. *JADA Brasil.* 2001; 4: 373-377.
- 22 Pereira SK, Porto LAC, Mandarino F, Rodrigues LA. Intensidade de luz e Profundidade de Polimerização de Aparelhos Fotopolimerizadores. *Rev ACPD.* 1997; 51: 257-260.
- 23 Pereira SK, Porto ALC, Mendes DJA. Avaliação da dureza superficial de uma resina composta híbrida em função de cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material. *J Bras Clín Estet Odontol.* 2000; 4: 63-67.
- 24 Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric

- properties. *Biomaterials*. 2002; 23: 2955–2963.
- 25 Pires FAJ, Cvitko E, Denehy EG, Swift JE. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int*. 1993; 24: 517-521.
 - 26 Pereira SK, Porto ALC, Mendes DJA. Efeitos de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. *J Bras Clín Estet Odontol*. 2001; 5(26): 156-161.
 - 27 Hannig M, Bott B. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light –curing sources. *Dent Mat*. 1999; 15: 275-81.
 - 28 Stewardson DA, Shortall ACC, Harrington E, Lumley PJ. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *J Dent*. 2004; 32: 643–651.
 - 29 Schneider LFJ, Sinhoreti MAC, Correr SL, Consani S. Aumento da Temperatura Durante a Fotoativação Utilizando Três Fontes de Luz e Dois Compósitos Restauradores em Incrementos de Dois e Três Milímetros [dissertação de mestrado]. Universidade de Campinas. Universidade de Odontologia de Piracicaba. 2005.
 - 30 Loney RW, Price RBT. Temperature Transmission of High-Output Light –Curing Units Through Dentin. *Oper Dent*. 2001; 26: 516-520.
 - 31 Teider LD, Baldi LR, Martins R, Leite MT, Cotrina DL, Pereira KS. Eficiência de dois sistemas de luz: halógena X Leds. *Publicatio*. 2005; 11(3/4): 73-78.
 - 32 Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*. 2003; 24: 1787-1795.
 - 33 Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997; 105: 97-116.
 - 34 Cotrina DAL, Souza MA, Pereira KS, Gomes MO, Gomes CJ. Efeito de diferentes Sistemas de Fotopolimerização na Microdureza de uma Resina Composta Bleach Shad. *Rev Ibero Am Odontol Estet Dent*. 2003; 2(8): 348-57.
 - 35 Christensen GJ. Sorting out the confusing array of resin-based composites in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1999; 130: 275-7.

- 36 Chain MC, Baratieri LN. Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores. São Paulo: Artes Médicas; 1998.
- 37 Reis A, Loguercio A. Materiais dentários restauradores diretos dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo. Editora Santos. 2007.
- 38 Killian RJ. Visible light cured composited – dependence of cure on light intensity. Journal Dental Research. 1979; 58: 243.
- 39 Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural composites: flexural properties and polymerization. Biomaterials. 2000; 21:1379-1385.
- 40 Montenegro G, Pinto T, Guimarães C. Assunção ACM, Blazzio DM. Descobrindo seu Fotopolimerizador. Rev APCD. 2003; 57: 66-71.
- 41 Leung RL, Fan PL, Johnston WM. Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin. J Dent Res. 1983; 62(3): 363-65.
- 42 Harrington E, Wilson HJ. Depth of cure of radiation – activated materials - effect of mould material and cavity size. J Dent. 1993; 21:305-311.
- 43 Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Hardness and Young's modulus determined by nanindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. J Bio Mat Res. 1993; 27: 747-755.
- 44 Santos AL, Turbino LM, Youssef NM, Matson. Microdureza de resina composta efeitos de aparelhos e tempos de polimerização em diferentes profundidades. Pesq Odont Bras. 2000; 14(1): 65-70.
- 45 Fan PL, Schumacher MR, Azzolin K, Geary R, Eichmiller CF. Intensidade da luz polimerizadora e profundidade de polimerização de resinas compostas testadas de acordo com os padrões internacionais. Jada. 2002; 5: 199-203.
- 46 Consani S, Samira BP, Mario ACS, Lourenço CS. Efeitos dos métodos de fotoativação e de inserção sobre a dureza de resinas compostas. Pesq Odontol Bras. 2002; 16: 1-11.
- 47 Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light – emitting diode and halogen-based light – curing units. J Am Dent Assoc. 2002; 133: 335-341.

- 48 Silva VE, Araújo AP, Franciosconi SAP. Adaptação marginal e dureza de resinas compostas. Influencia de métodos de fotoativação. Avaliação da Adaptação com moldes de elastômeros. Rev FOB. 2002; 10: 7-16.
- 49 Delgado L. Avaliação da microdureza superficial de resinas compostas extra claras fotopolimerizadas por luz halógena e LEDs e descrição das características dos aparelhos fotopolimerizadores [dissertação de mestrado]. Universidade Estadual de Ponta Grossa. 2004.
- 50 Pereira KS, Rastelli SNA, Souza DC, Bortoli D. Novas fontes de polimerização. Efeitos da luz halógena e Leds na microdureza de resinas compostas. RGO. 2004 jan./mar.; 52(1): 7-12.
- 51 Uhl A, Sigusch WB, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dent Mat. 2004; 20: 80-87.
- 52 Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. Dent Mat. 2007 Jan.; 23(1):51-59.
- 53 Mandarino F, Nonaka T, Seixas LC, Rosa RV. Avaliação da microdureza de uma resina composta com diferentes fotopolimerizadores. [dissertação de mestrado]. Universidade de Campinas. Universidade de São Paulo – Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto. 2003.
- 54 Kurachi C, Magalhães DV, Eduardo CP, Bagnato VS. Análise térmica para um pré-molar humano exposto à luz laser. Revista de Física Aplicada e Instrumentação. 1998; 13: 5-8.
- 55 Carreira A, Vieira D, Macedo PRM. Estudo sobre a variação de temperatura gerada pelos fotopolimerizadores. Uma comparação entre a luz Halógena e Led. JADA Brasil. 2002; 5: 381-383.
- 56 Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. Dent Mat. 2007 Oct.; 23(10):1283-8.
- 57 Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal Emission and Curing Efficiency of LED and Halogen Curing Lights. Oper Dent. 2005; 30-2: 257-264.

- 58 Schneider LF, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA. Halogen and LED light curing of composite temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Invest*. 2006; 10: 66–71.
- 59 Castro LS, Bandeira LCFM, Pozzobon TR, Gomes MMO, Porto Neto TS. Resinas compostas: evolução e estágio atual. *Rev ABO*. 2002;10: 213-218.
- 60 Reges RV, Corrêa FOB, Abado GL, Cruz CAS, Correr LS. Análise quantitativa do conteúdo de carga inorgânica das resinas compostas. *Pós Grad Rev Odontol*. 2002; 5: 18-22.
- 61 De Munck J, Landuyt VK, Peumans A, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Meerbeek V. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*. 2005; 84(2): 118-132.
- 62 Rodrigues MR, Neumann MG. Fotopolimerização: princípios e métodos. *Polímeros: Ciên Tecnol*, São Carlos. 2003; 13(4):276-286.
- 63 Nagem Filho H. Materiais Dentários Resinas Compostas. *Produções Artes Gráficas LTDA*. 1999.
- 64 Phillips RW, Skinner. Materiais Dentários. 9th ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1993.
- 65 Efron A. El mundo de la luz. Buenos Aires: Bell; 1971.
- 66 Ewen D, Nelson R, Schuter N. Physics for career education. 5th, Prentice Hall: EUA; 1996.
- 67 Estrela C. Metodologia científica: ensino e pesquisa em odontologia. 2th ed. Rio de Janeiro: Artes Médicas; 2001.
- 68 Pereira SK, Pascotto RC, Carneiro FP. Avaliação dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas. *J Bras Dent Estet*. 2003; 2:29-35.
- 69 Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*. 1998;14:51–56.

APÊNDICE A
Dados originais de potência dos aparelhos fotopolimerizadores

GRUPO	OP	LED	BLU	ELI
1°Registro	553 mW	494 mW	535 mW	134 mW
2°Registro	550 mW	494 mW	532 mW	137 mW
3°Registro	548 mW	494 mW	536 mW	140 mW
Média	550 mW	494 mW	534 mW	137 mW

APÊNDICE B
Dados originais de microdureza superficial

(continua)

GRUPO OP250					
Quadrantes					
Superfícies	1	2	3	4	Médias
T	76,95	78,40	82,85	79,85	79,51
B	73,45	76,25	82,30	76,05	77,01
T	88,85	80,85	80,70	81,20	82,90
B	77,70	79,40	77,55	78,95	78,40
T	79,50	76,85	77,35	76,85	77,64
B	75,90	75,65	75,60	75,15	75,58
T	77,40	82,05	79,20	79,05	79,43
B	78,60	75,25	78,40	73,95	76,55
T	80,30	80,60	77,85	79,50	79,56
B	77,85	81,45	78,50	79,05	79,21
GRUPO OP350					
Quadrantes					
Superfícies	1	2	3	4	Médias
T	66,00	65,70	67,05	66,90	66,41
B	66,05	66,00	65,05	67,40	66,13
T	72,50	74,25	67,30	69,40	70,86
B	64,55	65,70	61,50	63,40	63,79
T	62,30	66,85	64,95	63,60	64,43
B	52,30	56,50	51,70	50,35	52,71
T	61,85	66,10	67,45	68,75	66,04
B	66,75	59,70	60,95	63,85	62,81
T	62,95	64,75	62,15	61,15	62,75
B	63,20	60,85	61,30	58,25	60,90
GRUPO LED250					
Quadrantes					
Superfícies	1	2	3	4	Médias
T	78,35	79,65	79,30	78,05	78,84
B	76,85	78,80	77,00	77,15	77,45
T	84,20	82,50	81,75	79,05	81,88
B	78,90	78,60	78,30	77,45	78,31
T	79,85	78,55	80,20	79,15	79,44
B	78,80	77,45	77,30	77,25	77,70
T	77,30	77,60	77,15	78,60	77,66
B	77,30	78,75	77,10	77,10	77,56
T	79,20	79,35	81,80	79,65	80,00
B	76,7	76,5	78,45	75,85	76,88

(continua)

GRUPO LED350					
Quadrantes					
Superfícies	1	2	3	4	Médias
T	64,65	65,65	64,70	64,85	64,96
B	64,70	63,05	62,80	63,05	63,40
T	63,05	64,40	65,90	64,45	64,45
B	61,75	63,05	63,60	62,60	62,75
T	60,60	64,25	64,45	63,90	63,30
B	59,05	59,75	59,85	59,75	59,60
T	64,15	64,85	65,60	63,75	69,59
B	58,35	62,35	61,00	57,1	61,00
T	63,95	64,25	63,70	64,85	64,19
B	61,70	59,55	59,75	60,00	60,25
GRUPO BLU250					
Quadrantes					
Superfícies	1	2	3	4	Médias
T	73,90	72,35	78,70	75,95	75,23
B	74,35	75,15	73,60	76,05	74,79
T	72,85	79,80	77,65	71,45	75,44
B	74,40	77,65	74,50	76,35	75,72
T	80,85	80,80	82,30	78,60	80,64
B	72,30	76,85	77,85	76,60	75,90
T	76,75	76,95	82,75	82,45	79,68
B	77,65	76,10	77,25	73,05	76,01
T	78,65	72,35	77,35	77,45	75,95
B	77,45	76,40	73,85	69,20	74,23
GRUPO BLU350					
Quadrantes					
Superfícies	1	2	3	4	Médias
T	67,05	65,90	63,50	66,45	65,73
B	62,70	64,00	61,80	61,75	63,69
T	63,90	63,55	66,70	65,75	64,98
B	63,35	62,70	65,65	64,65	64,09
T	63,60	65,45	62,80	63,00	63,71
B	63,85	63,85	64,15	62,15	63,50
T	67,10	66,05	65,50	66,00	66,16
B	65,90	67,15	64,15	65,05	65,56
T	65,55	64,35	65,55	64,40	64,96
B	53,95	60,85	64,00	64,25	60,76

GRUPO ELI250					
Cuadrantes					
Superficies	1	2	3	4	Médias
T	67,60	57,13	75,83	63,88	66,11
B	76,80	74,15	77,85	77,95	76,69
T	78,10	78,70	82,15	77,55	79,13
B	75,45	74,35	78,25	74,10	75,54
T	74,40	85,20	87,30	82,40	82,33
B	70,80	78,71	82,40	76,90	77,20
T	78,30	83,10	86,55	75,27	80,80
B	74,90	74,70	78,65	76,15	76,10
T	75,55	80,17	75,95	77,43	77,28
B	70,83	77,00	79,50	74,40	75,43
GRUPO ELI350					
Cuadrantes					
Superficies	1	2	3	4	Médias
T	63,25	61,50	64,88	69,70	64,83
B	60,25	51,00	47,85	55,45	53,64
T	63,35	70,23	63,40	61,35	64,58
B	56,05	61,10	60,35	57,05	58,64
T	61,20	65,93	73,73	71,95	68,20
B	55,05	58,55	59,35	53,90	56,71
T	74,05	73,33	71,83	62,45	70,41
B	54,60	56,20	59,25	52,05	55,53
T	66,60	67,60	68,40	70,65	68,31
B	63,30	62,10	59,55	65,20	62,54

APÊNDICE C
Dados originais de elevação de temperatura

Disco de dentina aplicado sistema adesivo						
GRUPO OP	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
Temperatura	15,9	15,8	17,0	16,5	15,2	16,0
GRUPO LED	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
Temperatura	16,0	14,4	14,9	16,9	14,7	15,3
GRUPO BLU	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
Temperatura	17,0	17,6	17,9	16,6	19,2	17,6
GRUPO ELI	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
Temperatura	8,1	6,4	7,4	7,2	7,0	7,2

Apêndice C

(continua)

Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO OP250	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1º Registro	6,5	6,3	6,6	7,0	7,0	6,7
2º Registro	6,2	6,2	6,2	7,0	7,1	6,5
Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO OP350	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1º Registro	5,5	6,2	7,2	6,5	5,4	6,2
2º Registro	5,7	6,0	7,1	6,7	5,4	6,2
Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO LED250	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1º Registro	7,8	6,3	6,0	7,0	6,7	6,8
2º Registro	8,1	6,2	6,0	6,4	6,5	6,6
Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO LED350	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1º Registro	4,8	5,4	6,0	7,3	5,9	5,9
2º Registro	4,8	5,2	5,9	6,9	5,7	5,7
Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO BLU250	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1º Registro	7,8	7,0	7,5	7,5	7,4	7,4
2º Registro	8,1	7,4	7,7	7,9	7,3	7,7
Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO BLU350	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1º Registro	5,9	5,6	5,2	5,5	5,4	5,5
2º Registro	5,9	5,8	5,4	5,7	5,7	5,7

Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO ELI250	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1° Registro	3,9	3,8	3,5	3,8	3,3	3,7
2° Registro	3,4	3,3	3,2	3,3	3,0	3,2
Elevação de temperatura na Resina Composta						
GRUPO ELI3250	Corpos-de-prova					
	1	2	3	4	5	Média
1° Registro	3,6	3,4	3,3	3,6	3,6	3,5
2° Registro	3,3	3,0	3,0	3,1	3,1	3,1

ANEXO A

**Aprovação do projeto de pesquisa na Comissão de Ética em Pesquisa da
Universidade Estadual de Ponta Grossa**

ANEXO B

Termo de doação de dentes humanos

TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES HUMANOS

Eu, _____, portador (a) do
R.G. _____, residente à _____,
cidade _____, UF _____, CEP _____,
telefone _____.

Conforme o plano de tratamento a mim indicado, pelo cirurgião dentista _____
_____, C.R.O. _____, R.G. _____,
cuja clínica se localiza no
endereço _____, cidade
_____, UF _____, CEP _____,
telefone _____,

Faço a doação de _____ (quantidade de dentes) dentes _____ (denominação dos
dentes) para a pesquisadora cirurgiã dentista Eloisa de Paula Godoy, R.G. 4.311.182.5,
residente a Rua Quintino Bocaiúva, 1605, Centro, Guarapuava – PR, 85010-300, telefone
042-9104-0000, para realização da pesquisa intitulada: Avaliação da alteração de
temperatura e da contração de polimerização de resinas compostas fotoativadas com
sistemas à base de LEDs e de lâmpada halógena. Estando ciente de que estes dentes serão
utilizados pela pesquisadora acima citada, aluna do Curso de Mestrado em Odontologia da
Universidade Estadual de Ponta Grossa para treinamento laboratorial pré-clínico e realização
de sua pesquisa.

Local: _____

Data: ____/____/____

Assinatura do Paciente

Assinatura do Cirurgião Dentista

Eloisa Andrade de Paula
CRO 12703

Para recurso ou reclamações do paciente: (42) 3220-3262, Secretária da Comissão de Ética em Pesquisa - UEPG.

ANEXO C

Figura do Radiômetro pra LED (Ecel)



Radiômetro para LED RD-7 (ECEL)