

**ALESSANDRA NARA DE SOUZA RASTELLI**

**“AVALIAÇÃO DE UM APARELHO DE LUZ  
HALÓGENA E UM DISPOSITIVO LEDS NA  
TÉCNICA DE FOTOATIVAÇÃO TRANS-DENTAL.  
ESTUDO DA PROFUNDIDADE DE  
POLIMERIZAÇÃO PELOS TESTES DE DUREZA E  
ESPECTROSCOPIA DE FLUORESCÊNCIA”.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Odontologia - Área de Dentística Restauradora.

**Orientador: *Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade***

**Araraquara**

**2004**

**ALESSANDRA NARA DE SOUZA RASTELLI**

**“AVALIAÇÃO DE UM APARELHO DE LUZ  
HALÓGENA E UM DISPOSITIVO LEDS NA  
TÉCNICA DE FOTOATIVAÇÃO TRANS-DENTAL.  
ESTUDO DA PROFUNDIDADE DE  
POLIMERIZAÇÃO PELOS TESTES DE DUREZA E  
ESPECTROSCOPIA DE FLUORESCÊNCIA”.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Odontologia - Área de Dentística Restauradora.

**Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade**

**Araraquara**

**2004**

# DADOS CURRICULARES

*Alessandra Nara de Souza Rastelli*

**NASCIMENTO** 16. 04. 1973 – Faxinal - PR.

**FILIAÇÃO** Milton Manrique Rastelli

Nelza Aparecida de Souza Rastelli

- 1992/1996 Curso de Graduação em Odontologia, pela Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa.
- 1998/1998 Curso de Atualização em Endodontia, pela Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Brasileira de Odontologia, regional de Ponta Grossa.
- 1998/1999 Estagiária da Disciplina de Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa.
- 1999/2000 Curso de Especialização em Endodontia, pela Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Brasileira de Odontologia, regional de Ponta Grossa.
- 2000/2002 Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Dentística Restauradora, Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP – SP.

- 2003/2004 Prof.<sup>a</sup> Colaboradora da Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG.
- 2003/2004 Prof.<sup>a</sup> Responsável pelas Disciplinas de Dentística Pré-Clínica, Clínica I e II do Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais – CESCAGE.
- 2002/2004 Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Dentística Restauradora, Doutorado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP – SP.

# Sumário

|  |  |
|--|--|
| 1. <i>Introdução</i> .....   |  |
| 2. <i>Revisão da literatura</i> .....                                  |  |
| 2.1. <i>Propriedade mecânica</i> .....                                 |  |
| a) <i>Fonte de luz halógena</i> .....                                  |  |
| b) <i>Fonte de luz à base de LEDs</i> .....                            |  |
| 2.2. <i>Propriedade química</i> .....                                  |  |
| 2.3. <i>Utilização de corantes no estudo da</i> .....                  |  |
| <i>profundidade de polimerização</i>                                   |  |
| 3. <i>Proposição</i> .....   |  |
| 4. <i>Material e método</i> .....                                      |  |
| 4.1. <i>Material utilizado</i> .....                                   |  |
| 4.2. <i>Aparelhos fotopolimerizadores utilizados</i> .....             |  |
| 4.3. <i>Diferenciação entre fonte de luz halógena e fonte de luz á</i> |  |
| <i>base de LEDs</i> .....  |  |

|   |  |
|---|--|
| 4.4. Obtenção das facetas de estrutura dental.....              |  |
| 4.5. Confeção das amostras.....                                 |  |
| 4.6. Grupos experimentais analisados:                           |  |
| 4.6.1. Estudo comparativo do aparelho de luz halógena.....      |  |
| e do dispositivo LEDs nas mesmas condições operacionais         |  |
| 4.6.2. Estudo comparativo do aparelho de luz halógena.....      |  |
| e do dispositivo LEDs em condições de normais de operação.....  |  |
| 4.7. Obtenção das medidas de dureza.....                        |  |
| 4.8. Estudo da difusão de um corante em uma resina.....         |  |
| composta, fotoativada pela técnica trans-dental, pelo método da |  |
| espectroscopia de fluorescência.....                            |  |
| 4.8.1. Armazenamento das amostras.....                          |  |
| 4.8.2. Montagem das amostras para corte.....                    |  |
| 4.8.3. Análise das amostras.....                                |  |
| 4.8.4. Coeficiente de difusão.....                              |  |

|   |       |
|---|-------|
| 5. Resultados.....                        | ..... |
| 5.1) Teste de dureza.....                 | ..... |
| 5.2) Espectroscopia de fluorescência..... | ..... |
| 6. Discussão.....                         | ..... |
| 7. Conclusão.....                         | ..... |
| 8. Referências.....                       | ..... |
| 9. Apêndices.....                         | ..... |
| 10. Resumo.....                           | ..... |
| 11. Abstract.....                         | ..... |

*“A vida só pode ser entendida olhando-se para trás. Mas só pode ser vivida olhando-se para frente”.*

*S. Kierkegaard.*



## *A DEUS*

*“No corre-corre da minha vida diária, esqueci tantas vezes de Te agradecer. Obrigado Senhor, pelos meus pais, professores e amigos, por todos aqueles que entraram na história da minha vida e me ensinaram a crescer, a ser mais humana; pelo término de mais esta jornada, o mais sincero agradecimento a Ti que me confiaste a vida. Através da minha fé, das minhas orações, do meu amor, Te agradeço por tudo que fui, que sou e ainda serei e, principalmente, por nunca ter me deixado nos momentos difíceis e por ter permitido que eu chegasse até aqui”.*

## *AGRADECIMENTO AOS PAIS*

*“De vocês recebi o Dom mais precioso do universo: A Vida. Já por isso sou infinitamente grata. Porém, vocês não se contentaram em presentear-me apenas com ela; revestiram minha existência de amor, carinho e dedicação. Cultivaram na criança que fui, todos os valores que me transformaram em uma adulta responsável e consciente. Abriram a porta do meu futuro, iluminando meu caminho com a luz mais brilhante que puderam encontrar: O Estudo. Vocês não foram apenas pais, mas sim amigos e companheiros, mesmos nas horas mais difíceis.”*

*Dedico este trabalho aos meus pais, Milton e Nelza, por toda sua dedicação, pelos seus exemplos de vida, pelo amor, carinho, compreensão e constante estímulo em todas as etapas da minha vida. A vocês, a quem devo toda a minha educação e formação, expresso meu reconhecimento e meus sinceros agradecimentos.*

*Amo Vocês.*

## *AGRADECIMENTOS ESPECIAIS*

*Aos meus irmãos Márcio, Márcia e Milton Jr., pela amizade, pelo convívio, pelo constante apoio e incentivo em todas as minhas conquistas.*

*Amo vocês.*

*Aos meus queridos sobrinhos Pedro, Giovana e Felipe, por sempre me proporcionarem momentos de muita descontração.*

*Amo Vocês.*

## *HOMENAGEM ESPECIAL*

*Ao Orientador Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade, pelos conhecimentos transmitidos, orientação e amizade nos momentos mais importantes da minha formação profissional como Docente. Tenha a certeza de que você é um dos grandes responsáveis pela minha formação como Docente. Agradeço por todas as oportunidades que você me proporcionou, por tudo que com você aprendi. e pela forma simples e pela atenção com que sempre me recebeu e por sempre ter acreditado no meu trabalho. A você professor e amigo, a quem tive a valiosa e grande oportunidade de conhecer, ter como orientador expresso toda a minha admiração e respeito.*

*Meus Sinceros Agradecimentos.*

## *AGRADECIMENTO ESPECIAL*

*Agradeço ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato, por ter me auxiliado neste trabalho com tanta sabedoria e paciência. Agradeço pela simplicidade e atenção que você sempre teve a minha pessoa e pelo seu constante e valioso incentivo. Agradeço por permitir que eu fizesse parte do Grupo de Óptica desenvolvendo trabalhos de pesquisa junto ao Grupo. Muito obrigada por todos os conhecimentos transmitidos. Nunca vou esquecer.*

*Meus Sinceros Agradecimentos.*

## *AGRADECIMENTOS ESPECIAIS*

*Aos Colegas de Turma, Emanuel, Laura, Luana, Patrícia e Reinaldo, pela agradável convivência e amizade. Em especial ao amigo Emanuel, pela amizade sincera que cultivamos durante o Curso de Pós-Graduação e que eu jamais esquecerei.*

## *AGRADECIMENTOS*

*À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, representada pela Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio (Diretora) e Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla (Vice-Diretor).*

*À Coordenadoria do Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representada pelo Prof. Dr. José Roberto Cury Saad (Coordenador) e Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior (Vice-Coordenador).*

*Aos Docentes da Disciplina de Dentística Restauradora Prof. José Roberto Cury Saad, Prof. Marcelo Ferrarezi de Andrade, Prof<sup>a</sup> Maria Saete Machado Cândido, Prof. Osmir Batista de Oliveira Júnior, Prof. Sillas Luis Lordelo Duarte Júnior, Prof. Sizenando de Toledo Porto Neto e Prof. Wellington Dinelli agradeço pelo carinho, atenção e simpatia com que sempre me receberam e, em especial, ao Prof. Marcelo Ferrarezi de Andrade e ao Prof. Wellington Dinelli, pela amizade, atenção e pelo constante incentivo.*

*A todos os Professores da Disciplina de Dentística Restauradora, agradeço pelos valiosos conhecimentos transmitidos. Tenham todos, a certeza de que foram responsáveis pela minha formação como Docente e que aplicarei todos esses conhecimentos e ensinamentos adquiridos aos meus futuros alunos.*



*Ao Prof. Dr. Romeu Magnani, agradeço pela realização da análise estatística desse trabalho.*

*Ao Prof. Dr. Gelson Luís Adabo, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese agradeço por gentilmente permitir que eu trabalhasse no laboratório de pesquisa utilizando o aparelho para teste de dureza.*

*Aos Professores da Disciplina de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia, da Universidade Estadual de Ponta Grossa, João Carlos Gomes, Nelson Scholtz Júnior, Osnara Mongruel Gomes, Stella Kossatz Pereira e Denílson Cavina, agradeço pela amizade sincera e pela agradável convivência.*

*Em especial agradeço ao Prof. Dr. João Carlos Gomes pelas oportunidades dadas a minha pessoa e por sempre estar disposto a me ajudar.*

*Aos Professores da Disciplina de Dentística Operatória da Faculdade de Odontologia, da Universidade Estadual de Ponta Grossa, Abraham Lincoln Calixto, Stella Kossatz Pereira e Vânia Queiroz, agradeço pela amizade, respeito, carinho e atenção dados a minha pessoa.*

*Ao Prof. Coordenador do Curso de Odontologia, do Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais (CESCAGE), Nelson Scholtz Júnior agradeço pela sua amizade, respeito e por acreditar no meu trabalho.*

*À Professora da Disciplina de Dentística Pré-Clínica, do Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais (CESCAGE), Adriana da Costa Pinto Bohaienko agradeço pela amizade, sinceridade, companheirismo e por muitas vezes entender a minha ausência.*

*Aos Professores da Disciplina de Dentística Clínica I e II da Faculdade de Odontologia, do Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais (CESCAGE), João Paulo Filgueiras Ribeiro e Adriana de Oliveira e Silva, agradeço pela amizade e companheirismo.*

*Ao Prof. Fernando Fernandes agradeço pela forma carinhosa e gentil com que me recebeu na Disciplina de Oclusão do Curso de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa.*

*Aos amigos Cristina Kurachi, Clóvis Greco e Denis Pablo Jacomassi, agradeço pela amizade e carinho com que sempre me receberam no Grupo de Óptica, do Instituto de Física (USP de São Carlos), por sempre estarem dispostos a me ajudar e por contribuírem na realização da parte experimental deste trabalho.*

*Aos amigos do Grupo de Óptica do Instituto de Física da USP de São Carlos, Augusto, Juliana, Lílian, Rosane e Vitória agradeço pela companhia e agradável convivência no Grupo.*

*Às amigas Cristina, Fernanda, Júnia e Patrícia agradeço por gentilmente me receberem na sua casa e me proporcionarem muitos momentos de descontração.*

*Em especial às amigas Denize Leonardi e Fernanda Pappen pela amizade cultivada durante o curso de pós-graduação e pelos momentos de descontração que passamos juntas. Jamais esquecerei..*

*Aos Técnicos Cláudio Tita e Mário (Marinho), agradeço pela amizade, atenção e simpatia com que sempre me receberam.*

*Às funcionárias da Clínica de Dentística Restauradora, Adriana e Maria Aparecida, pela grande amizade, carinho e atenção que sempre me receberam, estando sempre dispostas a me ajudar.*

*À funcionária do Departamento de Odontologia Restauradora Creusa pela amizade, carinho e atenção que você sempre me demonstrou.*

*Às funcionárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Maria Lúcia e Marta, agradeço pela amizade, carinho e atenção com que sempre me receberam.*

*Às funcionárias da secção de pós-graduação, Mara, Rosângela, Sílvia e Vera, agradeço pela amizade, atenção e simpatia com que sempre me receberam.*

*Aos Funcionários da Biblioteca Adriano, Eliane, Inês, Maria Helena, Maria José, Odete e Sílvia agradeço pela amizade e carinho dados a minha pessoa.*

*Em especial à bibliotecária, Maria Helena, agradeço pela amizade, carinho com que sempre me recebeu e pela revisão das referências bibliográficas deste trabalho.*

# *Introdução*



Desde a introdução das primeiras resinas compostas fotoativadas pelo sistema de luz visível numerosos tipos e marcas comerciais desses materiais são constantemente introduzidos no mercado odontológico, sempre com a finalidade de proporcionar propriedades mecânicas e estéticas satisfatórias, aumentando dessa forma, a longevidade das restaurações. Assim, em função do aprimoramento das resinas compostas, face à modificação de sua composição, tipo, formato e quantidade das partículas inorgânicas, bem como modificações na porção orgânica, esses materiais têm demonstrado um desempenho satisfatório até mesmo quando utilizados em dentes posteriores, desde que sejam seguidas as corretas indicação e execução da técnica restauradora.<sup>42</sup>

Apesar dessa evolução, problemas como sensibilidade pós-operatória, desgaste, contração de polimerização e microinfiltração marginal, ainda permanecem até os dias de hoje. Estes continuam desafiando e preocupando demasiadamente os pesquisadores da área. A grande maioria desses problemas está diretamente relacionada à polimerização inadequada das resinas compostas.<sup>85</sup>

Na odontologia adesiva moderna, não podemos tratar separadamente as resinas compostas, os sistemas adesivos e os aparelhos para fotoativação. Os aparelhos para fotoativação são partes integradas desse conceito, uma vez que o desempenho desses materiais vai depender diretamente de uma adequada polimerização.<sup>20</sup> Além das resinas compostas,

os aparelhos de luz são utilizados para fotoativar cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, selantes de fôssulas e fissuras, bem como cimentar brackets ortodônticos. Ainda no que diz respeito, à utilização dos aparelhos de fotoativação, estes também são necessários no processo de fotoativação de materiais para núcleo de preenchimento, agente cimentante, resinas flow, selantes de superfície e sistemas adesivos. Assim, nesse momento faz-se importante o conhecimento sobre a dinâmica da fotoativação e reação de polimerização desses materiais, em especial das resinas compostas, bem como os fatores envolvidos e os reflexos sobre suas propriedades mecânicas, químicas e biológicas.

A dinâmica da reação de polimerização das resinas compostas depende da ativação do seu componente fotossensível, o qual na grande maioria das vezes é representado pela canforoquinona, necessitando dessa forma, de intensidade luminosa suficiente para mantê-lo em estado de excitação ou estado tríplice. Assim, somente quando a canforoquinona encontrar-se em estado de excitação ou tríplice, poderá reagir com o agente redutor (Aminaxil), também presente na composição das resinas compostas, formando radicais livres os quais iniciarão e promoverão uma polimerização adequada.<sup>10,13,41,57,65</sup> Porém, o processo de polimerização apenas ocorre em locais onde há incidência de luz apresentando espectro situado na faixa de 450 a 500 nm (nanômetros). De acordo com Fan et al.<sup>21</sup> (1987), Nomoto<sup>58</sup> (1997) e Pradhan et al.<sup>68</sup> (2002), o espectro de absorção da canforoquinona

encontra-se no intervalo de 400 a 500 nm, sendo que a região mais adequada situa-se entre 450-490 nm e o espectro mais eficiente para a ativação da reação de polimerização, situa-se no intervalo restrito de 468 a 470 nm, onde se encontra o pico máximo de absorção da canforoquinona. Quando esta é excitada, uma reação em cadeia se estabelece com a formação de cadeias poliméricas, conferindo às resinas compostas as características mecânicas desejáveis para suas aplicações clínicas.

Porém, atualmente testa-se diferentes fotoiniciadores com a finalidade de minimizar o inconveniente da cor amarela da canforoquinona e melhorar o grau de conversão das resinas compostas. Esses novos fotoiniciadores são ativados em diferentes espectros, como é o caso da lucerina (430 nm), BAPO (bis-acryl-phosphinoxide - 430 nm) e o PPD (fenil-propanodiona - 410 nm).<sup>18,60,85,92</sup>

As propriedades mecânicas e físicas das resinas compostas são fortemente influenciadas pelo grau de polimerização, o qual depende do tipo de fonte de luz que está sendo utilizada, da intensidade de luz ou densidade de energia emitida pelo aparelho de fotoativação, do espectro ou comprimento de onda, do tempo de exposição à luz, e ainda de fatores inerentes à própria composição das resinas compostas, como por exemplo, a cor, tipo e tamanho das partículas inorgânicas, tipo e quantidade de fotoiniciador.<sup>6,10,16,25,,27,39,61,99,101</sup>

Atualmente, os profissionais da Odontologia vêm se defrontando com

novas alternativas de aparelhos fotoativadores os quais utilizam: diferentes fontes de luz para promover a reação de polimerização, variação na faixa do espectro ou comprimento de onda, diferentes valores de intensidade de luz ou densidade de energia, diferentes potências, além de utilizarem menores tempos de exposição. Entretanto, todas essas alterações nos trazem uma preocupação muito grande no que diz respeito à qualidade e à eficiência dessas novas alternativas de aparelhos fotoativadores.

Os aparelhos, que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena, têm sido os mais tradicionalmente utilizados para ativar a reação de polimerização das resinas compostas até os dias atuais. A fonte de luz halógena apresenta basicamente na sua estrutura uma lâmpada com filamento de tungstênio no interior de um bulbo com gás inerte e flúor, além de apresentar um filtro. O filtro permite a emissão na faixa de luz azul, geralmente com potência média variando de 200 a 400 mW. Porém, ondas eletromagnéticas também são emitidas no infra-vermelho, já que se trata de uma luz branca.

Atualmente, além dos aparelhos de luz halógena, aparelhos que utilizam como fonte de luz o laser de argônio, arco de plasma de xenônio e LEDs vêm sendo utilizados para o processo de fotoativação das resinas compostas.<sup>11</sup>

Assim, podemos dizer que uma verdadeira revolução ocorreu com relação às fontes de luz mais adequadas para fotoativar a reação de

polimerização, principalmente quando os aparelhos à base de LEDs foram introduzidos para essa finalidade.

A tecnologia LEDs utilizada como fonte de luz ativadora da reação de polimerização das resinas compostas foi proposta no ano de 1995 e desde então, vem sofrendo alterações em seus parâmetros, com a finalidade de proporcionar uma polimerização mais adequada.<sup>53</sup>

Vários trabalhos na literatura têm demonstrado a eficiência dos aparelhos de fotoativação à base de LEDs com reais vantagens sobre os aparelhos fotoativadores que utilizam como fonte de luz uma lâmpada de quartzo-tungstênio, ou seja, halógena.<sup>32,37,38,40,86</sup>

A fonte de luz à base de LEDs apresenta espectro de emissão estreito, variando de 460 a 488 nm com pico máximo de emissão em 470 nm, quase coincidindo com o pico máximo de absorção da canforoquinona. Esse fator parece compensar os menores valores de intensidade de luz emitidas por aparelhos LEDs.<sup>32,37</sup> Ainda como vantagens, os aparelhos LEDs trabalhando com menores valores de intensidade de luz e com espectro de emissão mais estreito, provocam menor aumento de temperatura das estruturas dentais e das resinas compostas, quando comparado com os aparelhos que utilizam uma lâmpada halógena como fonte de luz.<sup>37,86</sup> Porém, atualmente já existem disponíveis no mercado odontológico aparelhos LEDs que trabalham com valores de intensidades de luz mais altas, variando de 300 até 1000 mW/cm<sup>2</sup>.

Assim, o desenvolvimento de pesquisas com a finalidade de avaliar o

desempenho dos aparelhos LEDs, no processo de fotoativação das resinas compostas, torna-se necessário.

No que diz respeito à avaliação do desempenho de fotoativação de aparelhos de luz, diferentes testes estão sendo utilizados com esse propósito. Avaliações utilizando testes de dureza, grau de conversão dos monômeros em polímeros, amplamente utilizados, e espectroscopia de fluorescência que se caracteriza por ser um novo teste para verificar a profundidade de polimerização através da difusão de corantes pela estrutura das resinas compostas, podem ser utilizados.<sup>3</sup>

Além de verificarmos a interferência de diferentes fontes de luz no processo de polimerização das resinas compostas, importante se faz verificar a interferência de fatores externos envolvidos nesse processo, como a presença de estrutura dental, já que é uma situação clínica que ocorre freqüentemente, sendo recomendada na literatura com a finalidade de melhorar o vedamento marginal.<sup>7</sup>

Acredita-se que a fotoativação das resinas compostas através da estrutura dental de esmalte e ou dentina, esteja relacionada a um menor grau de polimerização desses materiais.<sup>14,34,69-72, 78</sup>

A fotoativação das resinas compostas pela técnica trans-dental, promove uma redução na profundidade de polimerização, bem como nos valores de microdureza desses materiais. O maior ou menor grau de polimerização depende diretamente da espessura da estrutura dental

presente no momento da fotoativação.<sup>14,34,69-72, 78</sup>

Tão importante quanto obtermos propriedades mecânicas satisfatórias, faz-se importante avaliar propriedades químicas das resinas compostas, uma vez que esses materiais são submetidos constantemente às alterações do complexo meio bucal.<sup>59</sup> O meio oral apresenta algumas peculiaridades principalmente no que diz respeito às variações químicas e aos esforços mastigatórios que nele ocorrem. Assim, as propriedades mecânicas das resinas compostas apresentam-se extremamente influenciadas, pelo meio químico a que são expostas e não somente pela sua própria composição química.<sup>23-24</sup>

Os fluidos orais apresentam uma variada composição de elementos químicos, como por exemplo: ácidos produzidos pela placa bacteriana, alimentos de diversas composições e pH. Todos esses fatores, associados às complexas tensões a que são submetidas às resinas compostas, são capazes de promover a quebra de ligações fortes e fracas na matriz orgânica e no agente de ligação entre a matriz orgânica e as partículas inorgânicas (silano), levando à redução da estabilidade química e das propriedades mecânicas do material.<sup>50</sup>

Associado ao grau de polimerização, obtido por uma fotoativação adequada das resinas compostas, está a estabilidade da matriz polimérica. Várias pesquisas têm demonstrado que as resinas compostas apresentam-se susceptíveis às várias formas de degradação química.<sup>41,46,77,81</sup>

Foram observados indícios de que a degradação química das resinas compostas ocorre principalmente pela difusão entre as moléculas e íons dos monômeros resinosos que não reagiram no processo de polimerização e pela hidrólise do agente de união ou silano, o qual é responsável pela união da carga com a matriz orgânica da resina composta.<sup>81</sup>

A degradação química associada a uma polimerização inadequada, pode comprometer a estabilidade de cor das resinas compostas pela incorporação de corantes nas microporosidades encontradas na matriz polimérica. Pesquisas têm demonstrado que um maior grau de polimerização promove menor descoloração das resinas compostas, indicando que a estabilidade química está diretamente relacionada ao grau de conversão dos monômeros em polímeros.<sup>15,23</sup>

Sabemos que todos esses problemas, redução de propriedades mecânicas, instabilidade química e difusão de corantes inerentes às resinas compostas são ainda mais acentuados se obtivermos uma inadequada polimerização das mesmas.

Assim, torna-se de extrema importância a realização de pesquisas científicas sobre a capacidade de polimerização das fontes de luz utilizadas na fotoativação da reação de polimerização das resinas compostas com a finalidade de verificar se as novas fontes de luz, principalmente os aparelhos à base de LEDs que vêm sendo amplamente recomendados pelos fabricantes apresentam capacidade para promover uma adequada



polimerização em todos os incrementos de resina composta, aumentando, dessa forma, a longevidade das restaurações.

*Revisão da literatura*

## 1) *Propriedade mecânica:*

### 1.1) *Fonte de luz halógena*

Com a finalidade de realizar uma revisão de literatura sobre os três principais métodos de determinação da profundidade de polimerização de resinas compostas, Yearn<sup>101</sup> (1985), analisou o método da raspagem, teste de microdureza e grau de conversão. De acordo com o autor, o teste da raspagem é um teste bastante simples de ser realizado, entretanto, não oferece indicação da qualidade de polimerização em nenhum ponto da superfície da resina composta. Utilizando-se um tempo de exposição à luz da ordem de 20 segundos, os resultados do teste de raspagem podem ser registrados em até 10 mm, quando da utilização de uma matriz de teflon e até 5 mm com o uso de matrizes metálicas. Isto indica uma variação muito grande nos resultados de polimerização. O teste de microdureza superficial, realizado ao longo do comprimento do corpo-de-prova de resina composta, tem sido empregado para determinar a profundidade de polimerização do material. Os métodos de microdureza *Barcol*, *Knoop* e *Vickers* podem ser utilizados para avaliar a polimerização das resinas compostas. Quanto ao teste de grau de conversão dos monômeros em polímeros, existem dois

métodos principais: espectroscopia de múltipla reflexão interna (MIR) e espectroscopia laser Raman. Ambos os métodos, são capazes de determinar, quantitativamente, o número de grupos metacrilatos presentes na resina composta antes e após o processo de exposição à luz. Porém, esse método é considerado complexo e inviável para obtenção de medidas rotineiramente. Os valores de conversão, obtidos em diferentes espessuras dos corpos-de-prova em resina composta, a partir da superfície mais próxima à fonte de luz, têm sido similares aos resultados de microdureza. Como conclusão, o autor relatou que o teste de microdureza realizado em corpos-de-prova de resina composta, confeccionados em matrizes metálicas, proporciona um método conveniente e eficaz na determinação da profundidade de polimerização. Esses resultados podem ser seguramente comparados aos obtidos em uma situação clínica. O teste da raspagem, associado à utilização de matrizes de teflon, fornece resultados exagerados de profundidade de polimerização. Além de verificar a eficiência em determinar a profundidade de polimerização de uma fonte de luz, o autor ainda analisa os fatores determinantes da profundidade de polimerização das resinas compostas. Dentre esses fatores, o autor destacou a composição química do material, as condições de operação do aparelho fotopolimerizador, a intensidade de luz e a distância entre a fonte de luz e a superfície da resina composta. De acordo com esses relatos, a intensidade de luz não afeta somente a profundidade de polimerização, mas também o

valor de microdureza obtido na superfície mais próxima à fonte de luz, havendo uma relação direta entre intensidade de luz e profundidade de polimerização.

Com o objetivo de determinar um possível relacionamento entre as variações de voltagem, intensidade de luz e profundidade de polimerização, Fan et al.<sup>21</sup> (1987) confeccionaram corpos-de-prova com 2 mm de espessura, utilizando as resinas compostas Prisma Fine e Silux, polimerizadas por nove unidades fotopolimerizadoras, e posteriormente determinaram os valores de dureza *Knoop* nas superfícies de topo e base dos corpos-de-prova. Os autores concluíram que a variação da voltagem afetou a intensidade de luz emitida pelas nove unidades fotopolimerizadoras, onde os maiores valores de dureza foram encontrados pela unidade regulada em 130 V associada à intensidade de luz máxima de 246,3 mW/cm<sup>2</sup>, porém, não foi possível estabelecer um valor ideal de intensidade de luz que fosse capaz de promover a polimerização efetiva das resinas compostas avaliadas. A utilização de aparelhos fotopolimerizadores associados à baixa voltagem, pode comprometer as propriedades físicas da resina composta, bem como o seu desempenho clínico.

Com o objetivo de comparar a capacidade de polimerização de sistemas de luz ultravioleta e luz visível, Gheng e Garone Netto<sup>34</sup> (1988)

utilizaram quatro aparelhos fotopolimerizadores de luz visível (Translux, Heliomat, Elipar e Visar) associados às resinas compostas Durafill, Fotofil, Heliosit e Visiodispers, e um aparelho de luz ultravioleta (Nuva Light) associado à resina composta Nuva Fill. Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se matrizes cilíndricas de latão com espessuras de 1, 2 e 3 mm, sendo polimerizados por 20, 40 e 60 segundos. Para avaliar a capacidade de polimerização através da estrutura dental, 50% dos corpos-de-prova foram polimerizados interpondo-se um fragmento de esmalte humano de 1 mm de espessura entre as fontes de luz e a superfície das resinas compostas. Com a finalidade de determinar a capacidade de polimerização, foram realizados testes de inspeção do material com lupa e sonda exploradora, bem como testes de microdureza *Rockwell* no topo e na base dos corpos-de-prova. Pelos resultados obtidos, os autores concluíram que os aparelhos fotopolimerizadores apresentam diferentes capacidades de polimerizar cada resina composta e quanto maior a espessura do material, maior a dificuldade de polimerização principalmente quando se ultrapassou 2 mm de espessura. Também relataram a maior capacidade de polimerização do sistema de luz visível, quando comparado ao sistema de luz ultravioleta. No que diz respeito ao tempo de exposição, o maior tempo (60 segundos), promoveu polimerização superior, porém, com a interposição do esmalte dental, esta capacidade foi significativamente reduzida.

Para verificar a profundidade de polimerização de uma resina composta (Prisma-Fil na cor LY) através da estrutura dental, Weaver et al.<sup>98</sup> (1988), utilizaram a porção coronária de dentes humanos extraídos, aonde foram realizados preparos cavitários com 3 mm de diâmetro e restaurados com a resina composta sem a utilização de sistema adesivo. As amostras foram fotoativadas pelo aparelho Heliomat durante 90 segundos. A polimerização das amostras foi realizada através da secção de esmalte/dentina (1, 2, 3 mm) e 1,4 mm de esmalte. Como grupo controle, fazia-se aplicação direta da luz na resina composta. Os resultados desse trabalho demonstraram, pelo teste de microdureza *Knoop*, que tanto as restaurações do grupo controle como as do grupo experimental, foram polimerizadas, porém, as restaurações do grupo controle apresentaram-se com valores de microdureza significativamente maiores, do que as do grupo experimental. Os autores puderam concluir, baseados nos resultados, que as resinas compostas fotoativadas através da estrutura dental apresentaram um valor de microdureza inversamente proporcional à espessura da estrutura dental, e que as restaurações polimerizadas com mais de 3 mm de estrutura dental, são consideradas clinicamente inaceitáveis.

Para alertar os cirurgiões-dentistas a respeito do efeito da degradação das lâmpadas halógenas, sobre a capacidade de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores, Friedman<sup>30</sup> (1989) realizou uma avaliação

rigorosa de 77 unidades fotopolimerizadoras. As lâmpadas halógenas foram removidas dos aparelhos fotopolimerizadores e inspecionadas quanto às condições do bulbo, filamento e refletor. Até pouco tempo, pensava-se que as lâmpadas halógenas possuíam rendimento padronizado e estável até o final de sua vida útil, ou seja, quando queimavam. Porém, de acordo com os resultados encontrados pelo autor, 21 lâmpadas apresentavam escurecimento do bulbo e 33 lâmpadas possuíam refletores opacos até mesmo antes de queimarem. O autor recomendou a substituição das lâmpadas halógenas a cada seis meses de uso e o retorno do aparelho para o fabricante a cada dois anos de vida útil, a fim de se realizar a manutenção, calibragem e reposição das peças. O autor relata que a degradação das partes constituintes do aparelho fotopolimerizador implica na queda do rendimento, com intensidade de luz reduzida, enfatizando a importância de manutenções periódicas dos aparelhos fotopolimerizadores.

Com a finalidade de verificar a influência de alguns fatores na profundidade de polimerização das resinas compostas, Atmadja e Bryant<sup>6</sup> (1990) avaliaram a microdureza *Knoop* de quatro resinas compostas (P-30, Prisma-Fil, Heliomolar e Durafil). Foram confeccionados corpos-de-prova em matrizes cilíndricas com 4 mm de diâmetro e espessuras que variavam de 1 a 6 mm. O aparelho fotopolimerizador utilizado, Heliomat, foi acionado por três diferentes tempos de exposição (20, 40 e 60 segundos). Passados cinco



minutos pós-polimerização, foram obtidas as medidas de microdureza *Knoop* nas superfícies de topo e base dos corpos-de-prova. Após período de 24 horas e uma semana, foram tomadas novas medidas de microdureza. Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que para cada tipo de resina composta avaliada, os valores de microdureza diminuíram com o aumento da profundidade do material; as resinas compostas de micropartículas apresentaram menor profundidade de polimerização, devido à dispersão da luz sobre suas partículas inorgânicas; o tempo de exposição mais efetivo foi de 40 segundos, quando comparado com o de 20 segundos; a redução na espessura do incremento é o meio mais correto para se conseguir adequada polimerização, sendo melhor do que aumentar o tempo de exposição; as resinas compostas fotoativadas continuam a reação de polimerização mesmo após a fonte de luz ter sido removida.

Com o objetivo de estudar a capacidade de polimerização de três resinas compostas (Durafill, Heliosit e Herculite), Mandarino<sup>48</sup> (1990) utilizou três aparelhos de luz halógena (Translux, Heliomat e Primelite) para promover a fotoativação das resinas compostas. Foram confeccionados corpos-de-prova em uma matriz cilíndrica, a qual apresentava 10 mm de altura e 5 mm de diâmetro. As resinas compostas, selecionadas nas cores claras e escuras, foram fotoativadas por 20, 40 e 60 segundos. Para verificar a profundidade de polimerização das resinas compostas, utilizou-se o teste

de microdureza *Vickers*, sendo analisada a cada milímetro de profundidade dos corpos-de-prova. Com base nos resultados obtidos, o autor relatou que a cor da resina composta exerceu influência na capacidade de polimerização dos materiais analisados, uma vez que as resinas compostas de cor mais clara apresentaram maiores valores de microdureza, quando comparadas às resinas de cor mais escura. O melhor grau de polimerização foi obtido no primeiro milímetro do material, ou seja, aquele voltado para a fonte de luz, sendo reduzido gradativamente nas camadas mais profundas. Com relação aos aparelhos fotopolimerizadores, não foram encontradas diferenças na capacidade de polimerização, nos dois primeiros milímetros de material voltados para a fonte de luz. A profundidade de polimerização foi diretamente proporcional ao tempo de exposição.

Com a finalidade de avaliar “in vitro” a profundidade de polimerização e a microdureza de 7 resinas compostas fotopolimerizáveis (Durafill, Estilux Posterior, P-30, Herculite, Prisma-Fill, Silux, Ful-Fil) com e sem a interferência do esmalte dental, Franco et al.<sup>27</sup> (1991) confeccionaram corpos-de-prova em moldes cilíndricos de teflon, com 12,0 mm de profundidade e 6,0 mm de diâmetro, apoiados em uma lamínula de vidro e preenchidos com as resinas compostas anteriormente relacionadas. Após o preenchimento, foram colocadas lamínulas de vidro no topo dos anéis de teflon. Os aparelhos fotopolimerizadores (Translux, Fibrilux e Lalux) foram

acionados por 20 e 40 segundos. Estes procedimentos também foram realizados com a interposição de uma faceta de esmalte com espessura de 1,6 mm. A profundidade de polimerização foi avaliada medindo-se a espessura dos cilindros de resina com um paquímetro e por meio do aparelho *Wolpert*, o qual determina a microdureza *Rockwell*, fazendo-se uma leitura na superfície voltada para a fonte de luz (dureza 1) e outra na superfície oposta à fonte de luz (dureza 2). Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que: 1) a profundidade de polimerização das diferentes resinas compostas, de forma geral, superou os valores especificados pelos fabricantes, quando fotoativadas pelos diferentes aparelhos; 2) com relação aos aparelhos fotopolimerizadores, houve variação na profundidade de polimerização entre as resinas compostas, apresentando superioridade do Lalux, seguido pelo Fibrilux e Translux; 3) a profundidade de polimerização variou em função das diferentes resinas compostas, sendo que as de partículas intermediárias apresentaram maior profundidade; 4) com a interposição do esmalte dental, houve uma redução na profundidade de polimerização, das resinas testadas, em torno de 42%; 5) houve diferença estatisticamente significativa com relação à microdureza 1 (voltada para a fonte de luz), nas diferentes condições experimentais, com e sem faceta de esmalte; 6) o valor de microdureza para as diferentes resinas utilizadas foi, de forma geral maior, quando se utilizou o aparelho Lalux, (decrecendo o valor de microdureza para os aparelhos Fibrilux e o Translux

e 7) com a interposição da faceta de esmalte dental houve uma redução no valor de microdureza de aproximadamente 16%, para as diferentes resinas compostas utilizadas.

Lutz et al.<sup>45</sup> (1992) descreveram os critérios de seleção dos aparelhos fotopolimerizadores, fornecendo instruções para uma adequada manutenção técnica e funcional desses aparelhos, as quais incluíam: procedimentos de limpeza, desinfecção e avaliação do desempenho. De acordo com os autores, a alta incidência de restaurações que apresentam polimerização incompleta está associada ao não conhecimento, por parte dos profissionais, dos aparelhos fotopolimerizadores e o baixo rendimento dos mesmos. Os feixes de fibra óptica apresentam-se sensíveis aos fenômenos físicos, tais como: dobras e esmagamento das fibras, resultando no seu rompimento, comprometendo sobre maneira a emissão e a intensidade de luz. Os autores ainda advertiram sobre a escolha do modelo do aparelho fotopolimerizador entre os de cabo de fibra óptica rígida ou flexível, uma vez que o potencial técnico dos aparelhos de fibra rígida mostra-se bastante superior. Os aparelhos de fibra óptica flexível apresentam dificuldade de manuseio e conservação nos consultórios, sendo passíveis de degradação em menor tempo de uso. Além disso, os autores recomendam uma avaliação periódica da intensidade de luz, a qual deve ser realizada em aparelhos novos e recém-revisados para que se possa comparar com a intensidade de luz

emitida durante toda a vida útil do aparelho.

Com a finalidade de estudar a variação da microdureza de oito resinas compostas (Silux, P-30, Heliosit, Estilux P, Durafill, Herculite XR, Prisma-Fil e Ful-Fil) em função do tempo de exposição (20 e 40 segundos) e tempo de armazenamento, Turbino et al.<sup>91</sup> (1992) confeccionaram corpos-de-prova em matrizes de poliacetato, as quais apresentavam uma cavidade interna medindo 3 mm x 4 mm x 3,5 mm. O teste de microdureza *Vickers* foi realizado no 1º, 2º, 3º mm de resina composta, logo após a confecção dos corpos-de-prova e após 24 horas de armazenamento. Pelos resultados, os autores puderam observar que o maior valor de microdureza foi obtido após 24 horas de armazenamento e o tempo de exposição de 40 segundos à luz, proporcionou resultados superiores de microdureza, quando comparado ao de 20 segundos, para todas as resinas compostas utilizadas.

Nagem Filho<sup>56</sup> (1993) observou que a polimerização pelo sistema físico somente é efetiva naqueles locais onde a incidência de luz apresentava-se com comprimento de onda entre 400 a 500 nm, juntamente com valor de intensidade de luz suficiente para ativar o componente fotossensível (canforoquinona), presente nas resinas compostas. O autor ainda descreve que a profundidade de polimerização diminui com o aumento da distância entre a fonte de luz e a superfície do material, e que a presença de uma

superfície externa polimerizada não significa completa polimerização nas camadas mais profundas. O autor também relata em seu trabalho que o coeficiente de transmissão ou fator atenuante de uma resina é um indicador da intensidade de luz que atravessa o material. As partículas de carga inorgânica atuam como verdadeiros espelhos refletindo, desta forma, a luz. Por essa razão é que as resinas compostas de micropartículas apresentam maior dispersão da luz, com conseqüente polimerização em menor profundidade, quando comparadas às resinas compostas híbridas.

Pires et al.<sup>66</sup> (1993) avaliaram a relação entre as medidas de intensidade de luz por três radiômetros, a distância da ponta fotopolimerizadora à resina composta e a polimerização da resina composta, por meio do teste de microdureza. Para isto, os autores confeccionaram preparos cavitários circulares com 6 mm de diâmetro em uma superfície com 2 mm de espessura. Um disco plano de dentina polida serviu como uma base para os preparos cavitários simulando o assoalho de uma cavidade. A unidade de polimerização Optilux 401 foi utilizada para fotoativar por 40 segundos as amostras confeccionadas com uma única resina composta de micropartículas Silux Plus (3M Dental) na cor universal. A ponta fotopolimerizadora foi posicionada a quatro distâncias da resina composta: 0 mm (em contato direto com a superfície), 2 mm, 6 mm e 12 mm da superfície da resina composta. Cinco amostras de resina composta foram

confeccionadas para cada distância. Para as medidas dos valores de intensidade de luz emitida, em função das quatro distâncias da ponta fotopolimerizadora utilizaram-se três radiômetros: Curing Radiometer (Demetron), Cure-Rite (EFOS) e SureCure (Ho Dental). A intensidade de luz foi medida antes da fototativação das amostras, para cada distância, sendo repetida após a terceira e quinta amostra de cada grupo. Em seguida, as amostras foram removidas do molde e armazenadas por 24 horas. As superfícies de topo e base foram polidas e o teste de microdureza foi realizado aplicando-se uma carga de 10 gramas pelo tempo de 12 segundos. Três medidas foram feitas em ambas as superfícies das amostras, topo e base. As medidas obtidas para cada superfície foram convertidas para valores de microdureza *Knoop*. A correlação entre a microdureza da superfície de topo e a intensidade de luz foi relativamente forte e estatisticamente significativa ( $p < .001$ ), para os três radiômetros utilizados. A microdureza da superfície de base e a intensidade de luz foram mais fortemente correlacionadas e estatisticamente significantes ( $p < .0001$ ), para cada radiômetro utilizado. Como esperado, as leituras dos valores de intensidade de luz utilizando-se os três radiômetros, diminuíram com o aumento da distância entre a fonte de luz e a resina composta. A diferença entre os valores de microdureza obtidos para a superfície de topo e para a superfície de base foi estatisticamente significativa ( $p < .03$ ). Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que: 1) as medidas de intensidade

de luz, as quais diminuíram com o aumento da distância da ponta fotopolimerizadora foram fortemente correlacionadas com a microdureza das resinas compostas; 2) a intensidade de luz reduzida produziu uma resina composta menos polimerizada, particularmente na base das amostras (2 mm de profundidade) e 3) os diferentes radiômetros promoveram indicações similares das mudanças na intensidade de luz nas várias distâncias.

Sabendo que a polimerização e a longevidade das restaurações em resina composta podem ser afetadas pela impossibilidade de aplicar-se a ponta ativa de um aparelho fotopolimerizador em íntimo contato com a superfície da restauração, Rueggeberg e Jordan<sup>73</sup> (1993) analisaram a relação existente entre a distância da ponta ativa e os valores emitidos de intensidade de luz. Com a finalidade de determinar os valores de intensidade de luz, a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador (Demetron VCL 300) foi posicionada mediante diferentes distâncias sobre a célula fotossensível do radiômetro Curing Radiometer (Demetron Res. Corp.). Foram realizadas três leituras com 20 segundos de duração para cada uma das distâncias padronizadas (0 a 10 mm). Em seguida, um disco confeccionado com a resina composta P-50 na cor U foi fotoativado com o mesmo aparelho, pelos tempos de 10, 20, 40 e 60 segundos com as mesmas distâncias previamente estabelecidas de: 0, 2, 4, 6, 8 e 10 mm entre a ponta ativa e o material. Este procedimento foi realizado com e sem a interposição de um disco de resina composta de 2 mm de espessura entre a ponta ativa e a resina não



polimerizada. Os resultados da espectroscopia infravermelha indicaram que a polimerização da superfície da resina composta apresentou maior dependência do tempo de exposição à luz do que da própria intensidade de luz. Com a interposição de 2 mm de material polimerizado sobre a resina composta testada, tanto a intensidade de luz quanto o tempo de exposição mostraram-se significantes. Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que com os tempos de exposição à luz de 10, 20, 40 e 60 segundos, a polimerização na superfície da resina composta foi semelhante para todas as distâncias da ponta ativa. Entretanto, a polimerização sob 2 mm de material mostrou resultados semelhantes de polimerização apenas quando foi aplicada distância inferior a 6 mm, associada ao tempo de 60 segundos. A intensidade de luz medida através de 2 mm de resina composta foi reduzida em 65%, quando a distância foi aumentada para 10 mm. Os autores ainda chamam a atenção para que numa situação clínica, a distância entre a ponta ativa e a superfície da resina composta deverá ser mantida em torno de 4 a 5 mm.

Com a finalidade de avaliar o grau de conhecimento dos profissionais da Odontologia sobre a manutenção e a importância do desempenho dos aparelhos fotopolimerizadores, Barghi et al.<sup>8</sup> (1994) enviaram questionários sobre as condições dos aparelhos em 122 clínicas odontológicas. As

questões foram formuladas a respeito do tempo de aquisição do aparelho, frequência de utilização, histórico de reposição da lâmpada, propósito de utilização dos aparelhos e grau de satisfação com o seu desempenho. Todas as respostas foram relacionadas aos valores de intensidade de luz emitidos pelos respectivos aparelhos, os quais foram registrados por dois radiômetros (Curing Radiometer-Demetron Res. Corp.). Pela avaliação de 209 unidades fotopolimerizadoras, os autores puderam concluir que 30% apresentavam intensidade de luz inferior a  $200 \text{ mW/cm}^2$ , a qual é considerada inadequada; a grande maioria dos profissionais desconhecia a situação insatisfatória de seus aparelhos fotopolimerizadores e nunca haviam trocado a lâmpada halógena e que ainda, os valores de intensidade de luz apresentavam-se inversamente proporcionais à idade dos aparelhos fotopolimerizadores.

Bayne et al.<sup>9</sup> (1994) relataram os principais fatores relacionados à polimerização insuficiente das resinas compostas fotoativadas pelo sistema de luz visível. Os autores chamaram a atenção para a importância da utilização de uma técnica de inserção incremental, com espessura nunca superior a 2 mm com a finalidade de reduzir as tensões de contração de polimerização das resinas compostas. O primeiro incremento aplicado na superfície da parede cervical, não deve exceder 0,5 mm, para que possa assegurar uma adequada adesão do material ao sistema adesivo e às estruturas dentárias. Existe ainda a dificuldade da luz fotopolimerizadora

atravessar grandes espessuras de resina composta, principalmente de cores escuras, prejudicando a polimerização. De acordo com os autores, a emissão de luz efetiva para o processo de polimerização vai depender da intensidade de luz, da distância entre a ponta ativa do aparelho e a superfície do material e do grau de dispersão da luz provocado pelas partículas inorgânicas. No que diz respeito ao tempo de exposição à luz, este deve ser maior que o tempo recomendado pelo fabricante das resinas compostas, pois geralmente os aparelhos fotopolimerizadores não apresentam condições ideais de funcionamento. A manutenção desses aparelhos deve ser realizada pelo uso de radiômetros e de testes que verifiquem a profundidade de polimerização.

Fowler et al.<sup>26</sup> (1994) avaliaram o efeito da diminuição da intensidade de luz emitida por aparelhos fotopolimerizadores na profundidade de polimerização. Para esse propósito foram confeccionados corpos-de-prova apresentando 3 mm de espessura, utilizando-se as resinas compostas APH, Oclusin, Prisma Fil e Silux Plus, sendo fotoativadas por 30 e 60 segundos. Uma hora após a polimerização, foram realizados testes de microdureza, sendo feitas três impressões no topo e na base dos corpos-de-prova. Também foi avaliada a capacidade de redução da polimerização por meio de teste tátil, utilizando-se uma sonda exploradora. Com objetivo de controlar a quantidade de luz emitida pela unidade fotopolimerizadora, foram acoplados filtros de densidade neutra ao aparelho Coe-Lite com a finalidade de

proporcionar o bloqueio da emissão de luz de 10, 20, 30, 40, 50, 60 e 70% da irradiação máxima proporcionada pelo aparelho. A intensidade de luz emitida pelo aparelho foi medida por dois radiômetros (Macam e Curing Radiometer). Com base nos resultados encontrados, os autores puderam concluir que as reduções na emissão de luz promovem alteração na profundidade de polimerização das resinas compostas e que o teste de avaliação tátil utilizado não forneceu bons resultados, com isto, os autores indicam o uso de radiômetros para auxiliar na manutenção dos aparelhos fotopolimerizadores.

Peutzfeldt<sup>64</sup> (1994) verificou a correlação existente entre o registro da intensidade de luz, obtido pelo uso do radiômetro CL – Tester, e o grau de conversão de uma única resina composta, fotoativada por cinco aparelhos fotopolimerizadores diferentes (Translux CL, Visilux 2, Luxor, Command II e Heliomat). Os valores de intensidade de luz, para cada aparelho fotopolimerizador, foram determinados por meio de três leituras realizadas com o radiômetro CL – Tester imediatamente após a lâmpada ter sido acionada. Os valores registrados variavam entre intensidade de luz insuficiente (indicada pela luz vermelha no radiômetro) e intensidade de luz ótima (indicada pela luz verde). O grau de conversão da resina composta foi determinado pelo número de duplas ligações de carbono remanescentes após o processo de polimerização, realizado com cada um dos aparelhos

fotopolimerizadores. Pelos resultados, o autor pode observar que houve uma correlação linear significativa entre a avaliação realizada com o radiômetro e os valores do grau de conversão. Estes resultados foram relacionados à capacidade do radiômetro CL – Tester registrar a emissão de luz quantitativa, ou seja, a intensidade de luz correspondente ao correto comprimento de onda.

A influência do tempo de exposição e da intensidade de luz na profundidade de polimerização das resinas compostas foi investigada por Rueggeberg et al.<sup>74</sup> (1994). De uma simulação de restauração em forma cilíndrica, foram obtidas pequenas camadas de resina composta, de forma que porções de resina composta fossem removidas da superfície mais próxima da fonte de luz e das profundidades de 1, 2 e 3 mm. As resinas compostas utilizadas para a confecção dos corpos-de-prova foram Silux Plus (cor U e G) e P-50 (cor U e G), sendo polimerizadas por uma unidade de luz adaptada em laboratório contendo filtros de densidade neutra para reduzir a emissão de luz. Os valores de intensidade de luz foram padronizados em 233, 400, 578 e 800 mW/cm<sup>2</sup> e empregados pelos tempos de exposição de 20, 40, 60 e 80 segundos. O teste de espectroscopia infravermelha foi realizado nas diferentes profundidades das resinas compostas, 24 horas após o armazenamento dos corpos-de-prova, em recipientes à prova de luz. Os resultados mostraram que a conversão dos monômeros das resinas

compostas analisadas, não foi afetada pela variação da intensidade de luz na superfície dos materiais, porém, o tempo de exposição foi considerado um fator importante para o processo de polimerização. Na profundidade de 1 mm, a intensidade de luz e o tempo de exposição foram significativos para determinar o grau de conversão. Nas profundidades de 2 e 3 mm das resinas compostas, o tempo de exposição, a intensidade de luz e suas interações foram significativos. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que o tempo de exposição de 60 segundos deve ser recomendado para promover adequada polimerização, principalmente quando a intensidade de luz for considerada baixa. A técnica de inserção incremental deve ser empregada com incrementos nunca superiores a 2 mm de resina composta, apesar de 1 mm ser considerado ideal. Quando a intensidade de luz estiver abaixo de  $233 \text{ mW/cm}^2$ , uma nova lâmpada halógena deve ser utilizada. No que diz respeito, ao valor ideal de intensidade de luz, os autores recomendaram  $400 \text{ mW/cm}^2$  para a polimerização de rotina das resinas compostas.

Caughman et al.<sup>13</sup> (1995) realizaram uma revisão de literatura com a finalidade de estabelecer algumas normas para a obtenção de uma polimerização adequada das resinas compostas. Os autores recomendaram a utilização de aparelhos fotopolimerizadores que apresentassem

intensidade de luz de no mínimo 280 a 300 mW/cm<sup>2</sup>, com tempo de exposição de 60 segundos. Também chamaram a atenção para os sinais de degradação do bulbo, do refletor da lâmpada halógena, bem como do cabo da fibra óptica. O superaquecimento da lâmpada pode ser evitado aguardando-se o ciclo completo de refrigeração. A composição química do material também exerce influência sobre a profundidade de polimerização, como exemplo, as partículas inorgânicas com tamanho de 0,01 a 1µm reduzem a penetração da luz através da resina composta, pelo processo de dispersão da luz. Os autores ainda relatam a necessidade de se utilizar incrementos com espessura máxima de 2 mm de material e quando forem utilizadas cores escuras, o incremento deve ser reduzido para 1 mm.

Com a finalidade de avaliar a profundidade de polimerização de uma resina composta, em função da intensidade de luz, Pereira<sup>61</sup> (1995), analisou 120 aparelhos fotopolimerizadores de diferentes marcas comerciais e tempos de vida útil variados. Os valores de intensidade de luz foram registrados pela utilização de um radiômetro Curing Radiometer (Demetron Res. Corp.), sendo que dos 120 aparelhos analisados, somente 12 foram selecionados para a polimerização dos corpos-de-prova. Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se a resina composta Herculite XR (cor L), em uma matriz de poliacetato bipartida proposta por Vinha et al. em 1990. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova para cada aparelho fotopolimerizador,

apresentando um determinado valor de intensidade de luz. Em um único incremento, as cavidades foram preenchidas, fotoativadas pelo tempo de 40 segundos e em seguida, armazenadas à temperatura de 37°C por período de 24 horas. Decorrido o período de armazenagem, procedeu-se o teste de microdureza *Vickers*, realizando-se 3 impressões a cada milímetro de profundidade, até a profundidade de 4 mm para cada amostra analisada. Pelos resultados obtidos, o autor pode concluir que existe relação direta entre a intensidade de luz e a profundidade de polimerização e que os valores máximos de microdureza poderão ser obtidos com valores de intensidade de luz de 564,54; 628,21; 692,64 e 756,67 mW/cm<sup>2</sup> para o 1°, 2°, 3° e 4° mm, respectivamente.

Com a finalidade de verificar a influência de diferentes técnicas de polimerização e a sua influência nas propriedades físicas das resinas compostas, Mehl et al.<sup>51</sup> (1997) confeccionaram corpos-de-prova utilizando as resinas compostas Tetric e Charisma, fotoativadas por uma fonte de luz halógena convencional Heliolux. A intensidade de luz máxima do aparelho, registrada pelo radiômetro Curing Radiometer (Demetron Res. Corp.) foi de 450 mW/cm<sup>2</sup>, quando em contato direto com a resina composta. As distâncias de 2, 4, 6, 8, 10, 20 e 50 mm corresponderam a 80, 70, 62, 56, 50, 37 e 13% do valor máximo da intensidade de luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador. A técnica de polimerização utilizada foi obtida iniciando-se



a fotoativação dos materiais com cada uma das intensidades de luz baixas e finalizando com a máxima intensidade de luz, durante os tempos de 20 e 40 segundos. Foram analisadas as seguintes propriedades físicas: módulo flexural, resistência flexural e microdureza *Vickers*. Além dessas propriedades, foram avaliadas *in vitro* a adaptação marginal de restaurações de cavidades classe V empregando-se as mesmas técnicas de fotoativação com a resina Tetric. Os resultados mostraram que a fotopolimerização com intensidade de luz inicial baixa, seguida pela intensidade alta, não influenciou na microdureza das resinas compostas, porém, aumentou o módulo flexural e a resistência flexural. No que diz respeito, à integridade marginal, os resultados foram significativamente superiores quando a fotoativação gradual foi aplicada. Pelos resultados obtidos, os autores puderam observar que as resinas compostas avaliadas apresentaram propriedades físicas superiores e melhor integridade marginal, quando fotoativadas pela técnica gradual.

Com o objetivo de examinar o efeito da imersão de pontas fotopolimerizadoras em soluções esterilizantes à base de glutaraldeído, na qualidade de transmissão da luz, Nelson et al.<sup>57</sup> (1997) utilizaram cinco marcas comerciais de soluções esterilizantes: Cetylcode-G a 3,2% (pH neutro), Banicide a 2,0% (pH ácido), Cidex Plus a 2,5%, Cidex 7 a 3,7% e Sporicidin 0,5% (pH alcalino). Como controle foi utilizada água destilada. A intensidade de luz transmitida pelas 18 pontas de 8 mm de diâmetro e tipo

similar, foi determinada pela aplicação de uma intensidade de luz padrão da ordem de  $500 \text{ mW/cm}^2$ . Três pontas foram imersas em cada tipo de solução esterilizante durante ciclos de 10 horas, perfazendo um total de 1000 horas de imersão. Os autores puderam concluir que após o período de imersão de 1000 horas, a transmissão de luz decresceu significativamente nas pontas imersas no Cidex 7, quando comparadas com as pontas imersas nas outras soluções, as quais foram todas equivalentes ao grupo controle. O decréscimo na intensidade de luz observada com a imersão na solução de Cidex 7 pôde ser detectado a partir de 200 horas de imersão das pontas. A redução nos níveis de intensidade de luz não pôde estar correlacionada com o pH das soluções esterilizantes.

Com o objetivo de investigar a influência da intensidade de luz nas propriedades físicas de duas resinas compostas, fotoativadas pela técnica trans-dental, Vogel e Saltz<sup>96</sup> (1997), confeccionaram corpos-de-prova medindo 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro, utilizando-se uma resina composta de micropartículas (Heliomolar nas cores 140 e 510) e uma híbrida (Tetric nas cores 210 e 510), sendo fotoativadas através de fragmentos de esmalte e dentina com espessuras de 0,2 mm e 0,8 mm. Foram utilizadas intensidades de luz que variavam de 100 a  $1000 \text{ mW/cm}^2$ . Os autores puderam observar que a transmitância da luz diminuiu levemente com o aumento da espessura de estrutura dental, porém, entre os corpos-de-prova

fotoativados sem a interposição de estrutura dental e com a espessura mais fina (0,2 mm) de estrutura dental, a transmitância de luz decresceu significativamente. O mesmo efeito também foi observado com a profundidade de polimerização. A profundidade de polimerização através do esmalte foi mais alta do que através da dentina. Quando as resinas compostas híbridas e de micropartículas foram comparadas, a profundidade de polimerização obtida pela resina composta híbrida (Tetric) foi superior. Já a influência da intensidade de luz, e da cor da resina composta foram mais significantes para a resina de micropartículas (Heliomolar). Baseados nos resultados, os autores puderam verificar a grande influência das espessuras de esmalte e dentina, do tipo e cor de resina composta e ainda dos valores de intensidade de luz, na profundidade de polimerização. Uma aceitável profundidade de polimerização trans-dental, independentemente da cor e da resina composta, somente foi obtida com uma alta intensidade de luz.

Com a finalidade de determinar o número relativo de radicais livres e a microdureza *Knoop* de três resinas compostas (Z-100, Silux Plus e Heliomolar), Menezes & Muench<sup>52</sup> (1998) confeccionaram corpos-de-prova a partir de um molde de silicona com 2,5 mm de diâmetro e 2,0 mm de espessura, utilizando-se para fotoativar os corpos-de-prova, uma fonte de luz halógena modelo XL 1500 (3M Dental Products Division) com intensidade máxima de 580 mW/cm<sup>2</sup>. Com o objetivo de se conseguir os outros valores

de intensidade de luz (110, 180, 300 mW/cm<sup>2</sup>), intercalaram-se dispositivos para distanciar a fonte de luz do objeto irradiado e obter a intensidade desejada. Os tempos de irradiação foram 10, 20, 30, 40, 50, 60, 80 e 90 segundos. O teste de microdureza *Knoop* foi determinado nas faces de frente e fundo, nas idades de 5 minutos, 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês, após a fotoativação. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que a resina composta Z-100 apresentou aproximadamente três vezes mais radicais livres do que as demais resinas compostas; o número de radicais livres aumenta com a intensidade e tempo de exposição à luz; a microdureza aumentou com a intensidade de luz; o maior tempo de exposição promoveu aumento da microdureza para as resinas Silux Plus e Heliomolar; a microdureza aumentou com o aumento do tempo de armazenamento; o lado que estava em contato direto com a fonte de luz apresentou maiores valores de microdureza e a resina composta Z-100 apresentou maiores valores de microdureza e sofreu menos influência da irradiação.

Sakaguchi & Berge<sup>75</sup> (1998), com o objetivo de avaliar a relação existente entre a intensidade de luz de um aparelho fotopolimerizador (Demetron-400) e a tensão de contração de polimerização pós-gel e o grau de conversão de uma resina composta híbrida de partículas pequenas (Bisfil P – Bisco), confeccionaram corpos-de-prova cilíndricos em resina composta, sendo polimerizados à distância de 7 mm durante 40 segundos a quatro

atenuações de intensidade de luz (71%, 49% e intensidade controle de 34% e por 20 segundos em 71% mais 20 segundos em intensidade de 100%). Um grupo fotoativado com intensidade máxima serviu como controle. O grau de conversão (DC) foi medido na superfície e na base dos corpos-de-prova, utilizando-se um espectrofotômetro e a tensão de contração de polimerização linear foi medida no fundo dos corpos-de-prova, utilizando-se um medidor de tensão de polimida com resistência elétrica. Os autores puderam observar que o grau de conversão foi significativamente diferente ( $p < 0,05$ ) entre todos os grupos, com exceção dos grupos com 71% e 49% de intensidade. Na base das amostras, o grau de conversão resultante das duas maiores intensidades (71% e 100%) não foi significativamente diferente entre si ( $p > 0,05$ ). Todos os grupos foram significativamente diferentes entre si ( $p < 0,05$ ). O grau de conversão da amostra fotoativada a duas intensidades, não foi significativamente diferente das outras fotoativadas à intensidade mais baixa ou mais alta, durante 40 segundos ( $p > 0,05$ ). Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que a aplicação de uma fonte de luz halógena, a uma intensidade de luz menor do que a máxima resultou em uma significativa redução da tensão de contração de polimerização, sem afetar significativamente o grau de conversão da resina composta.

Com a finalidade de comparar a polimerização de resinas compostas, sendo uma híbrida (TPH-A<sub>2</sub>) e a outra de micropartículas (Silux Plus - cor

universal) pelo teste de microdureza *Knoop* em diferentes profundidades, Vargas et al.<sup>95</sup> (1998) utilizaram laser de argônio e uma fonte de luz halógena para promover a polimerização dos corpos-de-prova. Foram confeccionados cinco (5) corpos-de-prova por grupo, preparados pela inserção da resina composta em uma matriz retangular de teflon medindo 3 mm de espessura, 3 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade. Os corpos-de-prova foram fotoativados por 40 segundos com a fonte de luz convencional ou por 10, 20 ou 30 segundos com o laser de argônio. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em um recipiente à prova de luz, à temperatura de 37°C, por período de 24 horas. Após o período de armazenamento, os valores de microdureza *Knoop* foram determinados. Quatro medidas foram tomadas para cada corpo-de-prova nas profundidades de 0, 1, 2, 3 e 4 mm da superfície exposta. Não foram encontradas diferenças significantes, na microdureza de superfície, para ambas as resinas utilizadas independente da fonte de luz e do tempo de exposição utilizado. Pelos resultados encontrados, os autores puderam sugerir que existe uma polimerização semelhante quando se utiliza o laser de argônio e uma fonte de luz halógena; as resinas híbridas polimerizam-se mais completamente a uma profundidade maior, quando comparadas às resinas de micropartículas, independente da fonte de luz utilizada; economia no tempo necessário para polimerizar a resina composta em profundidades de 2 mm, tendo importância clínica, onde o laser pode polimerizar adequadamente a resina composta por um período

de tempo menor, podendo ser considerada uma alternativa viável para polimerização de restaurações em resina composta.

Numa publicação do *The Dental Advisor*,<sup>4</sup> (1999), foram descritas as características de alguns aparelhos fotopolimerizadores halógenos, comparando-os aos aparelhos fotopolimerizadores a laser e arco de plasma. Foi observado que, tanto os aparelhos a laser como os de arco de plasma, permitem uma completa polimerização em apenas 10 segundos. Porém, apesar da profundidade de polimerização ser melhorada, há aumento nas tensões de contração de polimerização as quais são consideradas uma das maiores desvantagens dos materiais fotopolimerizáveis, uma vez que pode levar à formação de fenda, descoloração marginal, cáries recorrentes e sensibilidade pós-operatória. Outra característica encontrada nestes aparelhos está relacionada ao seu alto custo, pois são aproximadamente 10 vezes mais caros do que os aparelhos convencionais. A fotoativação dos materiais restauradores é iniciada pela luz azul visível, apresentando comprimento de onda na faixa de 450 nm a 500 nm. Uma intensidade de luz não inferior a  $280 \text{ mW/cm}^2$  aplicada por um período de 50 segundos, é necessária para permitir uma adequada polimerização e resistência do material restaurador. Com o objetivo de melhorar ainda mais a qualidade de polimerização e distribuir uniformemente a contração, foram lançados no mercado odontológico alguns aparelhos fotopolimerizadores halógenos com

características variadas como: redução do tempo de polimerização; melhoras na qualidade de polimerização, por conter ciclos graduais, os quais são baixos inicialmente e que logo em seguida tem sua intensidade aumentada, reduzindo a tensão de contração; e ainda pelo aumento da facilidade de utilização destes aparelhos.

Para demonstrar os efeitos negativos de uma rápida polimerização ou polimerização a altas intensidades utilizando laser de argônio e arco de plasma, Christensen et al.<sup>16</sup> (1999), utilizaram seis diferentes resinas compostas, sendo: Heliomolar, Silux Plus, Herculite, TPH, Z-100 e Bisfil II (autopolimerizável). Para as resinas compostas fotoativadas, utilizou-se 14 diferentes fotopolimerizadores com intensidades variando de 400 mW/cm<sup>2</sup> a 1.900 mW/cm<sup>2</sup>, com modos de fotoativação constante, *ramped* e métodos *stepped* com tempos de exposição variando de 1 a 40 segundos e tamanho da ponta ativa de 6,7 mm a 10,9 mm. Dois lasers, cinco arcos de plasma e sete fontes de luz halógena foram utilizados. Os autores realizaram testes de contração, módulo de elasticidade, geração de calor, tensão e mudanças físicas nos dentes e nas resinas compostas durante o teste de tensão foram determinados. Os resultados mostraram que os efeitos associados com as fontes de luz não foram estatisticamente significantes, mas a composição química das resinas mostrou-se altamente significativa. Resinas de micropartículas têm uma contração menor e o menor módulo de elasticidade.



A resina composta autopolimerizável tem contração e módulo de elasticidade tão alto quanto ou mais alto do que as resinas compostas híbridas. Aparelhos fotopolimerizadores a laser e arco de plasma produzem o maior aumento de calor na superfície, sendo acima de 21°C e no interior das restaurações em resina, sendo acima de 14° C. A luz halógena produziu o mais alto calor no interior da câmara pulpar, sendo acima de 2°C. A tensão no interior do dente foi menor com a resina composta Heliomolar e maior com a Z-100 e com a resina autopolimerizável Bisfil II. Os efeitos clínicos da tensão foram observados como linhas brancas na interface dente-resina e trincas no esmalte adjacente às margens cavitárias. Pelos resultados obtidos, os autores puderam relatar que a composição química da resina composta é o fator que mais interfere no processo de polimerização, quando comparado ao tipo de luz ou modo de polimerização; intensidade de luz mais baixa e a utilização de modo *ramped* ou *stepped* não promovem redução significativa da contração, módulo de elasticidade ou tensão e não previne a formação de trincas no esmalte adjacente às margens e formação da “linha branca” que são defeitos nas margens; até que materiais com baixa contração e módulo de elasticidade estejam disponíveis, o uso de selantes de superfície como um passo final em restaurações diretas em resina composta é sugerido para selar os defeitos.

Com o objetivo de analisar a profundidade e a contração de

polimerização de uma única resina composta de partículas híbridas (TPH) fotoativada por quatro sistemas de luz visível (Elipar, Kreative, Plasma ARC e Accucure 3000), Hadechny et al.<sup>35</sup> (1999) confeccionaram 12 corpos-de-prova para cada aparelho de luz estudado. Os valores da contração de polimerização foram determinados pelo sistema *Kaman Sciences* e a profundidade de polimerização pelo teste de microdureza *Knoop* na superfície da base dos corpos-de-prova, os quais apresentavam 2 mm de espessura. Pela análise dos resultados obtidos, os autores puderam concluir que o aparelho Kreative proporcionou a menor contração de polimerização da resina composta, sendo da ordem de 1,012%, enquanto o aparelho Elipar com máxima intensidade de luz promoveu a maior contração, cerca de 1,193%. Os maiores valores de microdureza foram obtidos pelo aparelho Plasma ARC (28,94) e os menores valores pelo Accucure 3000 (15,99).

Com o objetivo de avaliar a variação de temperatura produzida pela ponta ativa de três aparelhos fotopolimerizadores e a possibilidade dessa variação provocar lesão no tecido pulpar, Moro et al.<sup>54</sup> (1999), utilizaram um aparelho denominado de calorímetro (Contemp ID-02A) para analisar os seguintes aparelhos fotopolimerizadores: Curing Light XL 3000 (3M), Optilight (Gnatus) e Ultralux (Dabi Atlante). As resinas compostas utilizadas foram: Silux Plus (3M) na cor DYO, Durafill (Kulzer) na cor A<sub>2</sub> TPH Spectrum (Dentsply) na cor A<sub>2</sub> e Suprafill (SS White) na cor A<sub>2</sub>. Com objetivo de obter

uma matriz padrão, as resinas compostas foram inseridas em casulos (descartáveis), em três camadas de aproximadamente 2 mm de espessura, fotoativadas uma a uma por 40 segundos. A temperatura inicial (antes da polimerização) e final (depois da polimerização), para cada camada, foi medida com o auxílio de um calorímetro. Como resultados, os autores puderam observar que todos os aparelhos produziram temperatura acima de 5,5°C, podendo causar danos ao tecido pulpar. Os autores concluíram que não existiu diferença de variação da temperatura entre as resinas compostas de micropartículas e híbridas; a posição e o diâmetro da ponta ativa mostraram-se fundamentais no processo de polimerização e transmissão de calor para as resinas compostas e que não foi observada uma relação direta entre a intensidade de luz dos aparelhos e o calor produzido.

Com o objetivo de verificar o grau de polimerização de duas resinas compostas (Z-100 e Suprafill), em função da espessura do substrato dentário, utilizando-se o teste de microdureza *Vickers*, Silva et al.<sup>78</sup> (1999) confeccionaram para cada uma das resinas compostas utilizadas, 4 grupos de 10 corpos-de-prova, totalizando 40 corpos-de-prova por resina composta. Os corpos-de-prova apresentavam as seguintes dimensões: 4 mm de altura, 4 mm de largura e 2 mm de profundidade, sendo estes divididos de acordo com a espessura do fragmento de esmalte e dentina, colocados entre a superfície da resina e a fonte de luz polimerizadora. Para o grupo 1, o qual

foi o grupo controle, a fonte de luz foi colocada diretamente sobre o incremento de resina; para os grupos 2, 3 e 4, fragmentos de esmalte de 1, 2 ou 3 mm de espessura foram interpostos entre a resina composta e a fonte de luz. Todos os corpos-de-prova foram confeccionados em um único incremento, fotoativados por 40 segundos a uma intensidade de luz da ordem de  $470 \text{ mW/cm}^2$ . Logo após a polimerização, metade dos corpos-de-prova foram submetidos ao teste de microdureza, sendo a outra metade analisada uma semana após, permanecendo armazenada em meio seco à temperatura de  $37^\circ\text{C}$ . Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que a existência de maiores espessuras de substrato dentário entre a primeira camada de resina composta e a fonte de luz, pode diminuir o grau de polimerização da resina composta.

Com o objetivo de verificar a relação existente entre a microdureza superficial de uma resina composta microhíbrida (Charisma-Heraeus/Kulzer), as diferentes intensidades de luz (300, 350, 400, 425, 450, 475, 500, 525, 550, 600, 650 e  $700 \text{ mW/cm}^2$ ), as cores ( $A_2$  e  $C_4$ ), os tempos de exposição (40 e 60 segundos) e as profundidades do material ( $1^\circ$ ,  $2^\circ$ ,  $3^\circ$  e  $4^\circ$  mm), Pereira<sup>63</sup> (1999) confeccionou 144 corpos-de-prova em matrizes de poliacetato, as quais continham uma cavidade medindo 7 mm de profundidade, 4 mm de comprimento e 3 mm de largura. Para a fotoativação dos corpos-de-prova, foi utilizado o aparelho KM-100R (DMC Ltda. – São

Carlos) conectado ao autotransformador variável Auje, com a finalidade de produzir os 12 valores diferentes de intensidade de luz. Após o período de armazenamento de 24 horas, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de microdureza *Vickers* a cada milímetro do material, até a profundidade padronizada de 4 mm. Pelos resultados obtidos, pôde-se concluir que a intensidade de luz influenciou na microdureza superficial da resina composta, uma vez que os maiores valores de microdureza foram obtidos pelas intensidades mais altas. O autor faz um alerta para que os aparelhos fotopolimerizadores apresentem a intensidade mínima de  $400 \text{ mW/cm}^2$ , a fim de promoverem adequada polimerização em 2 mm de resina composta, associada ao tempo de exposição de 40 segundos. Ainda chama a atenção dos profissionais, para que adotem um programa de manutenção dos seus aparelhos medindo freqüentemente os valores de intensidade de luz.

Com o objetivo de avaliar a capacidade de polimerização, em função de três fontes de luz e diferentes profundidades de uma única resina composta (Charisma na cor A<sub>3</sub>), pelo teste de microdureza *Vickers*, Machado<sup>47</sup> (2000) confeccionou 15 corpos-de-prova utilizando uma matriz metálica cilíndrica, a qual continha uma cavidade com 4 mm de diâmetro e 5 mm de altura. A resina composta foi inserida na cavidade em incremento único, sendo fotoativada por uma das três fontes de luz utilizadas nesta pesquisa: aparelho Curing Light 2500 (intensidade de 700 a  $800 \text{ mW/cm}^2$  e tempo de

exposição de 40 segundos), aparelho Kreative Curing Light (intensidade de 800 a 1000 mW/cm<sup>2</sup> e tempo de exposição de 10 segundos) e aparelho Apollo 95E (intensidade superior a 1000 mW/cm<sup>2</sup> e tempo de exposição de 6 segundos). Os corpos-de-prova foram armazenados em recipientes à prova de luz, à temperatura de 37°C por período de 24 horas. Após o período de armazenamento, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de microdureza. Com base nos resultados, o autor pode concluir que os aparelhos testados levaram a diferenças significativas nos valores de microdureza *Vickers*, independente da profundidade da resina composta; o aparelho Curing Light apresentou os maiores valores de microdureza, sendo que o aparelho Apollo 95E apresentou os menores valores. No que diz respeito à profundidade do material, para o 3° mm, os valores de microdureza foram menores, ao passo que o 1° mm apresentou os maiores valores de microdureza *Vickers*. Ainda o autor pôde observar que independente do aparelho fotopolimerizador utilizado quanto maior a espessura do material, menor foi os valores de microdureza *Vickers* encontrados.

Price et al.<sup>69</sup> (2000) realizaram um estudo com o objetivo de quantificar a energia luminosa transmitida através de várias densidades de resina composta fotopolimerizável e dentina humana, quando duas diferentes intensidades de luz foram utilizadas. Para isto, os autores utilizaram o

máximo de energia luminosa ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) transmitida através de discos de 0,46 a 5,85 mm de espessura de sete resinas compostas (Z-100, Prodigy – cor A<sub>1</sub>, Prodigy condensável - cor A<sub>1</sub>, Surefil – cor A, Alert – cor A<sub>2</sub>, Filtek P-60 na cor A<sub>3</sub> e Pertac II na cor A<sub>1</sub>) e dentina humana, quando uma ou outra guia de luz Standard ou Turbo foi adaptada à unidade de luz. Os autores determinaram o efeito das duas guias de luz, da espessura do espécime e tipo do espécime de dentina na transmissão da energia luminosa. A média de energia luminosa, verificada na superfície dos espécimes foi de 682,1  $\text{mW}/\text{cm}^2$ , quando a guia de luz Standard foi utilizada e 1.014  $\text{mW}/\text{cm}^2$  com a guia de luz Turbo. Para todos os espécimes, existiu um decréscimo exponencial na energia luminosa transmitida com o aumento da espessura dos espécimes (resina composta e estrutura dental). A análise de variância mostrou que a espessura dos espécimes (resina composta e estrutura dental) e a guia de luz tiveram um efeito estatisticamente significativo. Significativamente mais energia luminosa (cerca de 42%) foi transmitida através dos espécimes, quando a guia de luz Turbo foi utilizada. Com base nos resultados obtidos, os autores puderam concluir que: 1) quando a guia de luz Turbo foi utilizada, cerca de 42% a mais de energia luminosa foi transmitida através dos espécimes de resina composta fotopolimerizável e 2) existiu um decréscimo exponencial, na energia luminosa transmitida através das sete resinas compostas e da dentina, com o aumento da espessura de ambos os espécimes.

Comparando a eficácia de dois aparelhos fotopolimerizadores do tipo pistola (XL 1500 e Optilight II), de alta intensidade, com um aparelho a cabo Fibr lux, de baixa intensidade, com tempos de exposição de 20 e 40 segundos, Santos et al.<sup>76</sup> (2000) avaliaram o grau de polimerização da resina composta Z-100, na cor A<sub>2</sub>, em quatro profundidades, por meio do teste de microdureza *Knoop*. Foram realizadas três (3) repetições para cada grupo, totalizando dezoito (18) repetições e setenta e dois (72) valores médios de microdureza. Com base nos resultados obtidos, os autores puderam concluir que: para o tempo de 40 segundos de polimerização, a microdureza obtida foi maior para os três aparelhos do que a polimerização por 20 segundos; os aparelhos do tipo pistola (XL 1500 e Optilight II), promoveram maior microdureza da resina composta que o aparelho tipo cabo Fibr lux, sendo que o aparelho XL 1500 no tempo de 40 segundos induziu a valores maiores de microdureza que o Optilight II, e as profundidades de 1, 2, 3 e 4 mm mostraram diferenças estatisticamente significantes entre si, tendo sido encontrada maior microdureza para as menores profundidades.

Como o objetivo de determinar os valores de irradiação mínima necessária para uma adequada polimerização de resinas compostas de micropartículas e microhíbridas, quando curadas por 40 e 60 segundos, Leonard et al.<sup>43</sup> (2001) utilizaram uma fonte de luz halógena, representada



pelo aparelho Optilux 401 com ponta ativa apresentando diâmetro da ordem de 8 mm. A densidade de energia medida com um medidor de força a laser, foi variada pela alteração de sua voltagem utilizando um variador de voltagem. Espécimes com 2 mm de espessura e 8 mm de diâmetro foram confeccionados com uma resina composta de micropartícula (Silux Plus) e uma resina composta microhíbrida (Z-100) para cada combinação de tempo de exposição (40 e 60 segundos) e com os seguintes valores de irradiação: 100 mW/cm<sup>2</sup> a 700 mW/cm<sup>2</sup> em incrementos de 25 mW/cm<sup>2</sup>. Após 24 horas, medidas de dureza *Knoop* utilizando uma carga de 100 g durante 10 segundos foram feitas em cada superfície, topo e base, de cada espécime. As médias foram calculadas e a porcentagem entre topo e base foi determinada, dividindo-se o valor de dureza obtido na base pelo valor obtido no topo e multiplicando por 100 para obter a porcentagem de profundidade de cura. O valor de no mínimo 80% foi utilizado para indicar uma polimerização satisfatória. Uma regressão linear da irradiação versus a porcentagem de dureza foi a equação resultante utilizada para mostrar o valor de irradiação necessário para produzir um valor de 80% de dureza *Knoop* para as condições testadas. Os resultados encontrados pelos autores mostraram que: a resina composta microhíbrida Z-100 requer 260,1 mW/cm<sup>2</sup> por 40 segundos ou 185 mW/cm<sup>2</sup> por 60 segundos para uma polimerização satisfatória; a resina composta Silux Plus requer 542,9 mW/cm<sup>2</sup> por 40 segundos ou 449 mW/cm<sup>2</sup> por 60 segundos. Com base nesses achados, os

autores indicam que a irradiação mínima de  $300 \text{ mW/cm}^2$  seria insuficiente para promover uma adequada polimerização de resinas compostas de micropartículas.

Com a proposta de investigar a influência de três unidades de luz halógena (KM-100R, KM-200R, Kuring Light), diferentes tempos de exposição (10, 40 e 60 segundos), duas cores de resina composta ( $A_2$  e  $C_4$ ) e quatro profundidades do material ( $1^\circ$ ,  $2^\circ$ ,  $3^\circ$  e  $4^\circ\text{mm}$ ) na microdureza superficial de uma resina composta híbrida fotopolimerizável, Pereira et al.<sup>62</sup> (2001) confeccionaram corpos-de-prova com a resina composta Charisma utilizando uma matriz de poliacetato, a qual continha uma cavidade com 7 mm de profundidade, 4 mm de comprimento e 3 mm de largura. Para o procedimento de fotoativação, foram utilizados os seguintes aparelhos com seus respectivos tempos de exposição, para ambas as cores da resina composta: KM-100R por 40 e 60 segundos ( $700 \text{ mW/cm}^2$ ); KM-200R por 40 e 60 segundos (0 a  $450 \text{ mW/cm}^2$ - 5 segundos e 450 a  $600 \text{ mW/cm}^2$ ) e Kuring Light por 10 segundos (normal -  $800 \text{ mW/cm}^2$ , boost -  $920 \text{ mW/cm}^2$  e ramp - 0 a  $700 \text{ mW/cm}^2$ ). Todos os valores de intensidade de luz foram medidos pelo radiômetro Cure Rite (Modelo 800-EFOS). O teste de microdureza *Vickers* foi realizado 24 horas após a polimerização dos corpos-de-prova. Pelos resultados obtidos, os autores desse trabalho puderam verificar que: 1) os maiores valores de microdureza *Vickers* foram obtidos pelos aparelhos

KM-100R e KM-200R no tempo de exposição de 60 segundos, e o menor valor de microdureza foi obtido pelo aparelho Kuring Light quando o sistema ramp, em 10 segundos, foi utilizado; 2) a cor C<sub>4</sub> promoveu resultados superiores de microdureza *Vickers*, quando comparada à cor A<sub>2</sub>; 3) a microdureza da resina composta foi influenciada pela profundidade, onde os 1º e 2º mm apresentaram melhores resultados, quando comparados ao 3º e 4º mm e 4) o tempo de exposição à luz de 10 segundos não demonstrou ser suficiente para garantir a completa polimerização do material.

Com o objetivo de revelar a transferência de calor à câmara pulpar durante a fotopolimerização, Porko e Hietala<sup>67</sup> (2001), utilizaram dez terceiros molares humanos, os quais foram colocados em soro fisiológico após a extração. Na primeira etapa do estudo, cinco exposições à luz por 40 segundos foram dadas diretamente à superfície oclusal de cada dente com a unidade de fotopolimerização XL 3000 (3M/ESPE) apresentando intensidade de luz da ordem de 650 mW/cm<sup>2</sup>. A temperatura da polpa foi medida imediatamente após cada exposição, utilizando-se um termistor, o qual foi inserido na polpa pelo ápice. O intervalo de tempo entre cada fotopolimerização consecutiva foi de 5 a 10 segundos. O aumento máximo da temperatura foi de 2,2°C. Posteriormente, cavidades oclusais padronizadas medindo 2 mm de profundidade, 2 mm de largura e 5 mm de extensão foram preparadas em todos os dez dentes, sendo restauradas com resina composta Z-100 em três incrementos. O sistema adesivo utilizado

(Scotchbond Multi-Purpose – 3M/ESPE) foi fotopolimerizado durante 20 segundos e cada incremento de resina composta durante 40 segundos. Um ciclo extra de 40 segundos foi dado quando a cavidade era restaurada como uma pós cura. A diferença de temperatura máxima durante o procedimento completo foi 7,2°C. O efeito do aquecimento gerado durante a fotopolimerização deveria deste modo ser avaliado quando restaurações são curadas. Pelos resultados encontrados, os autores sugerem que o efeito do aquecimento das lâmpadas de fotopolimerização na polpa deveria ser avaliado quando restaurações extensas ou inlays/onlays são confeccionadas, as quais necessitam de várias e consecutivas fotopolimerizações.

Com o objetivo de investigar a profundidade de cura de várias cores de resinas compostas, bem como sugerir um método pelo qual os cirurgiões-dentistas possam estabelecer a profundidade de cura de resinas compostas, Fan et al.<sup>22</sup> (2002) utilizaram o aparelho halógena Optilux 400 (Demetron), o qual apresentava intensidade de luz ajustada, por meio de um alterador de voltagem, para 300 mW/cm<sup>2</sup> e comprimento de onda situado no intervalo de 400 a 510 nm. As resinas compostas utilizadas foram designadas pelas letras A (A<sub>2</sub>, A<sub>4</sub>, B<sub>1</sub> e D<sub>3</sub>), B (A<sub>1</sub>, A<sub>2</sub>, A<sub>3,5</sub>, A<sub>4</sub>, B<sub>3</sub> e D<sub>3</sub>), C (DDYO, Light, Yellow), D (A<sub>2</sub>, A<sub>4</sub>, B<sub>1</sub> e D<sub>3</sub>) e E (A<sub>2</sub>, A<sub>4</sub>, B<sub>1</sub> e D<sub>3</sub>), sendo fotoativadas pelo tempo recomendado pelos fabricantes, onde: resina A (40 segundos), resina

B (30 segundos), resina C (20 ou 40 segundos), resina D (30 segundos) e resina E (20 ou 40 segundos). As amostras foram confeccionadas em uma matriz metálica de aço inoxidável medindo 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro, sendo confeccionadas cinco amostras para cada cor de resina composta. Logo após a irradiação, as amostras foram removidas imediatamente da matriz e o material não curado na base das amostras foi removido pela raspagem manual utilizando-se uma espátula plástica. As medidas de profundidade de cura foram realizadas de acordo com as normas ISO para materiais à base de resina composta. Utilizando um micrômetro, os autores mediram a extensão de cura nas amostras o mais próximo de 0,01 mm. A profundidade de cura foi registrada como 50 % da extensão remanescente medida, como requerido pela ISO. Como resultados, os autores puderam verificar que 62% das 21 resinas compostas testadas apresentaram profundidade de cura em 1,5 mm de acordo com as normas ISO; 6 das 8 resinas compostas remanescentes apresentaram profundidade de cura adequada quando os autores dobraram o tempo de exposição inicialmente recomendado pelos fabricantes. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que aparelhos fotopolimerizadores com intensidade de luz da ordem de  $300 \text{ mW/cm}^2$  promovem cura efetiva em materiais à base de resina composta, quando tempos de cura apropriados são utilizados, sendo em alguns casos, mais longos que os tempos recomendados pelos fabricantes; os cirurgiões - dentistas deveriam verificar

a profundidade de cura de materiais à base de resina composta como uma medida de rotina e então checar periodicamente a profundidade de cura para verificar a performance do aparelho de luz e do material, e a medida de acordo com as normas ISO pode ser utilizada para esse propósito.

Com o propósito de investigar o efeito da distribuição espectral da irradiação de polimerização próximo ao pico máximo de excitação do fotoiniciador e o efeito do tamanho da ponta de irradiação na profundidade de cura e no aumento de temperatura em uma resina composta microhíbrida TPH Spectrum na cor A<sub>3,5</sub>, fotopolimerizada por laser de argônio (INOVA-310C/Coherent) e uma lâmpada de quartzo tungstênio halógena (Spectrum 200R), Pradhan et al.<sup>68</sup> (2002), utilizaram filtros de comprimento de onda para que o rendimento espectral do laser de argônio e da lâmpada de quartzo tungstênio halógena fossem restritos a passar comprimentos de onda selecionados para uma resina composta à base de canforoquinona. O laser foi avaliado em três configurações, sendo: 488, 514 e 450 a 500 nm e a lâmpada halógena avaliada no intervalo de 400 a 500 nm. A profundidade de cura utilizando o método da raspagem foi avaliada em amostras confeccionadas em uma matriz de aço inoxidável (25,4 x 25,4 x 7,0 mm), obtendo-se amostras com 4 mm de diâmetro e 7 mm de profundidade, e após a fotopolimerização o material não polimerizado foi removido com o auxílio de uma espátula plástica. O aumento na temperatura da resina

composta foi avaliado para as unidades de fotopolimerização citadas, utilizando-se um termistor para registrar a alteração de temperatura. Os autores também avaliaram a influência do tamanho da ponta ativa de ambas as fontes de luz e a cura lateral ou a extensão da cura do foco também. Como resultados, os autores puderam verificar que para uma densidade de energia e tempo de exposição constante, a distribuição espectral coincidiu com o pico de excitação do fotoiniciador; sob condições similares, o laser de argônio resultou em um menor aumento de temperatura da resina composta quando comparada com a lâmpada; para a mesma energia total fornecida à resina composta, a profundidade de raspagem aumentou com a redução do tamanho da ponta ativa da unidade de fotopolimerização; além disso, a cura lateral da resina composta além da ponta ativa foi observada. Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir: que a profundidade de cura é fortemente dependente do espectro da irradiação da fotopolimerização; para as resinas compostas que utilizam a canforoquinona como fotoiniciador, uma unidade de fotopolimerização que emita luz com comprimento de onda próximo ao pico máximo de absorção da canfororquinona é preferível para encontrarmos máxima profundidade de cura; durante o processo de cura, o laser de argônio resultou em menor aquecimento da resina composta; a redução do tamanho da ponta ativa concentra a irradiação de polimerização ao centro da resina composta, resultando em maior profundidade de cura.

Com a finalidade de verificar a efetividade de um aparelho de cura à base de plasma (Apollo 95 E) e um aparelho de luz halógena (Heliolux DLX) em diferentes condições de cura, Dietschi et al.<sup>19</sup> (2003) confeccionaram discos de 0,5; 1 e 2 mm de espessura com as resinas compostas Z-100 e Tetric Ceram curadas em moldes de dentes naturais pela irradiação direta através de uma tira de poliéster ou irradiação indireta através de um disco de resina composta Z-100, na cor A<sub>2</sub>, com 2 ou 4 mm de espessura e tecido dental com 1 mm de esmalte ou 2 mm de esmalte e dentina, para testar a irradiação através das cúspides. As medidas de microdureza *Vickers* foram realizadas após 1, 3, 6 ou 18 segundos de exposição ao aparelho de plasma, e após 5, 10, 20 ou 40 segundos de exposição ao aparelho de luz halógena. Como resultados, os autores puderam verificar que: quando o aparelho de plasma foi utilizado, 3 segundos de exposição à luz na técnica de cura direta foram necessários para alcançar valores de microdureza similares aqueles obtidos após 40 segundos de exposição ao aparelho de luz halógena; quando a técnica de cura indireta foi utilizada, o valor de microdureza alcançado após 18 segundos de exposição com o aparelho de plasma foi equivalente ou inferior aqueles obtidos com o aparelho de luz halógena por 40 segundos. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que: a técnica de cura direta com o aparelho de plasma utilizado requer tempo de exposição mais longo do que o tempo inicialmente proposto pelo fabricante; a efetividade da luz gerada pelo aparelho de plasma foi reduzida pela



interposição do compósito e dos tecidos dentais, requerendo um aumento no tempo de exposição quando utilizado para cura indireta e a vantagem prática deste método de cura, utilizando plasma como fonte de luz, é menor do que o esperado, quando comparado à cura tradicional com fonte de luz halógena.

## *1.2) Fonte de luz à base de LEDs*

Com o objetivo de verificar a capacidade de polimerização, as características ópticas e o grau de conversão com a utilização de uma nova unidade de polimerização à base de diodo emissor LEDs, Fujibayashi et al.<sup>32</sup> (1998) utilizaram três aparelhos fotopolimerizadores, sendo: LED 1 (com pico de emissão em 450 nm), LED 2 (com pico de emissão em 470 nm) e uma lâmpada halógena, representada pelo aparelho Optilux (com pico de emissão em 484 nm). A capacidade de polimerização de ambos os aparelhos de luz testados foi verificada pelos testes de profundidade de cura e grau de conversão, utilizando-se a resina composta Silux Plus (3M/ESPE) na cor XL. Para ambos os testes, foram confeccionados corpos-de-prova em moldes de teflon circulares medindo 8 mm de espessura e 4 mm de diâmetro. A superfície dos corpos-de-prova foi coberta com uma tira de poliéster e exposta aos aparelhos de luz por 10, 20 40 ou 60 segundos. Para o teste de

profundidade de polimerização, a porção de resina composta não polimerizada foi removida com o uso de uma espátula de plástico. Para o teste de grau de conversão, um fino filme de 0,1 mm de espessura foi obtido e após 24 horas da exposição à luz, verificou-se o grau de conversão por espectroscopia infravermelha. Como resultados, os autores verificaram que a emissão de luz do LED2 foi mais alta do que a lâmpada halógena e LED1; com relação à profundidade de polimerização e grau de conversão, estes foram maiores quando a resina composta foi fotoativada pelo LED2 em comparação ao LED1 e lâmpada halógena. Pelos resultados encontrados, os autores sugerem que a luz emitida de um LED azul mostra-se eficiente no processo de polimerização das resinas compostas, podendo ser utilizado como aparelho fotopolimerizador.

Com a finalidade de verificar o grau de conversão e a mudança de temperatura em espécimes de resina composta, Tarle et al.<sup>80</sup> (1998) utilizaram uma lâmpada convencional de intensidade gradual (Elipar Highlight – 3M/ESPE) e uma fonte de luz emitindo diodo LEDs. As medidas foram realizadas em três resinas compostas híbridas e em uma de partículas finas após 40 segundos de exposição. Para o teste de conversão foram confeccionados espécimes com 0,1 mm de espessura e estes analisados em um espectrofotômetro. A mudança de temperatura foi medida nos mesmos

espécimes e em outros que mediam 4x4x4 mm de espessura, utilizando-se um medidor – multi HC – 3500T. Os valores de grau de conversão variavam de 54,52% a 65,17% para o aparelho Elipar Highlight e 47,64 a 58,89% para o aparelho LEDs. A mudança de temperatura para as mesmas amostras variaram de 12,61°C a 18,60°C para Elipar Highlight e de 4,21°C a 8,21°C para o aparelho à base de LEDs. Para os espécimes mais espessos, a temperatura aumentou de 15,40°C a 17,60°C para o aparelho Elipar. Quando o aparelho à base de LEDs foi utilizado, os resultados variaram de 5,40°C a 7,80°C. Os valores mais baixos de grau de conversão e mudança de temperatura foram obtidos, quando o aparelho LEDs foi utilizado. Esses resultados podem ser explicados pela baixa densidade de energia emitida pelo aparelho LEDs (12 mW/cm<sup>2</sup> – 40 segundos) comparada a do aparelho Elipar Highlight (100 mW/cm<sup>2</sup> por 10 segundos e 700 mW/cm<sup>2</sup> por 30 segundos). Esta mínima energia do LEDs foi compensada pelo comprimento de onda mais eficiente (470 nm), podendo ser recomendado para polimerização da primeira camada de resina composta, especialmente em casos de capeamento pulpar direto por sistemas adesivos dentinários.

Kurachi et al.<sup>40</sup> (1999) compararam a microdureza de uma resina composta fotoativada por um diodo emissor de luz tipo LED, apresentando um pico de emissão em torno de 468 nm (azul-violeta) e por um aparelho fotopolimerizador KM-200R (DMC - Equipamentos). Os parâmetros para

utilização do diodo emissor LED foram: 3,5 V; 40 mA; resultando em 4,3 mW. Para isto, os autores confeccionaram cinco corpos-de-prova, utilizando-se a resina composta microhíbrida Z-100 (3M do Brasil) na cor A<sub>2</sub>, para cada grupo experimental, sendo: GRUPO I – controle (lâmpada convencional – 40 segundos); GRUPO II – LED 40 segundos; GRUPO III – LED 60 segundos; GRUPO IV – LED 120 segundos; GRUPO V – LED 180 segundos e GRUPO VI – LED 240 segundos. O teste de microdureza *Vickers* foi realizado em um aparelho MHP Microhardness Tester, aplicando-se uma carga de 160 gramas durante 30 segundos. Em cada amostra, foram realizadas três impressões, sendo obtidas após a leitura, as médias das diagonais aonde se aplicou a fórmula:  $MHV = 1854,4 \times P/d^2$ . A avaliação da microdureza como uma função do tempo de exposição, demonstrou que o LED obtém valores de microdureza dentro da faixa de valores obtidos pela lâmpada, a partir de 125 segundos de exposição. A microdureza média da resina composta fotoativada pelas duas fontes de luz se equivale no tempo de 180 segundos para o LED. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que a polimerização da resina composta com a utilização do LED é possível; o tempo de fotoativação pode ser diminuído pela alteração dos parâmetros de utilização e o uso do LED para a fotoativação das resinas compostas pode vir a representar grandes simplificações em custo e instrumental neste tipo de processamento.

Com o objetivo de comparar o efeito da polimerização nas propriedades físicas de três materiais resinosos (Tetric A<sub>3</sub>, Compoglass A<sub>3</sub> e Z-100 A<sub>3,5</sub>), com uma fonte de luz convencional halógena (Aristolite) e uma fonte de luz à base de diodo com arranjo seis de LEDs, Whitters et al.<sup>99</sup> (1999) realizaram testes de microdureza *Knoop*, além de utilizar uma técnica de transmissão de sons para medir o tempo de polimerização para os três materiais testados, quando expostos às duas fontes de luz. Além disso, verificaram a contração de polimerização e a mudança de temperatura que ocorre na superfície dos materiais testados durante a fotopolimerização com ambas as fontes de luz utilizadas. Os autores puderam determinar que um arranjo de seis LEDs foi capaz de promover uma polimerização mais rápida dos materiais restauradores, quando comparada à fonte de luz halógena. No que diz respeito à microdureza e à contração de polimerização, foram encontrados resultados similares para as duas fontes de polimerização, porém, a mudança de temperatura nos materiais, durante o processo de polimerização, demonstrou-se mais baixa pela utilização do aparelho LEDs. Com base nesses resultados, os autores relatam que esta nova fonte de polimerização pode ser um novo instrumento efetivo para polimerizar materiais sensíveis à luz, especialmente as resinas compostas.

Com o objetivo de verificar a hipótese de que uma unidade de fotopolimerização, emitindo luz azul de diodo LEDs pode produzir uma

profundidade de polimerização equivalente a uma unidade de luz halógena, Mills et al.<sup>53</sup> (1999) utilizaram três resinas compostas (Silux Plus U, P-50 U e Z-100 A<sub>3,5</sub>) e uma matriz metálica medindo 4 mm de diâmetro e 6 mm de profundidade, para confeccionar os corpos-de-prova. Duas unidades fotopolimerizadoras (Coltolux 4 LCU e LEDs LCU) foram utilizadas e as resinas fotoativadas pelos tempos de 40, 60 e 40 segundos, respectivamente, de acordo com o fabricante, com uma ou outra unidade de polimerização. Foram confeccionados seis corpos-de-prova por grupo. A profundidade de polimerização foi medida pelo uso de um penetrômetro. A partir dos resultados encontrados, os autores puderam concluir que o LED LCU com uma irradiação de 64% da unidade LCU halógena mostrou uma profundidade de polimerização significativamente mais alta; o espectro da luz emitida pode ser considerado, juntamente à irradiação, como um indicador de sua efetividade e o uso da unidade LEDs pode apresentar um potencial para o uso na clínica, devido à efetividade não ser reduzida com o tempo, como acontece com a unidade de luz halógena.

Com o objetivo de estabelecer uma técnica eficaz empregando uma fonte de luz alternativa para a polimerização das resinas compostas, Kurachi<sup>39</sup> (2000) comparou pelo teste de microdureza *Vickers* a utilização de cinco dispositivos à base de LEDs, em arranjos de 2, 3, 4, 5 ou 6 unidades de LEDs, com o laser de argônio e um aparelho de luz halógena

convencional. Para isto, foram confeccionadas amostras de resina composta (Z-100) em diferentes espessuras (350, 1250 e 1800  $\mu\text{m}$ ), utilizando-se uma placa de aço inox e espaçadores metálicos. Sobre a resina composta foi posicionada uma lâmina de vidro com aproximadamente 1 mm de espessura sendo o conjunto pressionado até que a amostra adquirisse a espessura desejada. Em seguida, a amostra era fotoativada por uma das fontes utilizadas, ou seja, fonte de luz halógena convencional por tempo de 40 segundos e intensidade de luz de  $475 \text{ mW/cm}^2$ ; para os dispositivos de LEDs azul foram utilizados 5 tempos de exposição (20, 40, 60, 120 e 180 segundos) e para o laser de argônio, foi utilizado o tempo de 10 segundos, a uma intensidade de  $1000 \text{ mW/cm}^2$ . As amostras foram armazenadas em recipientes protegidos da luz, até que o teste de microdureza fosse realizado. Na superfície oposta à incidência da luz foram realizadas três impressões aplicando-se uma carga de 50 gramas durante 30 segundos, com a ponta piramidal para microdureza *Vickers*. Pelos resultados obtidos, o autor pôde concluir que: o laser de argônio utilizado com uma intensidade luminosa de  $1000 \text{ mW/cm}^2$  obteve valores de microdureza semelhantes ao da lâmpada halógena, em um menor tempo de exposição, ou seja, o laser aplicado durante 10 segundos, em comparação com os 40 segundos de exposição ao aparelho convencional. Os dispositivos à base de LEDs apresentados nesse trabalho necessitaram de maiores tempos de exposição para a polimerização da resina composta, em comparação com o laser de argônio e a lâmpada

halógena. Apesar do pico de emissão da luz emitida pelo LEDs azul coincidir com o pico de absorção da canfororoquinona, a intensidade luminosa obtida nos dispositivos montados foi muito inferior em relação à intensidade de luz das outras duas fontes utilizadas.

Com o objetivo de realizar uma revisão sobre aspectos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas, Althoff e Hartung<sup>1</sup> (2000) verificaram as necessidades clínicas e as novas técnicas relacionadas a melhor tecnologia para as próximas unidades de fotopolimerização. No que diz respeito, às características de uma unidade de fotopolimerização, estas deveriam utilizar mínima intensidade de luz, ou seja, seriam dependentes do comprimento de onda; reduzir o estresse interno propiciando à resina composta um tempo para acomodação antes do ponto gel ser atingido durante a cura, e apresentar limite máximo de intensidade, para limitar o aumento de temperatura, assim como a desativação da intensidade de luz dependente dos fotoiniciadores ativados. Baseados nessas observações, os autores puderam concluir que as comparações de diferentes tecnologias de gerações de luz demonstram que os sistemas LEDs apresentam-se mais próximos das configurações de novas formas de unidades fotoativadoras da reação de polimerização de resinas compostas, por apresentarem velocidades de conversão superiores, assim como por apresentar banda estreita de emissão espectral de luz e facilidade de manuseio, trabalhando



silenciosamente e ainda pela possibilidade de se utilizar baterias.

Jandt et al.<sup>37</sup> (2000) como primeiro objetivo, verificaram a hipótese de que a profundidade de polimerização e resistência à compressão de resinas compostas fotoativadas com uma unidade de fotopolimerização à base de diodo LEDs e uma unidade de luz halógena convencional, não diferem significativamente, e como segundo objetivo, verificaram as características da irradiação e o espectro da luz emitida por ambas as unidades fotopolimerizadoras. Para isto, os autores utilizaram uma única resina composta (TPH nas cores A<sub>2</sub> e A<sub>4</sub>), a qual foi fotoativada pelas duas unidades, durante 40 segundos. A profundidade de polimerização foi medida em 10 amostras com 4 mm de diâmetro e 8 mm de espessura, para cada cor, com auxílio de um penetrômetro. Para o teste de resistência à compressão, foram confeccionadas 6 amostras com 4 mm de diâmetro e 6 mm de espessura, também para cada cor do material. O teste de resistência à compressão foi determinado após 6 e 72 horas. Como resultados, os autores puderam observar que a unidade de luz halógena polimerizou a resina composta em maior profundidade. Porém, ambas as unidades promoveram polimerização em maior profundidade do que a recomendada pela ISO 4049 e pelo fabricante do material. No que diz respeito à resistência à compressão, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes para as amostras polimerizadas com uma ou outra unidade,

porém, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as amostras armazenadas por período de 6 e 72 horas e para as diferentes cores do material. O espectro de luz de ambas as unidades diferiram fortemente. Assim, os autores puderam concluir que a profundidade de polimerização e a resistência compressiva de uma resina composta, polimerizada pelas duas unidades de luz, excederam os valores recomendados pelas especificações do fabricante e pelas necessidades clínicas e que a unidade à base de diodo LEDs parece ter maior potencial para aplicação clínica futura, do que as unidades de luz halógena.

Com o objetivo de avaliar, por meio do teste de microdureza, a capacidade de polimerização em profundidade de um novo aparelho fotopolimerizador à base de LEDs à bateria (ULTRA BLUE III), Andrade et al<sup>2</sup>. (2001) confeccionaram corpos-de-prova utilizando a resina composta Herculite XRV Enamel na cor padronizada A<sub>4</sub>. Os autores utilizaram uma matriz metálica circular contendo orifício central com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura para confeccionar 5 corpos-de-prova por grupo, sendo fotoativados durante 40 segundos, totalizando 20 corpos-de-prova distribuídos em quatro grupos da seguinte forma: GRUPO I – Bateria totalmente carregada (T0); GRUPO II – Bateria 5 minutos fora do recarregador (T1); GRUPO III – Bateria 10 minutos fora do recarregador (T2) e GRUPO IV – Bateria 15 minutos fora do recarregador (T3). O teste de

microdureza foi realizado nas superfícies de topo (voltada à fonte de luz) e de base (oposta à fonte de luz), utilizando carga de 50 gf pelo tempo de 30 segundos. Foram realizadas 6 impressões para superfície de topo e base, totalizando 12 impressões por corpo-de-prova. Os resultados mostraram que o aparelho promoveu adequada polimerização tanto para a superfície de topo (voltada à fonte de luz) como para a superfície de base (oposta à fonte de luz) para todos os grupos investigados, demonstrando a eficiência desse novo aparelho à base de LEDs, podendo ser uma alternativa aos aparelhos que utilizam como fonte de luz, uma lâmpada halógena.

Com o propósito de verificar a profundidade de polimerização de uma unidade de fotoativação à base de LEDs em comparação a uma unidade de luz halógena, Frentzen et al.<sup>29</sup> (2001) confeccionaram 240 amostras com a resina composta Arabesk, nas cores A<sub>1</sub>, A<sub>2</sub>, A<sub>3</sub>, A<sub>3,5</sub>, B<sub>2</sub> e B<sub>3</sub>, apresentando 4 mm de diâmetro e 6 mm de espessura, sendo irradiadas durante 1 ou 3 minutos, utilizando uma fonte de luz halógena (Translux CL) ou uma unidade de luz à base de LEDs (Oshino Lamps). A irradiação de ambas as unidades de luz foi ajustada para 10,000. A temperatura foi mensurada durante a polimerização da resina composta em 10 amostras. Para todos os grupos testados, a profundidade de polimerização foi significativamente mais alta quando se utilizou a unidade de fotoativação à base de LEDs, em comparação à unidade de fotoativação halógena. No que diz respeito à

alteração de temperatura durante a fotoativação, os autores verificaram que não houve aumento estatisticamente significativo entre os grupos testados. Como conclusão, os autores relatam que a unidade à base de LEDs utilizada no presente trabalho, pode ser uma alternativa às unidades de fotoativação halógena e de laser.

Com o objetivo de comparar o grau de conversão e a mudança de temperatura de quatro resinas compostas híbridas, após fotoativação utilizando-se duas unidades halógenas e uma unidade LEDs, Knezevic et al.<sup>38</sup> (2001) utilizaram as seguintes resinas compostas: Tetric Ceram, Pertac II, Valux Plus e Degufill Mineral na cor padronizada A<sub>2</sub>. Os autores utilizaram como unidades de luz halógena os aparelhos Heliolux GTE (Vivadent) com intensidade de luz da ordem de 600 mW/cm<sup>2</sup> e Elipar Highlight (3M/ESPE) com intensidade de luz inicial de 100 mW/cm<sup>2</sup> (durante 10 segundos) e 700 mW/cm<sup>2</sup> (durante 30 segundos) e um LEDs com arranjo de 16 unidades com intensidade de luz de 12 mW/cm<sup>2</sup>. Para o teste de grau de conversão confeccionou-se amostras com 1 mm de espessura, sendo estas analisadas por espectroscopia infravermelha (FTIR). Para as medidas de mudança de temperatura, as amostras apresentavam a mesma espessura (1 mm), sendo, portanto, confeccionadas da mesma forma que para o teste de grau de conversão. A temperatura foi medida durante os 40 segundos de polimerização à temperatura ambiente utilizando-se um termistor com

extremidade fixada na superfície das amostras. Para cada resina composta, foram tomadas cinco medidas na superfície e no 1° mm de profundidade. Como resultados, os autores verificaram que houve um pequeno aumento nos valores de grau de conversão no caso da polimerização com níveis 66 vezes mais forte para unidade de luz halógena a qual demonstrou temperaturas duas vezes mais altas do que os LEDs azuis. A temperatura e o grau de conversão obtidos foram mais altos na superfície do que a 1 mm de profundidade, independente da unidade de luz utilizada. Baseados nos resultados encontrados, os autores concluíram que os LEDs são uma alternativa para polimerização promissora, apresentando como grande vantagem aos sistemas convencionais de luz halógena, a pequena mudança de temperatura que provoca nas resinas compostas, porém, para conseguir uma polimerização mais eficiente há necessidade de melhorar os parâmetros de operação dos LEDs.

Com o objetivo de pesquisar a eficiência de polimerização de aparelhos LEDs, Dunn e Bush<sup>20</sup> (2002), utilizaram dois aparelhos de luz halógena (Optilux 400 e 501/Demetron) e dois aparelhos LEDs disponíveis no mercado odontológico (Luma Cure/LumaLite e Versalux/Centrix) para polimerizar a superfície de 20 corpos-de-prova em resina composta microhíbrida (Z-250 - 3M/ESPE) e 20 em resina composta de micropartículas (Renamel/Cosmedent), totalizando 120 corpos-de-prova. Os corpos-de-prova

foram polimerizados durante 40 segundos, sendo medidos com um calibrador eletrônico digital, logo após a confecção, com a finalidade de assegurar uma espessura uniforme em  $2,1 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ . A superfície superior dos corpos-de-prova foi identificada com um marcador permanente, sendo na seqüência armazenados em recipientes escuros à prova de luz. Vinte e quatro horas, após a fotoativação foi realizado o teste de microdureza *Knoop* nas superfícies de topo e de base utilizando-se carga de 100 gramas durante 10 segundos. A relação, entre os valores obtidos na superfície de topo e na superfície de base, determinou a porcentagem de polimerização. Como resultados, os autores verificaram que a comparação entre as resinas compostas e os aparelhos fotopolimerizadores por meio de uma análise de variância bidirecional, indicou os efeitos principais significativos; para ambas as superfícies de topo e de base, a resina microhíbrida apresentou os maiores valores de microdureza independente do aparelho fotopolimerizador utilizado e quando se utilizaram os aparelhos de luz halógena obteve-se os maiores valores de microdureza, independente da resina composta utilizada e da superfície analisada. Com base nos resultados encontrados, os autores puderam concluir que os aparelhos LEDs disponíveis no mercado para polimerização de resinas compostas, ainda necessitam de melhorias para apresentarem-se tão eficientes quanto os aparelhos de luz halógena. Dessa forma os autores recomendam a necessidade de estudos adicionais a respeito dessas novas fontes de polimerização que são os LEDs.

Leonard et al.<sup>44</sup> (2002) se propuseram a comparar a eficiência de fotopolimerização de três unidades comerciais à base de LEDs em comparação a uma unidade de luz halógena. A intensidade e a emissão espectral de cada unidade LEDs foi comparada com a intensidade e a emissão espectral da lâmpada halógena nos intervalos de valores de intensidade espectral de 380 – 520 nm e 450 – 500 nm. Os resultados revelaram que o espectro de emissão dos sistemas LEDs se aproximaram mais intimamente do espectro de absorção da canforoquinona, o qual é o fotoiniciador mais comumente encontrado na composição das resinas compostas. Especificamente 78 a 95% do espectro de emissão das unidades LEDs comparado a 56% da luz halógena permaneceram no intervalo de 450 – 500 nm. Inversamente, a intensidade de luz nesse mesmo intervalo espectral de emissão, foi de 4 vezes maior para a unidade de luz halógena quando comparada com as unidades à base de LEDs puras. Como conclusões, as unidades do tipo LEDs necessitam de tempos maiores de irradiação para polimerizar 2 mm de espessura das resinas compostas.

Rastelli<sup>70</sup> (2002) avaliou a capacidade de polimerização, através da estrutura dental, de três diferentes fontes de luz (Halógena, Laser de Argônio e LEDs), por meio do teste de microdureza. Os corpos-de-prova foram confeccionados em uma matriz metálica circular contendo um orifício

na porção central com 4 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade. Utilizou-se a resina composta microhíbrida Charisma (Heraeus-Kulzer), na cor A<sub>2</sub>, para a confecção dos corpos-de-prova. Cinco corpos-de-prova foram confeccionados para cada situação diferente, perfazendo um total de 140 corpos-de-prova, distribuídos em 3 grupos da seguinte maneira: GRUPO I – fonte de luz halógena utilizada pelos tempos de exposição de 20 e 40 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,2 mm; 1,5 mm e 2,0 mm de faceta de estrutura dental; GRUPO II – fonte de luz de laser de argônio utilizada pelos tempos de exposição de 20 e 40 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,2 mm; 1,5 mm e 2,0 mm de faceta de estrutura dental e GRUPO III – fonte de luz à base de LEDs utilizada pelos tempos de 20, 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,2 mm; 1,5 mm e 2,0 mm de faceta de estrutura dental. Após a confecção dos corpos-de-prova, estes foram armazenados em estufa a 37°C durante 24 horas. Para o teste de microdureza *Vickers*, realizaram-se 12 impressões para a superfície de topo (voltada à fonte de luz) e 12 para a superfície de base (oposta à fonte de luz). Os dados foram submetidos à Análise Estatística de Variância ( $p < 0,05$ ). Os valores dos desvios padrão das medidas de microdureza foram menores do que 1% da média, indicando diferença estatisticamente significativa entre quase todos os grupos. Pelos resultados encontrados, o autor pode concluir que: 1) à medida que se aumentou a espessura da faceta de estrutura dental, houve um decréscimo



para os valores médios de microdureza, independente da fonte de luz utilizada; 2) quanto maiores os tempos de exposição, maiores foram os valores médios de microdureza, independente da fonte de luz utilizada; 3) a superfície de topo apresentou os maiores valores médios de microdureza, quando comparada à superfície de base, independente da fonte de luz utilizada; 4) a fonte de luz halógena promoveu uma profundidade de polimerização mais adequada, pela técnica trans-dental, quando comparada com as outras duas fontes de luz; 5) o laser de argônio, nos parâmetros utilizados em nosso trabalho, promoveu adequada polimerização pela técnica trans-dental, apenas na superfície de topo pelo tempo de 40 segundos e 6) a fonte de luz à base de LEDs, nos parâmetros utilizados em nosso trabalho, promoveu os menores valores de microdureza, quando comparada às fontes de luz halógena e de laser de argônio.

Com o objetivo de avaliar o grau de conversão e a mudança de temperatura em três diferentes resinas compostas, Tarle et al.<sup>87</sup> (2002) utilizaram um dispositivo LEDs experimental (Nichia) com intensidade de luz de 9 mW/cm<sup>2</sup>, um aparelho à base de plasma Apollo 95E (DMD) com intensidade de luz de 1370 mW/cm<sup>2</sup> e um aparelho halógena Elipar II (ESPE) com intensidade de luz de 560 mW/cm<sup>2</sup>. As resinas compostas Filtek Z-250 (3M), Tetric Ceram (Vivadent) e Pertac (ESPE), na cor padronizada A<sub>3</sub>, foram utilizadas na confecção das amostras para ambos os testes. Para o teste de

grau de conversão confeccionaram-se amostras com 2 mm de espessura polimerizadas por 20 e 40 segundos com todas as fontes de luz utilizadas nesse estudo. O grau de conversão foi medido por espectroscopia infravermelha (FTIR). Para medir a mudança de temperatura nas resinas compostas avaliadas foram confeccionadas amostras com 4 x 4 x 4 mm de espessura em um molde de teflon. A ponta de um termistor foi inserida na amostra de resina composta à profundidade de 2 mm do lado da frente da amostra. A mudança de temperatura foi medida por meio de um multímetro conectado ao software Metex. Os resultados revelaram valores de grau de conversão significativamente mais altos para a fonte de luz convencional, representada pelo aparelho halógena Elipar II (ESPE) quando comparado com as outras duas fontes de luz, entretanto, a mudança de temperatura foi significativamente mais baixa quando o dispositivo LEDs e o aparelho à base de plasma foram utilizados. Os autores ainda verificaram que existiu grande diferença nas intensidades de luz entre o dispositivo LEDs com apenas 9 mW/cm<sup>2</sup> comparado com o aparelho de plasma com 1370 mW/cm<sup>2</sup> e com o aparelho halógena com 560 mW/cm<sup>2</sup>. O pico de distribuição espectral do LED aproxima-se mais do pico de absorção da canforoquinona, esse fato provavelmente explica porque baixas intensidades de luz utilizadas para polimerização de resinas compostas promovem resultados similares aqueles polimerizados com lâmpadas de plasma.

Com o objetivo de comparar dois novos aparelhos à base de LEDs, Asmussen e Peutzfeldt<sup>5</sup> (2003), realizaram um estudo comparativo com aparelho de luz halógena convencional. Três diferentes resinas compostas foram utilizadas. As propriedades foram determinadas quanto à força flexural e modular determinadas pelo teste em três pontos de curvatura da amostra. A profundidade de polimerização foi avaliada pela remoção do material “solto” após a irradiação; a contração de polimerização foi avaliada com o método de “bonded-disk” e o grau de conversão foi aferido pelo método de Fourier (espectroscopia de infravermelho). Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que as propriedades de polimerização das resinas compostas após a fotoativação com LEDs foram iguais ou inferiores às propriedades das resinas compostas fotoativadas pela luz halógena. No entanto, os autores relatam que embora as unidades à base de LEDs tenha fotoativado as resinas, e estas apresentaram propriedades de resistência flexural e profundidade de polimerização inferiores em relação à luz halógena, os valores apresentados atendem às exigências da Organização dos Padrões Internacionais.

Com o objetivo de comparar o efeito de três aparelhos fotopolimerizadores sobre a microdureza *Vickers* da resina composta Filtek Z-250 (3M/ESPE), na cor B<sub>0,5</sub>, Cotrina et al.<sup>17</sup> (2003) utilizaram os aparelhos: GI - Curing Light 2500 (3M/ESPE – 775 mW/cm<sup>2</sup>); GII – LED Elipar FreeLight

(3M/ESPE – 609 mW/cm<sup>2</sup>) e GIII – LED Ultra Lume (Ultradent - 818 mW/cm<sup>2</sup>). Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se matrizes metálicas contendo uma cavidade interna com 2 mm de espessura e 5 mm de diâmetro, sendo fotoativados durante 40 segundos. Para cada grupo confeccionou-se 5 corpos-de-prova. Após a confecção, os corpos-de-prova foram armazenados em recipientes à prova de luz durante 24 horas. Após o período de armazenamento, realizou-se o teste de microdureza *Vickers* utilizando-se o microdurômetro MMT-3 *Digital Microhardness Tester Buehler*, empregando-se carga de 50 gf durante 30 segundos. Para cada superfície dos corpos-de-prova, topo e base, realizou-se quatro impressões, resultando em um total de 120 impressões. Após a obtenção das médias, de microdureza *Vickers*, para cada grupo nas superfícies de topo e de base, aplicou-se o teste ANOVA e o teste t. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos GI e GIII, quando comparados os valores obtidos para a superfície de topo com os valores obtidos na superfície de base ( $p < 0,05$ ). Quando comparados os valores de microdureza obtidos na superfície de topo com os três aparelhos utilizados, houve diferença estatisticamente significante entre GI e GIII e para a superfície de base entre GI e GII comparados com GIII ( $p < 0,05$ ). Baseados nos resultados obtidos, os autores puderam concluir que o aparelho de luz halógena proporcionou maiores valores de microdureza na superfície de topo, quando comparado com os aparelhos à base de LEDs, e para a superfície de base o

aparelho UltraLume proporcionou os menores resultados.

Com a finalidade de verificar a viabilidade do LED para fotopolimerização de um cimento de ionômero de vidro modificado por resina, Vitremer (3M/ESPE) nas cores A<sub>4</sub> e B<sub>2</sub>, Franco et al.<sup>28</sup> (2003) testaram a resistência à tração de espécimes confeccionados utilizando-se uma matriz de aço inoxidável formada por duas partes semelhantes, contendo uma abertura central na forma de um cone, com orifício central retentivo medindo 5,0 mm de diâmetro e 1 mm de profundidade. A inserção do cimento de ionômero de vidro foi feita em incremento único utilizando-se uma seringa do tipo Centrix, sendo fotoativado durante 40 segundos por uma fonte de luz halógena (aparelho XL-2500 – 3M/ESPE – 760 mW/cm<sup>2</sup>) ou por uma fonte de luz à base de LEDs (Ultraled – Dabi Atlante – 130 mW/cm<sup>2</sup>). Foram confeccionados 5 espécimes para cada grupo, fotopolimerizando o cimento da cor B<sub>2</sub> com LH (G1) e LED (G2), assim como para a cor A<sub>4</sub>, fotopolimerizando com LH (G3) e LED (G4). Após 10 minutos o conjunto foi adaptado a uma máquina de ensaios com velocidade de 0,5 mm/min até o momento da fratura do espécime, sendo determinados os valores de resistência à tração. As médias (kgf) e os desvios padrões foram: G1 – 5,50 ± 1,08; G2 – 5,50 ± 0,79; G3 – 5,84 ± 0,84 e G4 – 6,22 ± 1,08. Os dados foram submetidos à análise de variância a um critério ANOVA, seguido pelo teste de Tukey (p<=0,05). Baseados nos resultados, os autores puderam

concluir que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados, ou seja, o sistema LED utilizado foi eficaz na polimerização do cimento de ionômero de vidro modificado por resina, assemelhando-se ao sistema de luz halógena.

Com o objetivo de avaliar a capacidade de fotoativação de um aparelho halógena (Curing Light 2500-3M/ESPE) e um à base de LEDs (Ultrablue M1S-DMC/São Carlos) utilizadas na técnica de fotoativação trans-dental, Rastelli et al.<sup>71</sup> (2003), confeccionaram 80 corpos-de-prova com a resina composta P-60 (3M/ESPE) na cor A<sub>3</sub>, distribuídos em 16 grupos, utilizando-se matrizes metálicas circulares, contendo orifício central medindo 4 mm de diâmetro, 1 ou 2 mm de espessura, fotoativados pelos tempos de 40 e 60 segundos sem interposição de faceta de estrutura dental (grupo controle) e através de uma faceta de estrutura dental com 2 mm de espessura. Os corpos-de-prova foram armazenados em estufa a 37°C por 24 horas. Em seguida, realizou-se teste de microdureza *Vickers*, nas superfícies de topo e base (4 impressões por superfície) utilizando-se microdurômetro Micromet 2100 (Buehler). Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística de variância ( $p < 0,05$ ) verificando que os maiores valores de microdureza foram obtidos para a superfície de topo, independente da unidade fotoativadora, tempo de exposição e espessura de resina composta. Na superfície de base com 2 mm de espessura, somente o aparelho de luz halógena pelo tempo de

60 segundos foi capaz de polimerizar adequadamente pela técnica de fotoativação trans-dental. Pelos resultados obtidos concluiu-se que na técnica de fotoativação trans-dental deve-se diminuir a espessura do incremento de resina composta, quando utilizamos o aparelho à base de LEDs, e aumentar o tempo de exposição para 60 segundos quando trabalhamos com ambos aparelhos de fotoativação.

Com a proposta de avaliar um dispositivo original composto por LEDs para o estabelecimento de interfaces com sistema resinoso (Transbond – XT 3M/ESPE) na fixação de braquetes ortodônticos sobre o esmalte dental, Silva<sup>79</sup> (2003) avaliou um sistema LEDs por meio dos seguintes testes: mapeamento térmico, resistência à tração e cisalhamento (método ISO – TR/11405 1994) e a difusibilidade de luz. As interfaces adesivas esmalte – resina – braquete foram estabelecidas com a utilização de duas fontes de luz (sistema LEDs e luz halógena) e dois tempos de exposição (40 e 60 segundos). De acordo com os resultados do teste de mapeamento térmico, a luz halógena apresentou maior variação de temperatura em relação ao sistema LEDs, porém dentro do limite seguro. Em relação aos testes de resistência adesiva, o teste de tração apresentou valores médios baixos (luz halógena: 4,69 MPa e sistema LEDs: 3,22 MPa) para 40 segundos de exposição e valores médios superiores (luz halógena: 9,96 MPa e sistema LEDs 5,39 MPa) para o tempo de 60 segundos de exposição. No teste de

cisalhamento, o sistema LEDs apresentou aumento de resistência relativa ao aumento do tempo de exposição (40 segundos: 12,1 MPa e 60 segundos: 20,41 MPa). A luz halógena mostrou pequena diminuição (40 segundos: 13,89 MPa e 60 segundos: 12,92 MPa). A análise estatística (teste F) revelou significância para os fatores luz e tempo, assim como a interação dos mesmos ( $p < 0,01$ ). O padrão de fratura predominante em todo o experimento de resistência de união foi coesiva na resina e adesiva; o sistema LEDs não foi efetivo no teste de difusão da luz. Baseado nos resultados, o autor pode concluir que o dispositivo LEDs representa uma opção viável para a polimerização de resinas podendo ser melhorado e novamente avaliado.

Com a finalidade de verificar a efetividade de cura de dois aparelhos à base de LEDs e três aparelhos de luz halógena, Soh et al.<sup>84</sup> (2003) confeccionaram corpos-de-prova utilizando a resina composta Z-100 (3M/ESPE), na cor A<sub>2</sub>. Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes com 2, 3 e 4 mm de profundidade e 4 mm de diâmetro, interpondo-se duas tiras de poliéster entre a matriz, estando uma em contato com a superfície de topo e a outra com a superfície de base dos corpos-de-prova. Os autores utilizaram os seguintes aparelhos na fotoativação dos corpos-de-prova: Elipar Free Light (LED – 3M/ESPE) nos modos standard (FL1) e exponencial (FL2); GC e-Light (LED – GC Europe) nos modos pulse curing (EL1), standard (EL2), turbo (EL3) e soft-start curing A (EL4); Max (Halógena – Dentsply – Caulk) no modo standard (MX); Elipar TriLight (Halógena –



3M/ESPE) nos modos standard (TL1) e exponencial (TL2) e o aparelho Astralis (Halógena – Ivoclar/Vivadent) no modo high power (AS1). A efetividade de cura de cada aparelho utilizado, e seu respectivo sistema foram avaliados por meio do teste de microdureza *Knoop*, nas superfícies de topo e base dos corpos-de-prova, utilizando uma carga de 500 gramas durante 15 segundos. Os resultados obtidos mostraram que para todos os aparelhos utilizados, a efetividade de cura diminuiu com o aumento da profundidade da cavidade; diferenças significantes foram encontradas nos valores de microdureza nas superfícies de topo e base para os diferentes regimes de cura para a mesma unidade de luz utilizada e entre as unidades à base de LEDs e halógena; a cura com os modos EL resultaram em mais baixos valores de microdureza para ambas, superfícies de topo e base, em todas as profundidades, quando comparadas ao controle MX, o modo standard FL resultou em valores maiores de microdureza nas profundidades de 3 e 4 mm. A profundidade de cura com os aparelhos à base de LEDs foi, entretanto, um produto e modo dependente. Os autores concluíram que a profundidade de cura de alguns LEDs e seus modos de polimerização pode ser inferior à fonte de luz convencional.

Teshima et al.<sup>89</sup> (2003) realizaram um estudo com a finalidade de verificar, por meio do método de ressonância de elétrons, o comportamento dos fotoiniciadores CQ/DMPT e CQ/DMAEMA frente à utilização de três

diferentes fontes de luz, sendo uma unidade de luz à base de LEDs azuis e duas unidades à base de luz halógena. Os autores puderam verificar que o sistema de LEDs azuis apresentou melhor performance em relação às unidades halógenas utilizadas e no que diz respeito à energia de luz e a energia requerida para gerar uma quantidade determinada de radicais utilizando a unidade de LEDs, foi menor do que aquela necessária pelas unidades de luz halógena.

Com o objetivo de avaliar o aumento da temperatura provocado durante a fotoativação de resinas compostas, Uhl et al.<sup>92</sup> (2003) realizaram um estudo utilizando três diferentes resinas compostas (Z-100, Durafill e Soliter II) nas cores A<sub>2</sub> e A<sub>4</sub>, sendo fotoativadas pelo tempo de 40 segundos por duas unidades à base de LEDs (Free Light e protótipo LCU Custom Made) e duas unidades à base de luz halógena (Tree Light e Translux). O aumento da temperatura das resinas compostas foi registrado para um tempo de 60 segundos pela utilização de um termistor e observação por uma câmera de leitura espectral infravermelho de alta resolução (HRIR). Os fatores analisados, unidades de luz, resinas compostas e cor, apresentaram influências estatisticamente significantes no aumento da temperatura. O estudo demonstrou que a câmera (HRIR) representa um instrumento bastante útil para observação da variação de temperatura em corpos-de-prova pequenos. Esse estudo também demonstrou que as unidades à base

de LEDs representam uma alternativa viável às unidades de luz halógena na fotoativação das resinas compostas, devido à redução de temperatura provocada no interior das resinas compostas durante a fotoativação.

Com a finalidade de verificar a influência do tempo na dureza *Knoop* e na profundidade de polimerização de resinas compostas, Uhl et al.<sup>93</sup> (2003) utilizaram uma fonte de luz halógena (Elipar Trilight – 3M/ESPE)) e dois LEDs, sendo um aparelho LEDs comercialmente disponível (Elipar Freelight – 3M/ESPE) e outro LEDs um protótipo. Foram confeccionadas amostras utilizando-se as resinas compostas Z-100 e Spectrum (contendo canforoquinona), Definite e Solitare 2 (contendo co-iniciadores da canforoquinona). Para verificar a profundidade de polimerização das resinas compostas em questão, os autores confeccionaram 10 amostras, em matrizes metálicas com 4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento, para cada combinação entre resina, fonte de luz, modo de fotoativação e tempo de exposição (5, 10, 20 e 40 segundos). A profundidade de cura foi medida pela utilização de um penetrômetro. Para o teste de dureza confeccionou-se amostras utilizando-se uma matriz de poliacetato com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura para as mesmas interações. Dureza *Knoop* foi medida em ambas as superfícies de topo e de base com carga de 300 gf durante 15 segundos. Como resultados, os autores puderam verificar que o aparelho Elipar Trilight diferiu estatisticamente significativa na profundidade de

polimerização quando comparado com os aparelhos LEDs, independente da resina composta e do tempo de exposição.

Bennet e Watts<sup>12</sup> (2004), com o objetivo de verificar a eficiência de duas unidades de fotoativação à base de LEDs no que diz respeito ao seu espectro de emissão, irradiância e profundidade de cura em resinas compostas híbridas e modificadas, comparadas com uma unidade de fotativação de quartzo tungstênio halógena convencional, utilizaram Tetric Ceram (A<sub>3</sub>), Tetric Ceram HB (A<sub>3</sub>) e Tetric Ceram Bleaching (L). Para a fotoativação, os autores utilizaram dois LEDs, sendo: Elipar FreeLight – 1 LED (LED 1 - 3M/ESPE) e UltraLume – 2 LED ( LED 2 – Ultradent) e como fonte de luz halógena utilizaram o Optilight 500 (QTH 1 – Sybron Kerr). Para cada unidade de luz, os autores utilizaram um espectrofotômetro para medir o espectro e a irradiância das unidades de luz. A profundidade de cura foi medida com um penetrômetro digital calibrado como uma função da distância da unidade de fotoativação à amostra e pelos períodos de irradiação de 10, 20 e 40 segundos. Como resultados, os autores puderam verificar que todas as unidades LED 1, LED 2 e QTH 1 apresentaram um único pico sendo: 486,4 nm, 458, 2 nm e 495,2 nm respectivamente. Com relação à profundidade de polimerização, encontraram diferença estatisticamente significativa com os diferentes tempos de irradiação e com a distância da unidade de luz às amostras com ambas as unidades de fotoativação. A

redução na porcentagem dos valores de profundidade de cura resultante da irradiação LEDs *versus* halógena aumentou com a distância entre a unidade de luz e as amostras. Baseados nos resultados encontrados, os autores puderam concluir que: os LEDs apresentam uma energia eficiente para curar resinas compostas convencionais, mas tem uma baixa irradiação quando comparada com a unidade de luz halógena, tendo performance reduzida na profundidade de polimerização. Aumento nos parâmetros para promover maior irradiação do LED 1 pode ser o resultado da melhor performance.

Com o objetivo de avaliar a eficiência de um novo dispositivo LEDs na técnica de fotoativação trans-dental, quando comparado com um aparelho de luz halógena Rastelli et al.<sup>72</sup> (2004) utilizaram um aparelho de luz halógena (Curing Light 2500-3M/ESPE) e um dispositivo à base de LEDs (MMOPTICS) utilizados na técnica de fotoativação trans-dental. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova com a resina composta Filtek Z-250 (3M/ESPE) na cor padronizada A<sub>2</sub> distribuídos em 8 grupos, utilizando-se matrizes metálicas circulares, contendo orifício central medindo 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, fotoativados pelo tempo de 40 segundos sem interposição de faceta de estrutura dental (grupo controle) e através de uma faceta de estrutura dental com 1 mm; 2 mm e 3 mm de espessura. Os corpos-de-prova foram armazenados em meio seco, em estufa a 37°C durante 24 horas. Em seguida realizou-se teste de microdureza *Vickers*, nas superfícies de topo e

base (4 impressões por superfície) utilizando-se microdurômetro MMT-3 Microhardness Tester (Buehler). As médias de microdureza obtidas foram: L1T=73,1 e L1B=70,5; L2T=75,1 e L2B=66,8; L3T= 72,6 e L3B = 58,3; L4T = 69,7 L4B = 54,4; H1T = 68,4 e H1B = 65,7; H2T = 64,4 e H2B = 54,2; H3T = 64,0 e H3B = 48,8; H4T = 52,6 e H4B = 40,9. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística de variância ( $p < 0,05$ ) verificando que os maiores valores de microdureza foram obtidos para a superfície de topo, independente do aparelho fotoativador e espessura de resina composta. Pelos resultados obtidos concluiu-se que na técnica de fotoativação trans-dental deve-se diminuir a espessura do incremento de resina composta, quando utilizamos o aparelho de luz halógena; aumentar o tempo de exposição para 60 segundos quando trabalhamos com ambos os aparelhos de fotoativação e somente o dispositivo LEDs foi capaz de polimerizar adequadamente pela técnica de fotoativação trans-dental.

Com a finalidade de verificar a profundidade de cura e a microdureza *Vickers* de uma resina composta, Tsai et al.<sup>88</sup> (2004) utilizaram três aparelhos à base de LEDs e dois aparelhos de luz halógena para fotoativar a resina composta Z-250 (3M/ESPE) nas cores A<sub>3</sub>, B<sub>1</sub> e C<sub>4</sub>. Os aparelhos utilizados foram: E-Light (GC), Elipar FreeLight (3M/ESPE St Paul, MN, USA), 475H (RF Lab Systems, Nagano, Japan) comparados com um aparelho de quartzo tungstênio halógena de alta intensidade Demetron

Optilux 501 (Kerr, Orange, CA, USA) e uma lâmpada de quartzo tungstênio halógena convencional Sirona S1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany). Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizadas matrizes de alumínio com 2,5 mm de diâmetro e 10 mm de profundidade. A resina composta foi inserida na matriz e fotoativada durante 40 segundos com um ou outro aparelho com suas respectivas pontas afastadas 0,5 mm da resina composta. Imediatamente após a fotoativação dos corpos-de-prova, a resina não polimerizada foi removida utilizando-se uma espátula. O teste de dureza foi realizado a cada 1 mm de espessura das amostras. Como resultados, os autores puderam verificar que as lâmpadas halógenas QTH e HQTH promoveram a maior profundidade de polimerização; os três LEDs utilizados demonstraram performance similar com relação a todos os parâmetros e cada um excedeu o padrão ISO para profundidade de cura, exceto GCElight para a cor B<sub>1</sub>. Com relação ao fator cor, a luz LEDs promoveu maior profundidade de cura para A<sub>3</sub>, enquanto as lâmpadas halógenas QTH e HQTH promoveram maior profundidade de cura para C<sub>4</sub>. A dureza superficial da resina composta não foi significativamente diferente quando se utilizou LEDs ou fotopolimerizador convencional, entretanto, nas superfícies mais profundas a dureza reduziu mais rapidamente para os aparelhos à base de LEDs, principalmente nas profundidades de 3 mm. Pelos resultados encontrados, os autores puderam concluir que os aparelhos LEDs podem ser utilizados para fotopolimerização de resinas compostas, pois, promovem

profundidade de polimerização dentro dos padrões recomendados pela ISO.

Com a finalidade de verificar a influência do tipo de fonte de luz, utilizada na polimerização de resinas compostas e nas suas propriedades mecânicas, Uhl et al.<sup>94</sup> (2004) utilizaram uma fonte de luz à base de LEDs (LED63 prototype) e uma fonte de luz halógena (Trilight). Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se uma matriz de poliacetato com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. As resinas compostas testadas foram: Z-100, TPH Espestrum, Definite e Solitaire. Confeccionou-se 20 amostras para cada combinação de resina e fonte de luz. O topo das amostras foi coberto com uma tira de poliéster e as mesmas irradiadas durante 40 segundos com a fonte de luz à base de LEDs ou com a fonte de luz halógena. As amostras foram removidas do molde e o teste de microdureza foi realizado na metade das amostras após 5 minutos da irradiação e a outra metade analisada 5 dias após o armazenamento em corante em ambiente escuro a 37°C. A microdureza *Knoop* foi determinada nas superfícies de topo e base das amostras utilizando-se cargas de 200 e 400 gf. Como resultados, os autores encontraram que em geral a microdureza na base das amostras armazenadas curadas com LEDs foram as mesmas ou estatisticamente maiores que as amostras curadas com a fonte de luz halógena. A dureza *Knoop* no topo das amostras da resina composta Definite foi estatisticamente menos significante quando polimerizada com LEDs e fonte



de luz halógena. A carga teve uma diferença estatisticamente significativa nas medidas de microdureza da resina composta Z-100. A medida de dureza *Knoop* utilizando a carga de 400 gf aumentou estatisticamente significativa para todas as resinas compostas armazenadas por 5 dias, independente da fonte de luz utilizada. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que: o efeito pós-cura não pode compensar os baixos valores de microdureza de compósitos contendo co-iniciadores se polimerizados com LED ou fonte de luz halógena. A carga tem uma influência significativa nos valores de microdureza de compósitos podendo mascarar os resultados.

## *2) Propriedade química*

Söderholm<sup>80</sup> (1981) avaliou o efeito da água sobre a estabilidade química da interface matriz/partícula, de resinas compostas experimentais. Quatro formulações foram estudadas, com 40% em volume de partículas de vidro contendo sódio e tamanho variando entre 4 e 44  $\mu\text{m}$ , silanizadas ou não: duas formulações com matriz à base de polimetilmetacrilato (PMMA) e duas formulações com matriz à base de BIS-GMA e TEGDMA. Após a ciclagem compressiva sob 15 MPa e 45 MPa, com frequência de aproximadamente 1,2 Hz e imersão durante 80 dias, a análise dos elementos químicos presentes na água de armazenagem mostrou a perda de sódio para todos os materiais testados. O pH do meio de imersão aumentou progressivamente com o tempo, principalmente para as resinas à base de PMMA. Os compósitos com partículas silanizadas mostraram menor perda de íons  $\text{OH}^-$ , porém, a silanização não preveniu a perda dos elementos químicos. A ciclagem mecânica acelerou o processo de degradação, principalmente sob maior pressão.

Com o objetivo de investigar a variação da infiltração de silício através de resinas compostas armazenadas em água destilada, Söderholm<sup>81</sup> (1983) utilizou 4 resinas compostas: Concise, Profile, Silar (1 g de pasta base e 1 g

de pasta catalisadora) e Fotofil (2 g polimerizada por 4 x 60 segundos). Após a polimerização completa, os materiais foram transferidos para crisóis de porcelana para verificar o peso. Os crisóis contendo as resinas foram colocados em uma mufla e foram aquecidas a  $575 \pm 25^\circ\text{C}$  por 45 minutos. As amostras foram colocadas em um dessecador e pesadas próximo de 0,0001 g. A partir desses resultados, o peso da fração das partículas das diferentes resinas pôde ser determinado. A composição das partículas foi analisada por espectrografia de emissão óptica. Para análise da estrutura cristalina, amostras com 8 mm de espessura e 4 mm de diâmetro foram confeccionadas com as 4 resinas compostas avaliadas. Após a polimerização dos materiais, metade dos cilindros, foram polidos ao longo eixo pelo uso de lixas de granulação 180, 240 e 400 sob irrigação com água. As amostras foram analisadas por espectroscopia de difração de raio X. Para verificar a liberação de elementos (Al, B, Ba, Mg, Sb, Sr, Ti e Si), os autores confeccionaram amostras com as diferentes resinas compostas em discos circulares com 15 mm de diâmetro e 0,85 mm de espessura. Após a polimerização das resinas compostas, as amostras foram armazenadas em recipientes individuais com 10 ml de água destilada mantidas a  $60^\circ\text{C}$  por 30 dias. Ao final dos 30 dias, as amostras foram transferidas para outro recipiente contendo água destilada, sendo mantidas por mais 30 dias. Ao final dos 60 dias, ambos os recipientes de água destilada foram analisados por plasmaespectrometria com a finalidade de encontrar a concentração de

Al, B, Ba, Mg, Sb, Sr, Ti e S. Pelos resultados encontrados os autores puderam concluir que: a água destilada causa liberação do silício das partículas de carga das resinas compostas e que as partículas de quartzo são mais estáveis do que outras partículas de carga utilizadas em resinas compostas; essas diferenças causam diferenças na estrutura, composição, áreas de superfície expostas, difusão e aumento nas propriedades das matrizes; a teoria do stress-corrosão e a teoria baseada na concentração aumentada de hidroxila na interface partícula foram apresentadas para explicar porque as partículas são atacadas e esse ataque pode explicar porque, as resinas compostas, não tem resistência ao desgaste e apresentam tendência a mudar de cor com o tempo.

Söderholm et al.<sup>82</sup> (1984) discutiram o processo de degradação hidrolítica das resinas compostas e relacionaram o fenômeno à presença de fendas e rachaduras na matriz e ao deslocamento das partículas de carga. Para isto, armazenaram corpos-de-prova confeccionados com as resinas Class II, Isopast, P-10 e Profile, inicialmente em estufa a 37°C, durante 24 horas. Após este período de armazenamento, os corpos-de-prova foram imersos em 7 ml de água destilada durante 180 dias a 60°C. A cada 30 dias, a água foi renovada e analisada por espectrofotometria de absorção atômica. Ao final do experimento, a superfície dos corpos-de-prova foi avaliada em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados da análise

espectrofotométrica mostraram que a água reagiu com o silano e com as partículas de carga, liberando bário, estrôncio e silício, indicando a perda de união entre estas partículas e a matriz. A perda de silício foi proporcionalmente maior nos compósitos com partículas de vidro de estrôncio e ou bário (Profile e Class II), quando comparada àqueles compostos por quartzo ou sílica (P-10 e Isopast). A avaliação em microscopia eletrônica de varredura mostrou fendas e rachaduras em todas as resinas, porém, mais evidentes nos materiais Profile e Class II. Para os autores, a água presente no interior do material após absorção causaria o rompimento das ligações siloxanas entre a carga e a matriz, degradando também as partículas. A pressão osmótica criada na interface seria capaz de induzir a propagação de trincas e rachaduras na matriz do material.

Ferracane e Marker<sup>23</sup> (1992) avaliaram o efeito da água e de uma solução de etanol a 75% sobre a resistência à fratura de quatro resinas compostas fotopolimerizáveis experimentais. As resinas compostas foram preparadas com fase orgânica à base de BIS-GMA e TEGDMA (50/50%), utilizadas também nos grupos controles. Em dois grupos foram inseridas partículas de quartzo, sendo: G1: tamanho médio de 1  $\mu\text{m}$ , 80% em massa e G2: tamanho médio de 10  $\mu\text{m}$ , 80% em massa. Outros dois grupos continham partículas de vidro de bário, sendo um com tamanho médio de 2  $\mu\text{m}$ , 70% em massa e o outro com tamanho médio de 12  $\mu\text{m}$ , 70% em

massa. Como resultados, os autores verificaram uma redução estatisticamente significativa na resistência à fratura apenas nos corpos-de-prova mantidos na solução de etanol; análises da fratura em microscopia eletrônica de varredura, após períodos de imersão de 24 horas, 2 e 14 meses, mostraram a presença de fendas, para todos os materiais testados independente do meio de imersão, porém maior dissolução da matriz foi observada nos corpos-de-prova imersos na solução de etanol. Baseados nos resultados encontrados. Os autores demonstram que existe uma alteração na resistência à fratura e alguma degradação na interface matriz/partícula de carga, como tem sido observado ocorrer clinicamente após um longo período de tempo de exposição das resinas compostas a certos solventes utilizados na dieta alimentar humana.

Com a finalidade de verificar a liberação de elementos das partículas de carga de resinas compostas quando armazenadas em água destilada e saliva artificial, Söderholm et al.<sup>83</sup> (1996), utilizaram resinas compostas contendo matriz de BIS-GMA/TEGDMA e UEDMA/TEGDMA. Partículas de carga contendo vidros de sílica ou bário foram incorporadas à matriz resinosa. A silanização das partículas foi seguida pela secagem da partícula a 60°C por 24 horas. Metade das partículas silanizadas receberam tratamento, a calor no vácuo, adicional por 1 hora a 100°C. Um espécime por grupo foi armazenado em água destilada e outro em saliva artificial a 37°C. A

cada 30 dias durante 1 ano os espécimes foram transferidos para recipientes com água destilada ou saliva artificial. As soluções “velhas” foram analisadas por ICP para determinar a concentração de Si, Al e Ba. Análise de variância revelou que a solução de armazenamento, a composição da partícula de carga e o tempo total de armazenamento na solução afetaram a liberação ( $p < 0,0001$ ) em todos os casos. A média de liberação mensal de silício para compósitos com partículas de quartzo foi  $0,22 \pm 0,20 \mu\text{g} / \text{ml}$  (água destilada) e  $2,80 \pm 1,20 \mu\text{g} / \text{ml}$  (saliva artificial). Para os compósitos com partículas de carga de bário, os valores de liberação de silício foram  $0,73 \pm 0,48 \mu\text{g} / \text{ml}$  e  $5,00 \pm 2,20 \mu\text{g} / \text{ml}$  para água destilada e saliva artificial, respectivamente. A média mensal de liberação de bário foi  $2,00 \pm 1,00 \mu\text{g} / \text{ml}$  (água destilada) e  $3,10 \pm 1,80 \mu\text{g} / \text{ml}$  (saliva artificial). Pelos resultados encontrados, os autores puderam verificar que a maior diferença entre a liberação em saliva artificial e água destilada, bem como a interação entre a armazenagem e partícula causa dúvida na relevância clínica de estudos que utilizam água destilada.

Lee et al.<sup>41</sup> (1998) analisaram os componentes liberados por três resinas compostas quando expostas a diferentes meios. Os autores utilizaram as seguintes resinas compostas: Z-100 (3M/ESPE), Heliomolar (Ivoclar – Vivadent) e Marathon One (Den-Mat). Como meios de exposição, os autores utilizaram solução aquosa de etanol a 75%, considerado pela FDA como solvente universal, ácido acético a 99,9% e ácido propiônico a 99%,

usualmente produzidos pelo metabolismo das bactérias da placa bacteriana. Com o auxílio de aparelhos de cromatografia e espectrômetros de massa, os autores executaram um estudo qualitativo e quantitativo dos componentes liberados nas soluções, além de verificar a tensão de ruptura dos espécimes submetidos ao teste de tração diametral. Os autores puderam verificar que a menor quantidade e qualidade de componentes liberados ocorreram com a resina composta Z-100 nos diversos meios e que além disso, as propriedades de resistência à tração diametral foram menos atingidas também na resina composta Z-100 em relação aos outros compósitos estudados.

Com o objetivo de desenvolver novos dispositivos de geração de luz para a polimerização de resinas compostas dentais, Medeiros<sup>50</sup> (2001) verificou a viabilidade de um novo dispositivo à base de LEDs azuis, executando-se uma análise comparativa com o aparelho de polimerização convencional, lâmpada halógena, e o laser de argônio. Com a finalidade de validar esse novo dispositivo, executou-se teste de microdureza *Vickers* em espécimes de resina composta com diferentes espessuras, expostos a diferentes tempos de irradiação. Também se realizou teste de análise térmica com resolução temporal durante o processo de exposição à luz para polimerização, com a finalidade de verificar a variação térmica pulpar em terceiros molares recentemente extraídos. Na seqüência, determinou-se a



variação das propriedades de microdureza e resistência à tração diametral após armazenagem em alguns agentes químicos encontrados na cavidade oral. Pelos resultados obtidos, o autor demonstrou que o dispositivo LEDs apresenta-se viável para polimerização de resinas compostas, com algumas vantagens em relação às outras fontes de luz utilizadas para essa finalidade.

Okada et al.<sup>59</sup> (2001) realizaram um estudo com a finalidade de verificar o efeito da saliva e da água destilada utilizadas como meio de armazenamento e o efeito do tempo de armazenagem na microdureza superficial de quatro materiais fotopolimerizáveis. Os materiais utilizados foram: Fuji IX (FIX), Dyract (DR), Z-100 e Estio LC (ELC). Os espécimes foram confeccionados em uma matriz de acrílico contendo diâmetro interno de 6 mm e 1 mm de espessura preenchendo-se a porção interna das mesmas com os materiais manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes sendo, na seqüência, imersos em água destilada ou saliva humana a 37°C. Os valores de microdureza *Vickers* foram obtidos 1, 7, 20 e 40 dias após os materiais terem sido manipulados. A carga utilizada para impressão foi de 100 ou 300 g na superfície durante 15 segundos. Dois métodos para caracterização foram utilizados nesse trabalho: espectroscopia infravermelho de raios X (XPS) para composição química da superfície e microanálise de sonda eletrônica (EPMA) para análise do perfil interno. Como resultados os autores puderam verificar que apenas para o grupo em

que se utilizou o cimento de ionômero de vidro Fuji IX, os valores de microdureza não aumentaram com o tempo em ambos os meios de armazenamento, água destilada ou saliva artificial. A média de aumento dos valores de microdureza foi mais alta quando armazenado em saliva artificial, quando comparada com a água destilada. Após 40 dias de armazenamento em saliva, os valores de microdureza para o material Fuji IX aumentaram cerca de 39%. O aumento para armazenamento em saliva para os materiais Dyract foi de 22%, Estio LC 16% e Z-100 3%, comparados a um dia de armazenamento em água destilada. Os picos de Ca e P causados pelo armazenamento em saliva artificial foram detectados pelas análises de XPS e EPMA, mas esses picos não foram observados em nenhuma das resinas compostas bem como, nas resinas compostas modificadas por poliácidos pela análise EPMA. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que a saliva apresenta um efeito notável no aumento dos valores de microdureza principalmente para o material Fuji IX.

Com o objetivo de quantificar as alterações na dimensão (vol.%), no peso ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) e na solubilidade ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) de materiais restauradores à base de resinas compostas, Martin et al.<sup>49</sup> (2003), confeccionaram 72 discos em um molde de aço inoxidável com 10 mm de diâmetro e 1 mm de espessura, sendo 12 amostars por grupo, utilizando as seguintes resinas compostas: Definite (ormocer), Ariston pHc (resina composta que libera íons), Solitaire e

Surefil (resinas compostas condensáveis), Pertac II e TPH Spectrum (resinas compostas híbridas). As amostras foram fotopolimerizadas com um aparelho de luz halógena convencional (Kulzer Translux), sendo aferido periodicamente com um radiômetro. Todas as amostras foram conservadas a seco em uma câmara desecadora a 37°C por 48 horas. Em seguida, duas amostras foram mantidas na câmara desecadora para atuar com grupo controle, cinco amostras conservadas em água ionizada e as outras cinco amostras armazenadas em saliva artificial a 37°C. O diâmetro de cada disco de resina composta foi medido automaticamente através de 200 pontos pela rotação através de um feixe de laser micrométrico. Essas medidas juntamente com as medidas de peso, foram tomadas a intervalos acima do período de 64 dias. O valor de equilíbrio, em tempo não definido, o grau de mudança e o equilíbrio da solubilidade foi calculado para cada material. Como resultados, os autores observaram que em 64 dias a média de mudança dimensional (vol.%) após a imersão em água variou entre 0,15% ( $\pm 0,05$ ) para a resina Pertac II a 2,39% ( $\pm 0,6$ ) para a resina Ariston pHc. Os valores de alterações dimensionais (vol.%) para as amostras imersas em saliva artificial foram significativamente diferentes apenas para a resina Solitaire ( $p < 0,05$ ). Alterações nos valores de peso ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ), foram significativamente diferentes ( $p < 0,05$ ) de acordo com a solução de imersão para as resinas Solitaire, Ariston pHc e Surefil. Em 64 dias todas as amostras ganharam peso com exceção da resina Ariston pHc que perdeu 20,57

$\mu\text{g}/\text{mm}^3$  ( $\pm 6,46$ ). Apenas as amostras imersas em água ionizada mostraram alguma dissolução significativa do material com valores de solubilidade variando acima de  $32,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  ( $\pm 2,7$ ) para a resina Ariston pHc. Dessa forma, pelos resultados obtidos os autores puderam concluir que as resinas compostas disponíveis variam significativamente o grau de expansão após a inserção demonstrando uma necessidade de rever o consenso entre fabricantes como os valores mais desejáveis, os quais deveriam ser atendidos. A natureza da solução de imersão em estudos in vitro desta natureza tem um efeito distinto nos resultados obtidos por algumas resinas compostas.

Com o objetivo inicial de demonstrar como a saliva artificial a  $37^\circ\text{C}$  é essencial como um meio clínico para teste de materiais restauradores à base de resina composta, Musange e Darvell<sup>55</sup> (2003), analisaram também o efeito de outros meios de armazenamento em comparação à saliva artificial, sendo: dessecção, exposição à atmosfera laboratorial, ambiente com alta umidade, vapor de água saturado e água deionizada. Os autores confeccionaram amostras medindo  $26 \times 1,5 \times 1,0 \text{ mm}^3$ , utilizando as resinas compostas Heliomolar Radiopaque (HR) e Tetric Ceram (TC), sendo fotopolimerizadas em 5 pontos durante 60 segundos em cada ponto. As amostras foram aleatoriamente distribuídas em seis grupos. ENSAIO 1: um grupo de cada material foi exposto primeiro ao ar atmosférico a  $24^\circ\text{C}$ ,  $\sim 50\% \text{ RH}$  ( $^{24}\text{WV}_{50}$ ),

então ao vapor de água a 37°C ~ 97% RH ( $^{37}WV_{97}$ ), e então imersos em água deionizada 37°C ( $^{37}DW_{37}$ ); ENSAIO 2: utilizou três grupos de cada material, um exposto primeiro a  $^{37}WV_{97}$ , seguido por  $^{37}DW$ , e os outros dois foram imediatamente imersos  $^{37}DW$  ou saliva artificial  $^{37}AS$ . ENSAIO 3: dois grupos de cada material foram dessecados no vácuo a 37° C, então expostos a 37° C ~ 100% RH ( $^{37}WV_{100}$ ), então imersos em  $^{37}DW$  ou  $^{37}AS$ . ENSAIO 4: quatro grupos de HR foram tratados similarmente ao ensaio 3, um foi sob dessecção e o outro em  $^{37}WV_{100}$  para o período remanescente. Testes de resistência flexural (F), módulo flexural (E) e a energia total para a falha (W) foram realizadas no final dos ensaios 2-4. Como resultados, os autores verificaram que a absorção do meio foi substancial em  $^{24}WV_{50}$  (c.0,2%), menos de 40% do que em  $^{37}DW$  (HR:c.0,7%, TC:c.0,5%); a saturação foi alcançável em  $^{37}WV_{100}$ ; a perda de massa na dessecção foi (HR c.0,4-0,5%, TC:c.0,25%) foi reversível em  $^{37}WV_{100}$ ; existiu algum efeito significativo das condições de exposição nas propriedades mecânicas (e.g. F para HR: após dessecção ,  $85,7 \pm 1,4$  MPa; após  $^{37}WV_{100}$   $73,2 \pm 3,6$  MPa;  $p < 0,0002$ ); após um rápido ganho de massa, existiu uma perda gradual em ambos  $^{37}DW$  e  $^{37}AS$ , para ambos os materiais , mais levemente em  $^{37}AS$  do que  $^{37}DW$ . Baseados nos resultados, os autores puderam concluir: a absorção do vapor de água é substancial, conseqüentemente atenção deve ser tomada no meio de trabalho no laboratório e as condições de armazenagem e teste. Com isso, existe a necessidade de padronizar as condições de teste. Com relação

às condições orais normais, imersão imediata em saliva artificial a 37°C é o tratamento preferido para esses materiais. Assim, no mínimo a temperatura, a umidade relativa e a duração deveriam ser consideradas para auxiliar na interpretação e comparação entre estudos.

Com o objetivo de determinar a influência da polimerização na resistência à degradação química de uma resina composta (Z-100 - 3M/ESPE) por vários líquidos que simulam a dieta alimentar, Yap et al.<sup>100</sup> (2003), confeccionaram amostras medindo 8 mm de comprimento, 4 mm de largura e 2 mm de profundidade. As amostras foram fotopolimerizadas pelos sistemas: halógeno Trilight (3M/ESPE) e LEDs (Elipar FreeLight – 3M/ESPE), ambos utilizados pelos métodos standard e exponencial. Assim, para o aparelho de luz halógena HS – 800 mW/cm<sup>2</sup> durante 40 segundos (convencional), HE – 100 a 800 mW/cm<sup>2</sup> durante 15 segundos e 800 mW/cm<sup>2</sup> durante 25 segundos, LS – 400 mW/cm<sup>2</sup> durante 40 segundos e LE – 0 a 400 mW/cm<sup>2</sup> durante 12 segundos e 400 mW/cm<sup>2</sup> durante 28 segundos. As amostras foram aleatoriamente divididas em cinco grupos de nove amostras, sendo cada grupo exposto aos seguintes meios de armazenamento durante uma semana a 37°C: água destilada, 50% de solução aquosa de etanol, etano e ácido cítrico. Como grupo controle foram utilizadas amostras armazenadas ao ar. Passado o período de armazenamento, os autores realizaram o teste de microdureza *Knoop*

utilizando carga de 500 gf pelo tempo de 15 segundos. Em seguida foram calculadas as médias de microdureza/microdureza de deterioração foram subseqüentemente computadas e sujeitas à análise estatística utilizando os testes Anova/Scheffe's ( $p < 0,05$ ). Como resultados, os autores puderam observar diferenças estatisticamente significantes nos valores de microdureza e microdureza de deterioração para as quatro técnicas de fotopolimerização após entre os meios de armazenamento utilizados (água destilada, solução aquosa de etanol a 50%, etano e ácido cítrico) e o ar; após o período de armazenamento em água destilada e ácido cítrico, as amostras polimerizadas com o aparelho de luz halógena pelo método exponencial, resistiram mais significativamente ao desgaste, quando comparadas com as amostras polimerizadas com o aparelho de luz halógena pelo método standard e pelo aparelho LEDs por ambos os métodos, standard e exponencial. Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que a resistência à degradação química por substâncias encontradas na dieta alimentar é dependente do tipo de aparelho fotopolimerizador, bem como do método utilizado na fotopolimerização.

### *3) Utilização de corantes no estudo da profundidade de polimerização*

Com a finalidade de verificar os fatores que interferem no grau de polimerização de resinas quimicamente e foto ativadas através da imersão dos corpos-de-prova em solução de corante Astra Blue, Gee et al.<sup>33</sup> (1984), confeccionaram corpos-de-prova medindo 5x5 mm, sendo alguns confeccionados em incremento único e outros em 2 incrementos. As resinas quimicamente ativadas levaram 10 minutos para sua polimerização, e as fotoativadas foram irradiadas com luz visível por 20 ou 40 segundos. Posteriormente, os corpos-de-prova foram fraturados por tensão em direção axial, obtendo-se duas metades, os quais foram expostos por menos de 2 minutos em solução de corante Astra Blue em metanol diluído em 20 partes de água. Logo após a imersão no corante, os corpos-de-prova foram lavados em água corrente. As superfícies internas dos corpos-de-prova foram avaliadas por estereomicroscopia com o propósito de determinar as regiões polimerizadas de forma incompleta. Como resultados, os autores verificaram que a polimerização das resinas de micropartículas foi menor do que a polimerização das híbridas; nas resinas quimicamente ativadas, ficou evidente a presença de corante nos lugares onde a resina não foi bem misturada. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que a técnica de pigmentação com Astra Blue permite observar a polimerização incompleta das resinas compostas; embora a natureza da união entre o



corante e os grupos sem reagir do BIS-GMA e TEGDMA da matriz de resina não foi estudada, os autores acreditam que houve uma forte ligação entre as suas moléculas uma vez que a presença do corante persistiu mesmo após os corpos-de-prova terem sido lavados com água.

Com o propósito de investigar in vitro o efeito de alguns corantes, utilizados na detecção de cárie, sobre materiais restauradores, Zandoná et al.<sup>97</sup> (1997), confeccionaram trinta e seis (36) amostras em uma matriz plástica medindo 9,5 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura. As amostras foram confeccionadas em resina composta (TPH – A<sub>2</sub>), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Photac - Fil Applicap – A<sub>2</sub>/L), cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac Fil - A<sub>2</sub>/L) e porcelana (Vita A<sub>2</sub>), submetendo-as à imersão nos seguintes corantes: 0,01M ou 0,0015 M de pirometano 556 por 30 e 60 segundos respectivamente e lavadas posteriormente com etanol a 25% ou 0,0018 M de fluorescina de sódio durante 60 segundos e lavadas em água corrente. Além disso, nos mesmos intervalos de tempo, foram captadas imagens das amostras com auxílio de uma câmera CCD e um filtro de 520 nm, sendo as amostras excitadas com laser de argônio, para serem analisadas pela fluorescência, utilizando métodos computadorizados (cálculo da média do nível cinza e histogramas). Como resultados, os autores verificaram que houve diferença na mudança de cor, estatisticamente significativa (ANOVA p<0,05) para ambos os

cimentos de ionômero de vidro, imediatamente após a imersão no corante, contudo esse efeito foi revertido após 1 hora de armazenamento em água; da mesma forma, a intensidade da fluorescência foi inversamente proporcional ao tempo de armazenamento em água. Pelos resultados encontrados, os autores puderam concluir que: a exposição de materiais restauradores a esses corantes não deixam mudanças prolongadas de cor visualmente detectáveis.

Com o propósito de verificar a incorporação de novas tecnologias na detecção de lesões cariosas, Figueiredo<sup>25</sup> (2003) analisou o uso da fluorescência no diagnóstico da cárie. De acordo com o autor, deve ser analisado o espectro de fluorescência como um todo e não a fluorescência em um único ponto, pois, todos os comprimentos de onda na fluorescência contêm a informação mais precisa sobre a existência ou não de cárie. Assim, nesse trabalho descrevemos uma maneira de processarmos a fluorescência para diagnosticar com maior precisão a existência de cárie, e para isto, estudamos o comportamento da fluorescência no esmalte e dentina sadios e dentina cariada por meio de duas formas de processamento dessa fluorescência, sendo primeiramente por meio da razão do pico elástico pelo pico inelástico e a razão da área inelástica pela área elástica. Para isto, o autor utilizou dentes que apresentavam esmalte e dentina sem cárie e uma face com dentina cariada, os quais foram excitados com três fontes de laser

com 442 nm, 532 nm e 632 nm. Foi possível determinar que os três comprimentos de onda foram eficientes na detecção de cárie, porém, quando os tecidos foram excitados com 442 nm e 632 nm os resultados demonstraram os melhores contrastes, além disso, apresentamos um segundo experimento, onde medimos a fluorescência do esmalte sadio com o aparelho comercial Diagnodent antes e depois da irradiação com o laser de Er:Yag e pudemos demonstrar que o aparelho apresenta erros nessas medidas acusando cárie em esmalte sadio irradiado com o laser, significando um problema quando a fluorescência é captada em um único comprimento de onda.

Com a finalidade de demonstrar a utilização de um corante fluorescente, rodamina 6G, na avaliação da profundidade de polimerização e vulnerabilidade físico-química de resinas compostas, Andrade<sup>3</sup> (2004), confeccionou amostras em uma matriz metálica com 4 mm de diâmetro e 4 mm de espessura utilizando três diferentes resinas compostas, sendo: Filtek A110 (3M/ESPE), Z-100 (3M/ESPE) e P-60 (3M/ESPE) fotoativadas por uma lâmpada halógena, aparelho e por um sistema LEDs, aparelho. Como tempos de exposição utilizou-se 40 60 segundos. Após a confecção, as amostras foram imersas em solução de rodamina 6G a 0,1% em etilenoglicol durante 0, 24 e 48 horas. Passados os períodos de imersão, obteve-se uma fatia de resina composta com 1,5 mm de espessura de cada amostra, com o

intuito de traçar o perfil espacial de fluorescência, bem como calcular o coeficiente de difusão. Como resultados, o autor verificou que a resina composta híbrida Z-100 teve os menores valores de difusão, quando comparadas com as resinas A110 e P-60; além desse achado, houve uma tendência da difusão diminuir com o aumento do tempo de imersão de 24 para 48 horas, bem como quando se aumentou o tempo de exposição de 40 para 60 segundos e a lâmpada halógena determinou difusão significativamente menor nos corpos-de-prova. Baseado nos resultados, o autor pôde concluir que a difusão do corante, para o interior da resina composta, é influenciada por fatores que interferem na polimerização das mesmas, e quanto menos polimerizada, mais rápida será a difusão do corante estudado.

*Proposição*

O propósito desse trabalho foi avaliar, por meio dos testes de dureza e de espectroscopia de fluorescência, a capacidade de polimerização de um aparelho de luz halógena e um dispositivo LEDs utilizando-se a técnica de fotoativação trans-dental, em função dos seguintes fatores:

- 1) Espessura da faceta de estrutura dental (0 mm; 1,0 mm; 2,0 mm e 3,0 mm);
- 2) Tempo de exposição (40 e 60 segundos);
- 3) Meios de armazenamento (seco por 24 horas e 30 dias; água destilada por 30 dias; saliva artificial por 30 dias; ácido acético a 10% por 30 dias e rodamina 6G por 24 horas);
- 4) Profundidade do material (superfície de topo/0 mm e superfície de base/2 mm).

## *Material e método*

## 1. *Material utilizado:*

Para o desenvolvimento dessa metodologia utilizamos uma única resina composta fotopolimerizável, microhíbrida Filtek Z-250\* (3M/ESPE), na cor padronizada A<sub>2</sub>, cujas características são apresentadas no Quadro 1.

**Quadro 1 - Características da resina composta Filtek Z-250 (3M/ESPE)**

| Composição da matriz      | Composição das partículas | Tamanho médio das partículas | Quantidade em volume das partículas |
|---------------------------|---------------------------|------------------------------|-------------------------------------|
| BISGMA<br>UDMA<br>BIS-EMA | Zircônia/Sílica           | 0,19 um<br>a<br>3,3 um       | 60,0 %                              |

\*Z-250- Resina composta para restaurações de dentes anteriores e posteriores (3M/ESPE). Lote n° 1370A<sub>2</sub> – 3WH.

## 2. *Aparelhos fotopolimerizadores utilizados:*

Para o procedimento de fotoativação da resina composta utilizaram-se duas fontes de luz diferentes, sendo: **2.1) Fonte de luz Halógena - aparelho Curing Light 2500\*** (Figura 1) apresentando ponta ativa com diâmetro de 0,8 cm, potência de 320 mW, intensidade de luz de 675 mW/cm<sup>2</sup> e comprimento

\* Aparelho Curing Light 2500 (3M/ESPE).



de onda de 487 nm (pico máximo). Nas Figuras 3, 5 e 7, verificamos a ponta ativa do aparelho de luz halógena.



FIGURA 1 - Aparelho Curing Light 2500.

**2.2) Fonte de luz à base de LEDs – Dispositivo LEDs\*** (Figura 2) apresentando ponta ativa com diâmetro de 1cm, potência de 270 mW; intensidade de luz de 270 mW/cm<sup>2</sup> e comprimento de onda da ordem de 458 nm (com variação de  $\pm 20$  nm). Esse aparelho também foi utilizado pelos tempos de exposição de 40 e 60 segundos. Nas Figuras 4, 6 e 8 verificamos em detalhe a ponta ativa do dispositivo LEDs.

\*Dispositivo LEDs (MM Optics-São Carlos/SP).



FIGURA 2 - Dispositivo LEDs.

## *2.1) Diferenciação entre fonte de luz halógena e fonte de luz à base de leds:*

### *a) Fonte de luz halógena:*

A luz emitida por um aparelho de luz halógena é produzida pelo aquecimento de um filamento de tungstênio através da passagem de uma corrente elétrica. De acordo com as leis da Física, dependendo da temperatura alcançada pelo filamento temos a emissão de um determinado comprimento de onda do espectro. Quando a temperatura atinge em torno de 3000°C, o filamento começa a emitir luz no intervalo visível, porém, esta luz apresenta um espectro de emissão largo, ou seja, emite vários componentes de comprimentos de onda e nesse intervalo, naturalmente está contida a porção azul. Portanto, para selecionar somente esta porção azul do espectro, utiliza-se um sistema de filtros ópticos e especiais que bloqueiam os comprimentos de onda indesejáveis e deixam transmitir a porção azul. (Tuboy,<sup>90</sup> 2003).

### *6) Fonte de luz à base de LEDs:*

O LED é um dispositivo semicondutor, composto por várias camadas de semicondutores dopados adequadamente, os quais emitem luz quando uma tensão é aplicada entre as camadas. É um componente eletrônico moderno, semelhante aos lasers de diodo ou lasers semicondutores utilizados em diversas áreas como laserterapia de baixa potência, aparelhos de CD e DVD, leitores de código de barra, etc. Os LEDs azuis utilizados no processo de fotoativação de resinas compostas foram desenvolvidos em 1993 quando a empresa Nichia Corp. do Japão anunciou o desenvolvimento do primeiro LED emitindo luz no espectro azul com intensidade comercialmente significativa. A composição desses LEDs é de InGaN (Índio, Gálio e Nitrogênio) (Tuboy,<sup>90</sup> 2003).



FIGURA 3 - Detalhe da ponta ativa do aparelho de luz halógena.



FIGURA 4 - Detalhe da ponta ativa do dispositivo à base de LEDs.

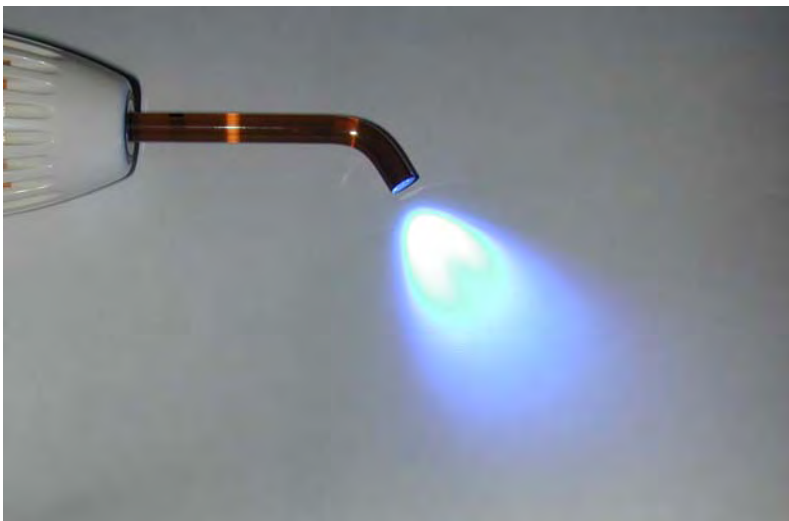


FIGURA 5 - Detalhe do aparelho Curing Light 2500 em funcionamento.



FIGURA 6 - Detalhe do dispositivo LEDs em funcionamento.

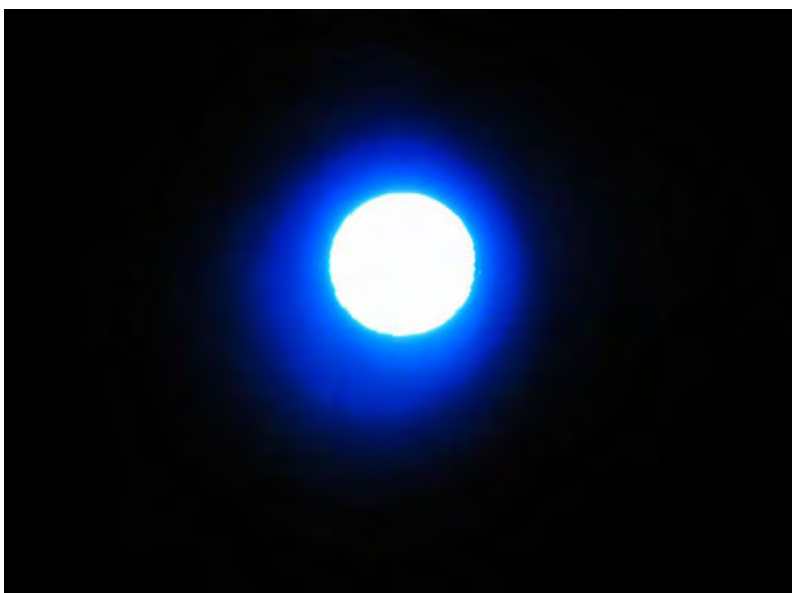


FIGURA 7 -Detalhe da ponta do aparelho Curing Light 2500 em funcionamento.



FIGURA 8 - Detalhe da ponta do dispositivo LEDs em funcionamento.

Com o objetivo de verificar o espectro de emissão do aparelho de luz halógena e do dispositivo LEDs utilizados no presente trabalho, utilizou-se um espectrofotômetro USB 2000\* (Figura 9), o qual contém uma célula fotossensível e sobre essa fotocélula posicionou-se a ponta ativa das fontes de luz utilizadas, registrando, dessa forma, o espectro de emissão. No gráfico representado na Figura 10 verificamos o espectro das fontes de luz utilizadas e seus picos máximos de emissão. Aonde o aparelho Curing Light 2500, fonte de luz halógena, apresentou pico máximo em 487 nm (nanômetros) e o dispositivo LEDs apresentou pico máximo em 458 nm (nanômetros).



FIGURA 9 - Espectrofotômetro utilizado.

\* Espectrofotômetro USB 2000 (Ocean Optics Inc.)



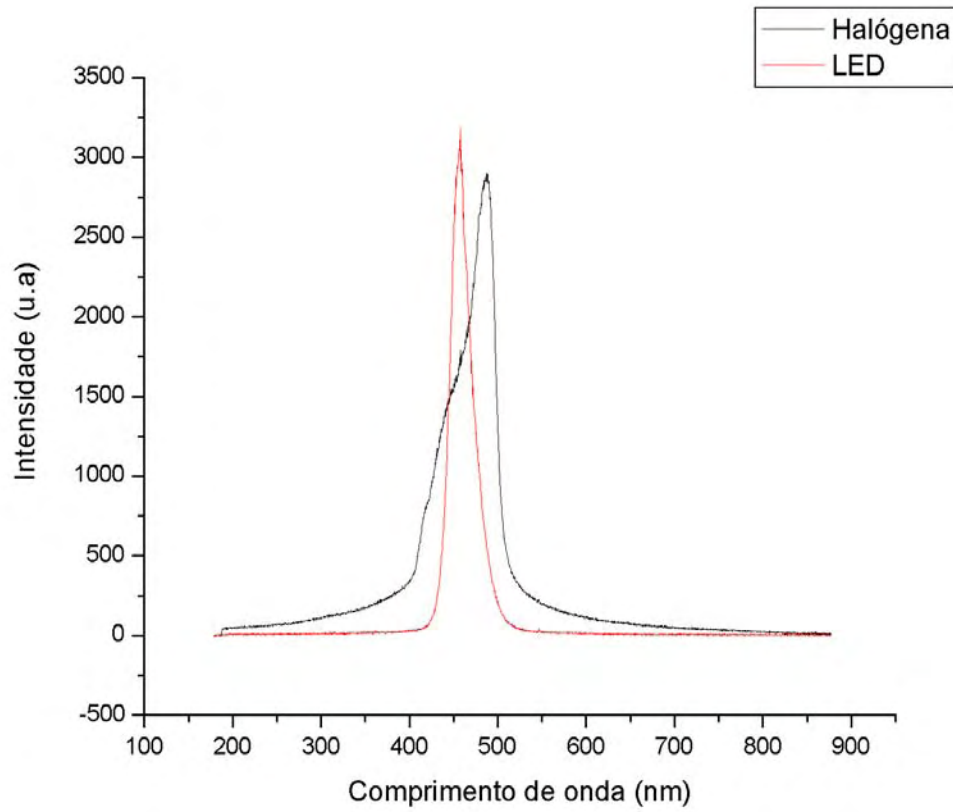


FIGURA 10 - Gráfico demonstrativo do espectro de emissão do aparelho de luz halógena e do dispositivo LEDs utilizados.

Para medirmos a potência do aparelho de luz halógena e do dispositivo LEDs, utilizou-se um medidor de potência denominado Fieldmaster\* (Figura 11). Nas figuras 12 e 13 verificamos em detalhe a medida da potência do aparelho de luz halógena e do dispositivo LEDs, respectivamente.



FIGURA 11 - Medidor de potência utilizado.

\* Medidor de potência Fieldmaster (Coherent).



FIGURA 12 - Medida da potência do aparelho de luz halógena.



FIGURA 13 - Medida da potência do dispositivo LEDs.

Na etapa de fotoativação das amostras, o aparelho de luz halógena Curing Light 2500 foi utilizado em condições normais de operação, ou seja, a sua intensidade de luz da ordem de  $675 \text{ mW/cm}^2$  permaneceu inalterada. Posteriormente, com a finalidade de estabelecer uma comparação com o dispositivo LEDs em condições normais de operação, o aparelho Curing Light 2500 teve sua intensidade de luz alterada por meio de um variador de voltagem\*, para que a sua intensidade ficasse igual ao valor da intensidade de luz do dispositivo LEDs, ou seja,  $270 \text{ mW/cm}^2$  (Figura 14). As características de operação desse variador são: entrada – 220 V e 60 Hz, saída – 0 a 240 V, sendo 6.3 A (máxima) e 1.5 kva (máxima).

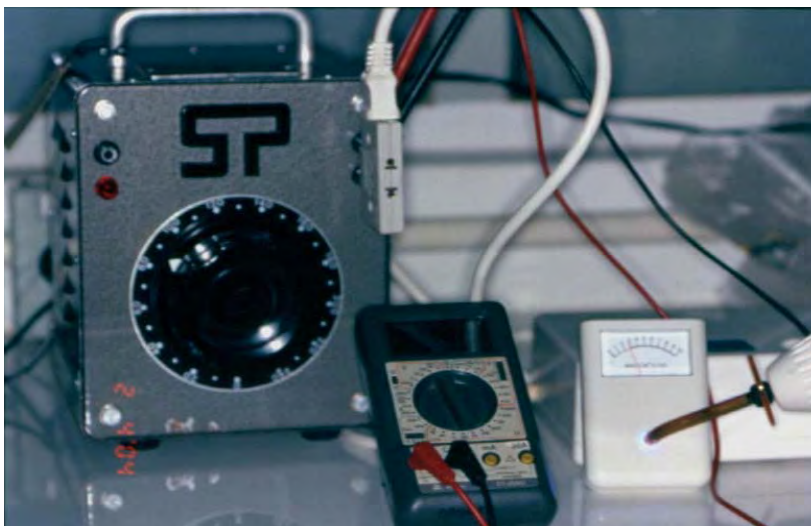


FIGURA 14 - Aparelho de luz halógena acoplado ao variador de voltagem.

\* (STP – Sociedade Técnica Paulista Ltda/ Indústria Brasileira – São Paulo).

### *3) Obtenção das facetas de estrutura dental:*

Para todas as avaliações feitas nesse trabalho, utilizamos as mesmas facetas de estrutura dental obtidas da seguinte maneira: foram selecionados três terceiros molares inferiores, recentemente extraídos\* e livres de cárie, para obtenção das facetas de estrutura dental. Após a extração, os dentes permaneceram armazenados em solução de cloramina a 0,5% durante 24 horas, sendo limpos em seguida com auxílio de uma lâmina de bisturi nº15 (Becton-Dickinson) e polidos com pedra pomes/branco de espanha + água e escova Robinson (KG-Sorensen) montada em contra-ângulo em baixa rotação. Após a limpeza, os dentes foram novamente armazenados em solução de cloramina a 0,5%, permanecendo por período de sete (7) dias. Posteriormente, os dentes tiveram suas porções coronárias separadas das raízes (Figura 15), ao nível da junção amelo-cementária utilizando-se um disco de diamante, com espessura de 0,3 mm montado em uma máquina de cortes Isomet Buehler 1000 (Figura 16).

As facetas de estrutura dental foram obtidas pelo corte da face vestibular das coroas dentais (Figura 17) utilizando-se disco de diamante montado na máquina de cortes (Isomet Buehler 1000) regulando a conforme

\* Aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho – protocolo nº 38/04.

a espessura da faceta de estrutura dental, desejada, como mostra o Quadro 2:

Quadro 2 - Espessura das Facetas de Estrutura Dental de acordo com a regulagem da máquina de cortes

| <b>REGULAGEM DA MÁQUINA</b> | <b>ESPESSURA DA FACETA DENTAL</b> |
|-----------------------------|-----------------------------------|
| <b>1,3</b>                  | <b>1,0 mm</b>                     |
| <b>2,3</b>                  | <b>2,0 mm</b>                     |
| <b>3,3</b>                  | <b>3,0 mm</b>                     |

Após a obtenção das facetas de estrutura dental, nas espessuras de 1,0 mm, 2,0 mm e 3,0 mm, com esmalte e dentina, realizou-se o polimento destas utilizando-se lixa d'água de granulação 1200 (3M) montadas em uma politriz manual, constantemente irrigada com água, com a finalidade de remover as irregularidades deixadas pelo disco de diamante utilizado durante o corte.



FIGURA 15 - Localização do corte realizado para separar porção coronária da porção radicular (junção amelo-cementária).



FIGURA 16 - Máquina de cortes Isomet 1000 (Buehler).



FIGURA 17 - Localização do corte realizado na face vestibular para obtenção das facetas de estrutura dental ( $\pm 1,0$ ;  $2,0$  e  $3,0$  mm).

Com o objetivo de certificar-se de que as espessuras das facetas de estrutura dental estavam corretas, utilizou-se um paquímetro digital (Brown & Sharpe-Modelo *n*°599-571-3) (Figura 18). As facetas de estrutura dental permaneceram armazenadas em água destilada até o início da confecção das amostras, sendo removidas apenas e somente no momento da confecção das amostras.





FIGURA 18 - Paquímetro digital utilizado para conferir as espessuras das facetas de estrutura dental.

*4) Análise da penetração da luz através de diferentes espessuras de estrutura dental (0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5 e 3,0 mm):*

Com a finalidade de demonstrar a penetração da luz por meio dos valores de potência em função de diferentes espessuras de estrutura dental (0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5 e 3,0 mm) utilizou-se uma câmera CCD acoplada a um computador, laser de argônio (comprimento de onda de 488 nm e 12,5 mW

de potência) e um medidor de potência para medir a quantidade de luz que chega na outra face da estrutura dental (Figura 19).



FIGURA 19 - Medida realizada com uma faceta de estrutura dental de 0,5 mm.

Na Figura 20 verificamos a redução nos valores de potência medidos através de diferentes espessuras de facetas de estrutura dental.

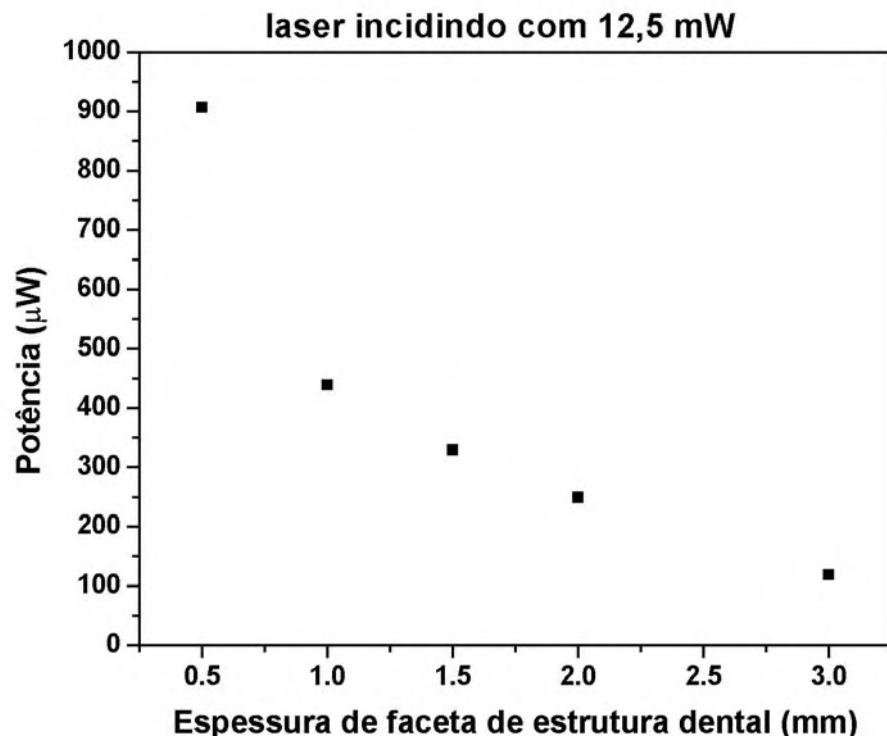


FIGURA 20 - Valores de potência (μW) em função de diferentes espessuras de facetas de estrutura dental.

### *5) Confeção das amostras:*

Para todas as avaliações feitas nesse trabalho, as amostras foram confeccionadas pela mesma técnica utilizando-se a resina composta Filtek Z-250 (3M/ESPE) na cor padronizada A<sub>2</sub>.

Confeccionaram-se as amostras utilizando-se uma matriz metálica circular, contendo orifício central com 2 mm de espessura e 4 mm de diâmetro (Figura 21) de acordo com a norma ISO n° 4049 de 2000<sup>36</sup>.



FIGURA 21 - Matriz metálica utilizada na confecção das amostras.

A matriz metálica foi posicionada sobre uma placa de vidro de 10 mm de espessura. Ainda sobre a placa de vidro, fixou-se com fita adesiva, uma tira de poliéster com a finalidade de promover lisura da superfície de base das amostras. Em seguida, posicionou-se a matriz metálica circular, cuja porção interna foi lubrificada com pequena quantidade de vaselina sólida, permitindo maior facilidade em se destacar as amostras da matriz.

Após a inserção da resina composta, em incremento único no orifício da matriz, posicionou-se uma tira de poliéster sobre a superfície de topo da resina composta, com a finalidade de promover lisura dessa superfície das amostras. Sobre a tira de poliéster posicionou-se uma lâmina de vidro com espessura de 1 mm, e então apoiamos um peso de 1 Kg, com a finalidade de padronizar a espessura das amostras. Esse peso apresentava uma fenda que permitia o posicionamento da ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores no momento da fotoativação. Sobre a lâmina de vidro é que se posicionou ou não as facetas de estrutura dental. Assim, para o grupo controle, não houve interposição da faceta de estrutura dental, de acordo com o esquema representado na Figura 22 e com interposição da faceta de estrutura dental (demais grupos - 1,0; 2,0 e 3,0 mm de espessura), conforme a Figura 23.

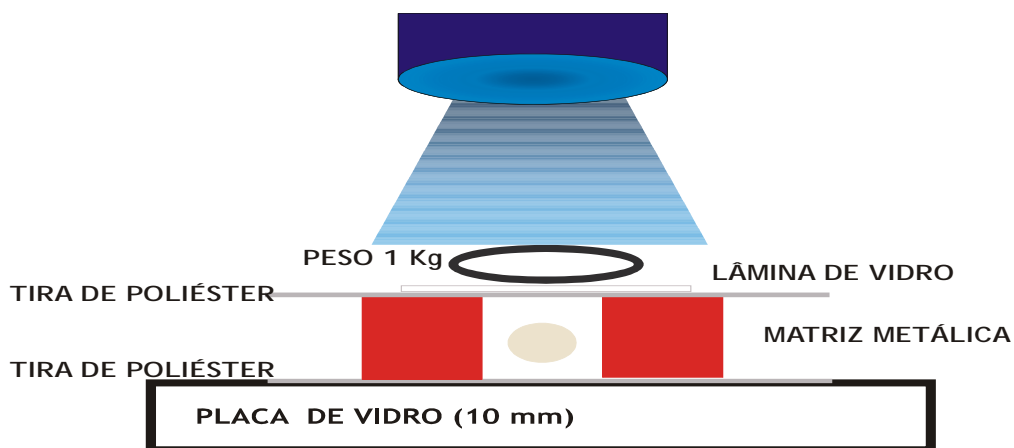


FIGURA 22 - Esquema representando a confecção da amostra sem a interposição da faceta de estrutura dental (grupo controle).

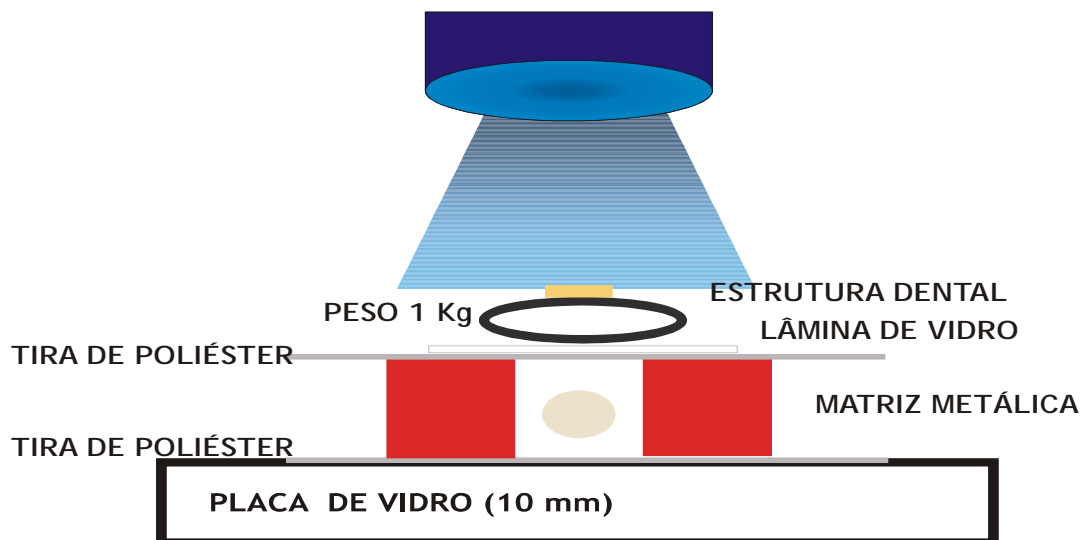


FIGURA 23 - Esquema representando a confecção da amostra com a interposição da faceta de estrutura dental (1,0; 2,0 e 3,0 mm de espessura).

Foram confeccionadas cinco (5) amostras para cada grupo. Após a fotoativação de cada amostra, estas foram destacadas da matriz e armazenadas em recipientes à prova de luz, devidamente identificados de acordo com o grupo a que pertenciam, em estufa à temperatura de 37°C, por períodos de 24 horas e 30 dias em meio seco, água destilada, solução de saliva artificial e ácido acético a 10 % por 30 dias, e rodamina 6G por 24 horas.

## *6) Grupos experimentais analisados:*

### *6.1) Estudo comparativo do aparelho de luz halógena e do dispositivo LEDs nas mesmas condições operacionais:*

Nessa etapa, as amostras foram fotoativadas pela fonte de luz halógena utilizada, aparelho Curing Light 2500 (3M/ESPE), com o mesmo valor de intensidade de luz apresentado pelo dispositivo LEDs, sendo de 270 mW/cm<sup>2</sup>. A alteração da intensidade de luz do aparelho de luz halógena foi descrita no item aparelhos fotopolimerizadores do capítulo material e método. Assim, foram divididos em 8 grupos, em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDS), do tempo de exposição (40 e 60 segundos) e da espessura da faceta de estrutura dental (0; 1,0; 2,0 e 3,0 mm), armazenados em meio seco durante 24 horas representados no Quadro 3.

Quadro 3 - Grupos experimentais para Fonte de luz Halógena LEDs com intensidade de luz da ordem de 270 mW/cm<sup>2</sup>

| <b>GRUPOS</b>                 | <b>FONTE DE LUZ</b>            | <b>TEMPO DE EXPOSIÇÃO</b> | <b>ESPESSURA DA FACETA DENTAL</b>                        |
|-------------------------------|--------------------------------|---------------------------|--|
| <b>G1 e G5<br/>(Controle)</b> | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>0 mm<br/>(sem interposição de<br/>faceta dental).</b> |
| <b>G2 e G6</b>                | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>1,0 mm</b>  |
| <b>G3 e G7</b>                | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>2,0 mm</b>  |
| <b>G4 e G8</b>                | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>3,0 mm</b>  |



## *6.2) Estudo comparativo do aparelho de luz halógena e do dispositivo LEDs em condições normais de operação:*

Foram divididos em 8 grupos, em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), do tempo de exposição (40 e 60 segundos), da espessura da faceta de estrutura dental (0; 1,0; 2,0 e 3,0 mm) e dos meios de armazenamento, sendo meio seco (24 horas e 30 dias), água destilada (30 dias), saliva artificial (30 dias) e ácido acético a 10% (30 dias) representados no Quadro 4. Os meios de armazenamento utilizados foram selecionados com a finalidade de simular o que ocorre na cavidade oral, onde os materiais restauradores ficam expostos a diversas substâncias presentes na cavidade oral ou liberadas por diversos alimentos ingeridos (FOOD AND DRUG ADMINISTRATION<sup>31</sup>).

Cada amostra foi colocada em recipientes individuais contendo 10 ml de cada meio de armazenamento utilizado (água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10%) mantidas durante 30 dias em estufa a 37°C. Os meios de armazenamento relatados foram substituídos a cada sete (7) dias. Após o período de armazenamento das amostras (30 dias) em água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10%, estas foram limpas em cuba ultrasônica durante 10 minutos para remover qualquer precipitado presente na superfície da amostra, o qual poderia interferir no teste de dureza.

Quadro 4 - Grupos experimentais para o aparelho de luz Halógena e dispositivo LEDs em condições normais de operação

| GRUPOS                | FONTE DE LUZ          | TEMPO DE EXPOSIÇÃO  | ESPESSURA DA FACETA DENTAL | MEIOS DE ARMAZENAMENTO                                       |
|-----------------------|-----------------------|---------------------|----------------------------|--|
| G1 e G5<br>(Controle) | HALÓGENA<br>e<br>LEDs | 40 e 60<br>segundos | 0 mm                       | SECO<br>ÁGUA DESTILADA<br>SALIVA ARTIFICIAL<br>ÁCIDO ACÉTICO |
| G2 e G6               | HALÓGENA<br>e<br>LEDs | 0 e 60<br>segundos  | 1,0 mm                     | SECO<br>ÁGUA DESTILADA<br>SALIVA ARTIFICIAL<br>ÁCIDO ACÉTICO |
| G3 e G7               | HALÓGENA<br>e<br>LEDs | 40 e 60<br>segundos | 2,0 mm                     | SECO<br>ÁGUA DESTILADA<br>SALIVA ARTIFICIAL<br>ÁCIDO ACÉTICO |
| G4 e G8               | HALÓGENA<br>e<br>LEDs | 40 e 60<br>segundos | 3,0 mm                     | SECO<br>ÁGUA DESTILADA<br>SALIVA ARTIFICIAL<br>ÁCIDO ACÉTICO |

## *7) Obtenção das medidas de dureza:*

Para todos os grupos estudados anteriormente, realizaram-se medidas de dureza 24 horas após a fotoativação das amostras e 30 dias após a fotoativação e imersão em quatro diferentes meios: seco, água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10%.

Inicialmente, utilizando-se uma régua milimetrada e uma lâmina de bisturi nº15, dividiu-se as amostras em quatro quadrantes exatamente iguais (Figura 24). Esse procedimento foi realizado com o objetivo de dividir cada superfície da amostra, bem como orientar a localização das impressões no momento do teste de dureza. A profundidade de polimerização foi determinada na superfície de topo da amostra, voltada à fonte de luz (dureza 1) e na superfície de base, oposta à fonte de luz (dureza 2).

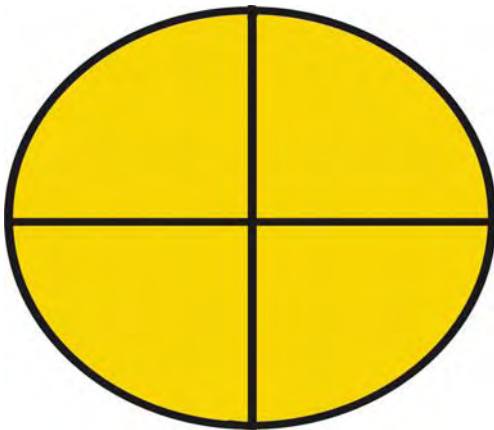


FIGURA 24 - Esquema representando a divisão das amostras em quatro (4) quadrantes iguais.

O aparelho de dureza utilizado denomina-se MMT-3 *Microhardness Tester* (Buehler Lake Bluff, Illinois USA) equipado com diamante *Vickers* (VHN), aonde se utilizou carga de 50 gf, durante um período de 30 segundos (Figura 25).



FIGURA 25 - Aparelho de dureza MMT-3 *Microhardness Tester*.

Em cada superfície de topo e base realizou-se uma impressão por quadrante totalizando 8 impressões por amostra.

Os resultados obtidos das medidas de dureza foram determinados inicialmente em micrometros ( $\mu\text{m}$ ), sendo em seguida transformados em valores de dureza *Vickers* (VHN), diretamente pelo aparelho de dureza. Em seguida, foram calculadas as médias de dureza para cada superfície analisada, ou seja, superfície voltada à fonte de luz (dureza 1 – topo das amostras) e superfície oposta à fonte de luz (dureza 2 – base das amostras).

## *8) Estudo da difusão de um corante em uma resina composta, fotoativada pela técnica trans-dental, pelo método da espectroscopia de fluorescência:*

### *8.1) Armazenamento das amostras:*

Para esse teste, utilizamos amostras confeccionadas da mesma forma descrita no item de número cinco (5) “confeção das amostras” do capítulo Material e método. Logo após a confecção, realizou-se a imersão das amostras de forma individual, em 1,5 ml de solução de rodamina 6G a 0,1% em etilenoglicol, em tubos de ependorf à temperatura ambiente, e protegidos da luz pelo período de 24 horas (Figura 26). Passado o tempo de armazenamento, ou seja, 24 horas, cada amostra foi lavada durante 1 minuto

sob água corrente, sendo seca na seqüência com jato de ar também durante 1 minuto (Figura 27).

### *8.2) Montagem das amostras para corte:*

Com auxílio de godiva de baixa fusão, cada amostra foi fixada em blocos de madeira (Figura 28) com a finalidade de serem adaptadas na máquina de cortes Isomet 1000. Utilizando-se um disco de diamante com espessura de 0,3 mm, montado na máquina de cortes Isomet com 1000 a 300 rotações por minuto, as amostras foram cortadas de forma longitudinal, a fim de obtermos uma fatia de 1,5 mm de espessura (Figuras 29 e 30), a qual foi utilizada para analisarmos o coeficiente de difusão do corante na resina composta.



FIGURA 26 - Amostras armazenadas em tubos de ependorf com 1,5 ml de rodamina 6G.

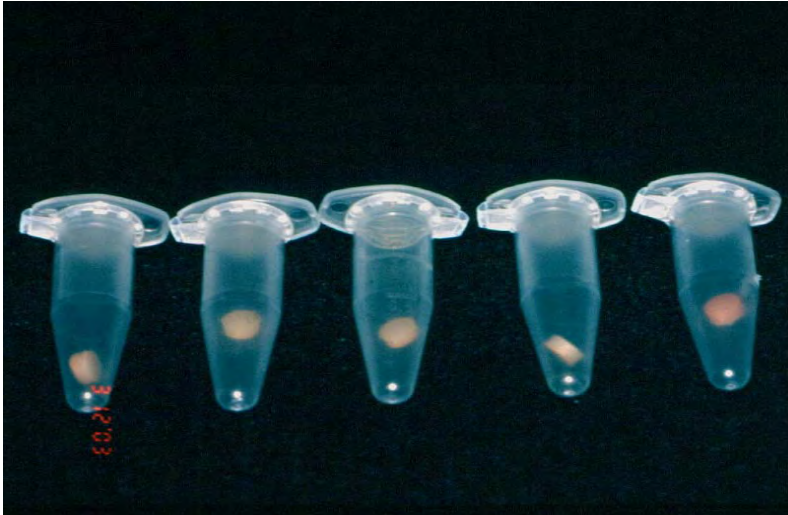


FIGURA 27 - Amostras armazenadas em tubos de ependorf após a remoção da rodamina 6G.

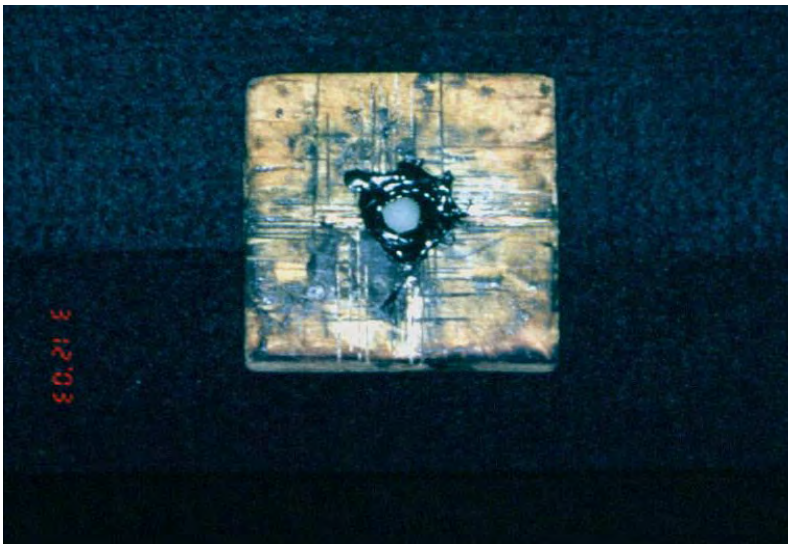


FIGURA 28. Amostra fixada em bloco de madeira com godiva de baixa fusão.



FIGURA 29 - Bloco de madeira com amostra adaptados na máquina de cortes Isomet 1000 (Buehler).



FIGURA 30 - Corte longitudinal das amostras obtendo fatia com 1,5 mm de espessura.



### *8.3) Análise das amostras:*

Para analisarmos a difusão da rodamina 6G através da resina composta, fotoativada pela técnica trans-dental, realizamos análise por meio de espectroscopia de fluorescência. Dessa forma, faz-se importante ressaltar que segundo análises físicas, o olho humano consegue perceber aproximadamente 30% (variação de  $\pm 10\%$ ) da fluorescência real das substâncias ou corpos que apresentam essa propriedade (ANDRADE<sup>3</sup>, 2004).

### *8.4) Coeficiente de difusão:*

Com esse resultado da porcentagem de percepção do olho humano à fluorescência, pudemos deduzir uma fórmula matemática adequada para obtenção da difusão do corante no interior das amostras em resina composta, por meio da análise do perfil espacial de fluorescência:

$$D = 1/4t (X_{30}/0,68)^2$$

$$\text{Difusão} = \text{mm}^2/\text{horas}$$

Onde 0,68 é o valor equivalente a 30% na tabela de função de erro, t é o tempo de imersão das amostras no corante (expresso em horas) e  $X_{30}$  é o

valor da distância vertical da saturação de fluorescência em cada posição analisada da amostra, nas superfícies de topo e de base, expresso em milímetros.

Para realizarmos o cálculo da distância vertical de saturação de fluorescência nas amostras em resina composta, foi necessária a obtenção das imagens de todas as amostras, da seguinte maneira: inicialmente cada fatia de resina composta com 1,5 mm de espessura foi levada de forma individual à lupa óptica monocular MM-L1 (MM Optics Ltda, São Carlos) com aumento de 30 vezes, sob iluminação de 1 LED de 470 nm  $\pm$  10 nm. No interior da lupa colocou-se um filtro de 600 nm, com a finalidade de evitar a interferência da reflexão da luz de outros lugares e observar apenas a fluorescência do corante no interior da fatia de resina composta.

A essa lupa estava acoplada uma câmera de vídeo digital CCD (modelo GC-450N-G, LG – Honeywell) e por sua vez acoplada a um computador (programa Matrox PC – VCR), a fim de captar uma imagem da amostra e analisar o perfil de fluorescência do corante, rodamina 6G, no interior da resina composta (Figura 31).

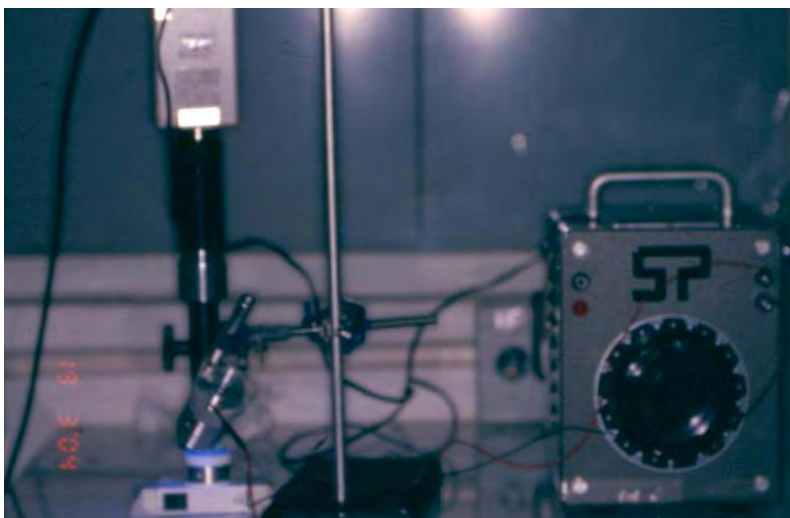


FIGURA 31 - Sistema para observação da fluorescência nas amostras: câmera de vídeo acoplada a uma lupa óptica com aumento de 30 vezes, sob iluminação de 1 LED de  $470 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$  e por sua vez acoplada a um computador.

Com a finalidade de individualizar esse perfil, traçamos a área de fluorescência de cada amostra a partir da região inicial de penetração do corante, rodamina 6G, nas superfícies de topo e de base das amostras (Figura 32) utilizando o programa de computador Image Tools 3.0 (The University of Texas Health Science Center in San Antonio, EUA).

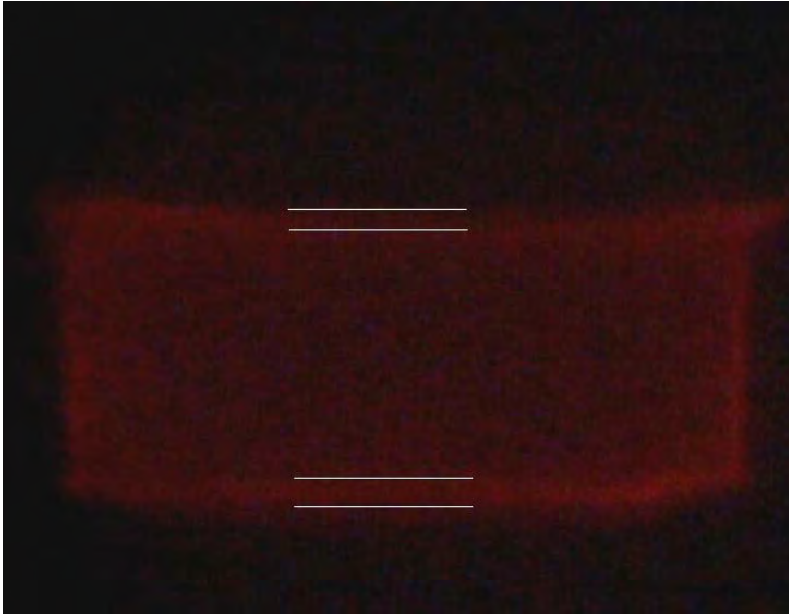


FIGURA 32 - Área de fluorescência traçada a partir da região inicial de penetração do corante nas superfícies de topo e de base das amostras.

O cálculo em milímetros da distância de saturação no perfil espacial de fluorescência (valor que chamamos de  $X_{30}$ ) foi realizado em sentido vertical, a partir do topo e da base das amostras até onde termina a saturação de corante em direção ao interior das amostras em ambas as superfícies.

Essa distância de saturação foi calculada no milímetro 0 (superfície de topo) e no milímetro 2 (superfície de base) em todas as amostras de resina composta. Levando em consideração que a amostra tem 4 mm de diâmetro

por 2 mm de espessura, no programa de imagens e queremos calcular a distância da saturação no milímetro 0 de profundidade (superfície de topo) e no milímetro 2 (superfície de base), precisamos inicialmente conhecer o tamanho da amostra em pixels e na seqüência transformar esses valores em milímetros, para então obtermos os valores de  $X_{30}$ .

Considerando que todas as imagens obtidas das amostras possuem áreas remanescentes que não correspondem à amostra em resina composta (representadas pelas linhas verdes na Figura 33), levamos em consideração a distância das áreas inferior e superior, bem como áreas esquerda e direita das imagens obtidas para calcularmos de forma correta o tamanho das amostras.

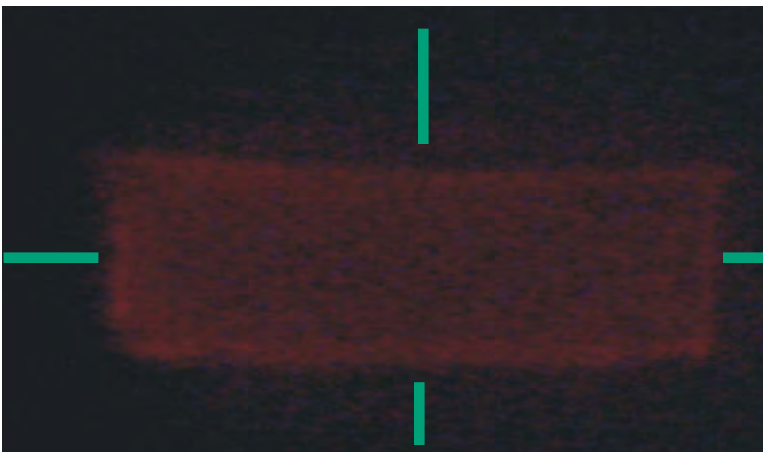


FIGURA 33 - Áreas remanescentes não correspondentes à amostra.

Para um melhor entendimento do procedimento utilizado, apresentamos a seguir um exemplo utilizando a amostra pertencente ao **Grupo L40s3mmt**

e **L40s3mb**, onde **L** representa a fonte de luz utilizada (dispositivo LEDs), 40 segundos o tempo de exposição, 3 mm representa a espessura da faceta de estrutura dental utilizada, **t** a superfície de topo e **b** representa a superfície de base.

$$X = 798 \text{ pixels}$$

$$\text{Amostra} = X - EE - ED$$

$$EE = 121 \text{ pixels}$$

$$\text{Amostra} = 798 - 121 - 46$$

$$EE + \text{amostra} = 752 \text{ pixels}$$

$$\text{Amostra} = 631 \text{ pixels}$$

$$ED = 798 - 752 = 46 \text{ pixels}$$

$$Y = 597 \text{ pixels}$$

$$\text{Amostra} = Y - ES - EI$$

$$ES = 218 \text{ pixels}$$

$$\text{Amostra} = 597 - 218 - 123$$

$$ES + \text{amostra} = 474 \text{ pixels}$$

$$\text{Amostra} = 256 \text{ pixels}$$

$$EI = 123 \text{ pixels}$$

Onde: **X** representa toda a imagem, no sentido horizontal, observada no programa Image Tools 3.0; **EE** área remanescente esquerda; **ED** área remanescente direita; **Y** representa toda a imagem, no sentido vertical, observada no programa Image Tools 3.0; **ES** área remanescente superior e **EI** área remanescente inferior.

A largura da amostra de resina composta é de 631 pixels e a altura é de 256 pixels, ou seja, 4 mm corresponde a 631 pixels e 2 mm corresponde a 256 pixels no programa Image Tools 3.0. Porém, para que pudéssemos localizar o  $X_{30}$  em cada amostra de forma padronizada, inicialmente localizamos o  $2^\circ$

mm da amostra de resina composta no sentido horizontal (diâmetro), e em seguida localizamos o 1° mm da amostra no sentido vertical (espessura) pela regra de três, onde:

631 pixels - 4 mm

X - 2° mm

$X = 315,5 \text{ pixels} + 121 \text{ pixels (EE)}$

**X = 436,5 pixels**

256 p - 2 mm

Y - 1° mm

$Y = 128 \text{ pixels} + 218 \text{ pixels (ES)}$

**Y = 346 pixels**

**CÁLCULO DO X<sub>30</sub> PARA A SUPERFÍCIE DE TOPO DA AMOSTRA:**

$y_t = 232 - 220 \text{ pixels}$

**$y_t = 12 \text{ pixels}$**

631 pixels - 4 mm

12 pixels -  $y_t$

**$y_t = 0,076 \text{ mm}$**

**CÁLCULO DO X<sub>30</sub> PARA A SUPERFÍCIE DE BASE DA AMOSTRA:**

$y_b = 450 - 474 \text{ pixels}$

**$y_b = 24 \text{ pixels}$**

631 pixels – 4 mm

24 pixels – yb

**yb = 0,152 mm**

**COEFICIENTE DE DIFUSÃO PARA SUPERFÍCIE DE TOPO:**

$$Dt = 1/4t \times (x30/0,68)^2$$

$$Dt = 1/96 \times (0,076/0,68)^2$$

$$Dt = 1/96 \times (0,112)^2$$

$$\mathbf{Dt = 1,30 \times 10^{-4} \text{ mm}^2/\text{h}}$$

**COEFICIENTE DE DIFUSÃO PARA SUPERFÍCIE DE BASE:**

$$Db = 1/4t \times (x30/0,68)^2$$

$$Db = 1/96 \times (0,152/0,68)^2$$

$$Db = 1/96 \times (0,224)^2$$

$$\mathbf{Db = 5,22 \times 10^{-4} \text{ mm}^2/\text{h}}$$

### *8.5) Imagens de cada situação em função dos grupos analisados:*

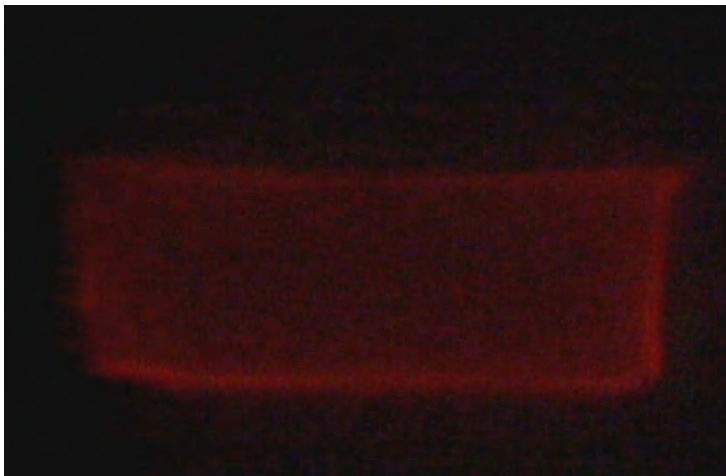
Nas Figuras 34 e 35 podemos visualizar algumas imagens referentes às diferentes situações analisadas no estudo da difusão da rodamina 6G através da resina composta fotoativada pela técnica trans-dental utilizando-



se o dispositivo LEDs. No Quadro 5 verificamos os grupos analisados.

Quadro 5 - Grupos experimentais para Fonte de luz Halógena e LEDs.

| <b>GRUPOS</b>                 | <b>FONTE DE LUZ</b>            | <b>TEMPO DE EXPOSIÇÃO</b> | <b>ESPESSURA DA FACETA DENTAL</b>                        |
|-------------------------------|--------------------------------|---------------------------|--|
| <b>G1 e G5<br/>(Controle)</b> | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>0 mm<br/>(sem interposição de<br/>faceta dental).</b> |
| <b>G2 e G6</b>                | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>1,0 mm</b>  |
| <b>G3 e G7</b>                | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>2,0 mm</b>  |
| <b>G4 e G8</b>                | <b>HALÓGENA<br/>e<br/>LEDs</b> | <b>40 e 60 segundos</b>   | <b>3,0 mm</b>  |

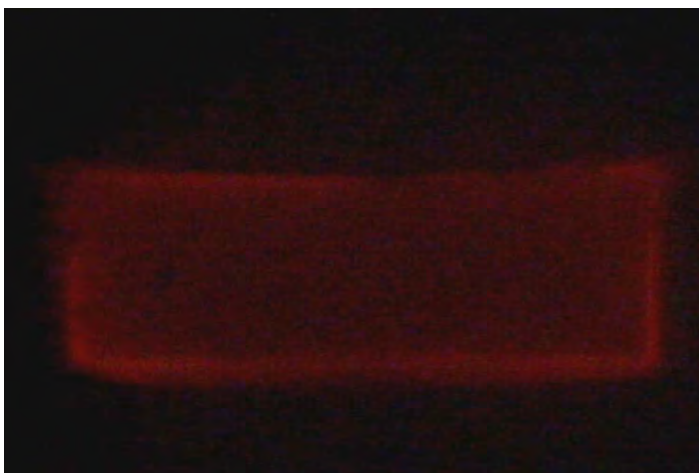


**GRUPO L40s2mm**



**GRUPO L40s3mm**

FIGURA 34 - Imagens obtidas das amostras fotoativadas pelo dispositivo LEDs (L), para o tempo de 40 segundos para as espessuras de facetas de estrutura dental (2,0 e 3,0 mm).



**GRUPO L60s2mm**



**GRUPO L60s3mm**

FIGURA 35 - Imagens obtidas das amostras fotoativadas pelo dispositivo LEDs (L), para o tempo de 60 segundos para as espessuras de facetas de estrutura dental (2,0 e 3,0 mm).

## 9) *Metodologia estatística:*

Nesse trabalho foram empregadas análises de variância para a comparação de médias de dureza e difusão dos diversos fatores em estudo. Essas análises foram complementadas por comparações múltiplas pelo teste de *Newman-Keuls*. Adotou-se o nível de 5% de significância como critério para decidir por uma média significativamente diferente de outras. Isso ocorre, então, sempre que se obtém um valor de probabilidade  $p$  menor do que 0,05 ( $p < 0,05$ ). Também foram construídos intervalos de 95% de confiança para a média populacional utilizando a variância do resíduo dada pela análise de variância.

A análise de variância pressupõe que algumas condições sejam satisfeitas, tais como a homogeneidade de variância e a normalidade dos erros experimentais. A homogeneidade de variância implica que as variâncias dos diversos grupos experimentais não devem diferir significativamente e foi testada pelo procedimento de *Levene*. Os erros são estimados pela diferença entre a medida de dureza ou difusão e o grupo experimental a que pertence, sendo a sua normalidade testada pelo procedimento de *Shapiro-Wilks*. Essas condições devem ser satisfeitas aproximadamente e, então, foram consideradas satisfatórias para valores de probabilidade  $p$  maiores do que 0,01 ( $p > 0,01$ ).

*Resultado*

## 1) Resultados da avaliação da técnica de fotoativação trans-dental pelo teste de dureza:

Tabela 1. Médias (desvios padrão) de dureza para o meio de imersão: seco por 24 horas

| Superf. | Fonte de luz | Tempo exp. (s) | Espessura da faceta dental (mm) |             |             |             |
|---------|--------------|----------------|---------------------------------|-------------|-------------|-------------|
|         |              |                | 0                               | 1           | 2           | 3           |
| Topo    | LEDs         | 40             | 67,3 (0,81)                     | 53,1 (0,85) | 43,6 (0,81) | 38,5 (0,48) |
|         |              | 60             | 72,4 (1,04)                     | 58,7 (1,16) | 51,5 (1,22) | 41,7 (0,87) |
|         | Halóg.       | 40             | 68,4 (0,66)                     | 64,4 (1,17) | 64,0 (0,82) | 52,6 (0,66) |
|         |              | 60             | 69,8 (0,85)                     | 66,8 (1,03) | 66,8 (0,68) | 51,5 (0,46) |
|         | Halóg. (270) | 40             | 43,3 (0,72)                     | 40,8 (0,56) | 35,0 (0,73) | 33,0 (1,05) |
|         |              | 60             | 46,7 (1,41)                     | 46,0 (0,56) | 41,6 (0,73) | 40,1 (0,39) |
| Base    | LEDs         | 40             | 52,1 (0,99)                     | 26,9 (0,73) | 23,1 (1,37) |             |
|         |              | 60             | 56,2 (1,37)                     | 47,8 (1,04) | 25,7 (0,52) | 15,5 (0,44) |
|         | Halóg.       | 40             | 65,7 (1,23)                     | 54,8 (1,24) | 48,8 (0,96) | 41,0 (1,06) |
|         |              | 60             | 64,5 (0,83)                     | 63,2 (0,72) | 57,7 (1,22) | 44,0 (1,06) |
|         | Halóg. (270) | 40             | 38,2 (0,75)                     | 29,0 (0,81) | 20,5 (1,13) |             |
|         |              | 60             | 43,3 (1,05)                     | 39,5 (0,81) | 26,2 (0,45) | 19,2 (0,69) |

Tabela 2. Médias (desvios padrão) de dureza para o meio de imersão: seco por 30 dias

| Superf. | Fonte de luz | Tempo exp. (s) | Espessura da faceta dental (mm) |             |             |             |
|---------|--------------|----------------|---------------------------------|-------------|-------------|-------------|
|         |              |                | 0                               | 1           | 2           | 3           |
| Topo    | LEDs         | 40             | 70,0 (0,85)                     | 55,2 (0,35) | 45,4 (0,67) | 43,0 (0,28) |
|         |              | 60             | 75,5 (0,63)                     | 61,3 (0,79) | 54,2 (1,10) | 44,2 (1,07) |
|         | Halóg.       | 40             | 72,8 (0,82)                     | 69,3 (1,14) | 68,9 (0,60) | 55,2 (0,29) |
|         |              | 60             | 75,8 (0,70)                     | 70,4 (1,14) | 70,5 (0,65) | 54,7 (0,37) |
| Base    | LEDs         | 40             | 54,5 (0,82)                     | 30,6 (0,77) | 25,5 (1,21) |             |
|         |              | 60             | 59,2 (0,96)                     | 50,0 (0,90) | 29,4 (0,47) | 17,7 (0,35) |
|         | Halóg.       | 40             | 70,1 (0,33)                     | 61,3 (0,98) | 52,8 (0,30) | 44,9 (0,89) |
|         |              | 60             | 71,0 (1,04)                     | 67,6 (1,21) | 61,5 (0,92) | 48,4 (0,56) |

Tabela 3. Médias (desvios padrão) de dureza para o meio de imersão: água destilada por 30 dias

| Superf. | Fonte de luz | Tempo exp. (s) | Espessura da faceta dental (mm) |             |             |             |
|---------|--------------|----------------|---------------------------------|-------------|-------------|-------------|
|         |              |                | 0                               | 1           | 2           | 3           |
| Topo    | LEDs         | 40             | 34,1 (0,66)                     | 28,1 (0,69) | 26,9 (0,48) | 25,0 (1,16) |
|         |              | 60             | 37,3 (0,42)                     | 33,7 (0,73) | 30,4 (0,46) | 28,2 (0,62) |
|         | Halóg.       | 40             | 38,1 (0,35)                     | 38,7 (0,87) | 35,9 (0,42) | 34,4 (0,23) |
|         |              | 60             | 42,7 (0,68)                     | 38,0 (0,67) | 38,6 (0,56) | 37,2 (0,69) |
| Base    | LEDs         | 40             | 26,0 (0,95)                     | 16,5 (0,59) |             |             |
|         |              | 60             | 33,3 (0,32)                     | 25,8 (0,54) |             |             |
|         | Halóg.       | 40             | 34,7 (0,78)                     | 34,2 (0,61) | 31,0 (0,50) | 29,8 (0,41) |
|         |              | 60             | 38,9 (0,25)                     | 36,4 (0,54) | 34,0 (0,60) | 33,3 (0,70) |

Tabela 4. Médias (desvios padrão) de dureza para o meio de imersão: saliva artificial por 30 dias

| Superf. | Fonte de luz | Tempo exp. (s) | Espessura da faceta dental (mm) |             |             |             |
|---------|--------------|----------------|---------------------------------|-------------|-------------|-------------|
|         |              |                | 0                               | 1           | 2           | 3           |
| Topo    | LEDs         | 40             | 52,7 (1,29)                     | 39,3 (1,26) | 32,3 (0,68) | 32,7 (1,06) |
|         |              | 60             | 52,6 (0,54)                     | 45,4 (0,37) | 32,1 (1,23) | 30,9 (0,61) |
|         | Halóg.       | 40             | 52,2 (1,30)                     | 50,0 (1,18) | 49,0 (1,28) | 42,5 (0,94) |
|         |              | 60             | 58,2 (1,17)                     | 53,1 (0,79) | 54,8 (1,40) | 51,2 (1,01) |
| Base    | LEDs         | 40             | 46,5 (1,32)                     | 30,6 (1,31) |             |             |
|         |              | 60             | 48,4 (0,50)                     | 28,2 (0,51) |             |             |
|         | Halóg.       | 40             | 48,4 (1,32)                     | 45,6 (0,64) | 42,7 (0,61) | 40,2 (0,75) |
|         |              | 60             | 57,3 (1,26)                     | 51,2 (0,61) | 45,8 (1,38) | 43,2 (0,98) |

Tabela 5. Médias (desvios padrão) de dureza para o meio de imersão: ácido acético a 10% por 30 dias

| Superf. | Fonte de luz | Tempo exp. (s) | Espessura da faceta dental (mm) |             |             |             |
|---------|--------------|----------------|---------------------------------|-------------|-------------|-------------|
|         |              |                | 0                               | 1           | 2           | 3           |
| Topo    | LEDs         | 40             | 33,1 (0,25)                     | 29,6 (0,76) | 26,2 (0,54) | 24,0 (0,63) |
|         |              | 60             | 36,7 (0,66)                     | 34,3 (1,03) | 30,8 (0,52) | 30,6 (0,67) |
|         | Halóg.       | 40             | 55,9 (0,78)                     | 54,5 (1,28) | 55,3 (0,80) | 49,8 (0,75) |
|         |              | 60             | 55,3 (0,55)                     | 55,7 (0,29) | 54,9 (0,60) | 52,7 (0,50) |
| Base    | LEDs         | 40             | 26,8 (0,71)                     | 18,7 (1,29) |             |             |
|         |              | 60             | 33,3 (0,78)                     | 23,8 (0,93) |             |             |
|         | Halóg.       | 40             | 54,3 (1,15)                     | 46,5 (1,10) | 46,2 (1,17) | 38,1 (1,01) |
|         |              | 60             | 54,0 (0,37)                     | 53,4 (0,94) | 48,1 (0,41) | 45,7 (0,90) |

Nas Tabelas 1 a 5 são mostradas as médias e desvios padrão de dureza *Vickers* (VHN), obtidas em cinco amostras de uma mesma resina composta, variando-se a fonte de luz de polimerização (halógena e LEDs), a espessura das facetas de estrutura dental (0, 1, 2 e 3 mm) e o tempo de exposição (40 e 60 segundos), nas superfícies de topo e base, tomando-se como meios de imersão, respectivamente: meio seco por 24 horas e 30 dias, água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10% durante 30 dias.

Uma análise estatística de variância conjunta mostrou-se complexa, apresentando efeito significativo de praticamente todas as interações. Então, a análise foi subdividida considerando-se separadamente os dados de cada meio de imersão, na superfície de topo e depois na base. Assim, foram realizadas cinco análises de variâncias de três fatores: fonte de luz, tempo de exposição e espessura da faceta, para cada superfície. Essas análises apontaram efeito altamente significativo tanto para os fatores analisados como para as interações deles ( $p < 0,001$ ).

Nas Figuras 36 a 37 e 44, 47 e 50 estão representadas graficamente as médias de dureza, no topo e na base, respectivamente, para os meios de imersão: seco por 24 horas, seco por 30 dias, água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10% por 30 dias. Nessas Figuras, as médias de dureza podem ser avaliadas graficamente para cada meio de imersão, considerando-se as medidas no topo e na base de acordo com a fonte de luz, tempo de exposição e espessura das facetas de estrutura dental. Em



todas elas nota-se que, conforme a espessura de faceta aumenta, a dureza *Vickers* (VHN) diminui ou eventualmente permanece equivalente, tanto na superfície de topo como na base. No meio de armazenamento água destilada, a diminuição é menos intensa com o aumento da faceta.

Nessas Figuras estão representados intervalos de 95% de confiança para a média populacional. A extensão dos intervalos é pequena para as 161 médias consideradas, explicando o resultado da análise de variância. Quanto maior a sobreposição dos intervalos, menor é a evidência de que duas médias sejam significativamente diferentes. Em todos os casos em que houve alguma sobreposição de dois intervalos de confiança, o teste de *Newman-Keuls*, utilizado ao nível de 5% de significância para comparações múltiplas de médias de dureza, indicou não haver evidência de diferença significativa entre as médias para cada meio de imersão.

As análises estatísticas mostraram também que a comparação entre os meios de imersão, quanto às médias de dureza, podem ser efetuadas pela observação dos intervalos de confiança. Quanto maior a separação dos intervalos, maior será a evidência de que as médias são diferentes. É possível, assim, quantificar quanto uma média é maior do que a outra. Para facilitar essas comparações os gráficos foram reorganizados nas Figuras 53 a 56, correspondendo, respectivamente, às espessuras 0, 1, 2 e 3 mm da faceta de estrutura dental. Nesses gráficos as linhas unindo as médias foram mantidas somente pra facilitar a visualização.

Nas Figuras 38 a 41 estão representados os valores em porcentagem relacionados à comparação entre a fonte de luz halógena e o dispositivo LEDs nas mesmas condições de operação (intensidade de luz de 270 mW/cm<sup>2</sup>) utilizados na técnica de fotoativação trans-dental, pelos tempos de 40 e 60 segundos nas superfícies de topo e de base. Em praticamente todas as situações, o dispositivo LEDs mostrou-se mais eficiente.

Nas Figuras 42 - 43, 45 - 46, 48 - 49 e 51 - 52 estão representados os valores em porcentagem da degradação das amostras após 30 dias de armazenamento (meio seco, água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10%) em relação ao meio seco por 24 horas.

A comparação da dureza entre o topo e a base foi realizada pelas médias das diferenças entre os valores de dureza no topo em relação à base. Essas médias, juntamente com os desvios padrão e os limites inferior e superior de um intervalo de 95% de confiança para a média populacional, são dados nas Tabelas A1a A5 do Apêndice A. Há sempre uma diminuição significativa, em média, da dureza na base em relação ao topo. Na Tabela A6 do mesmo apêndice são dadas as porcentagens de redução das médias de dureza do topo em relação à base.

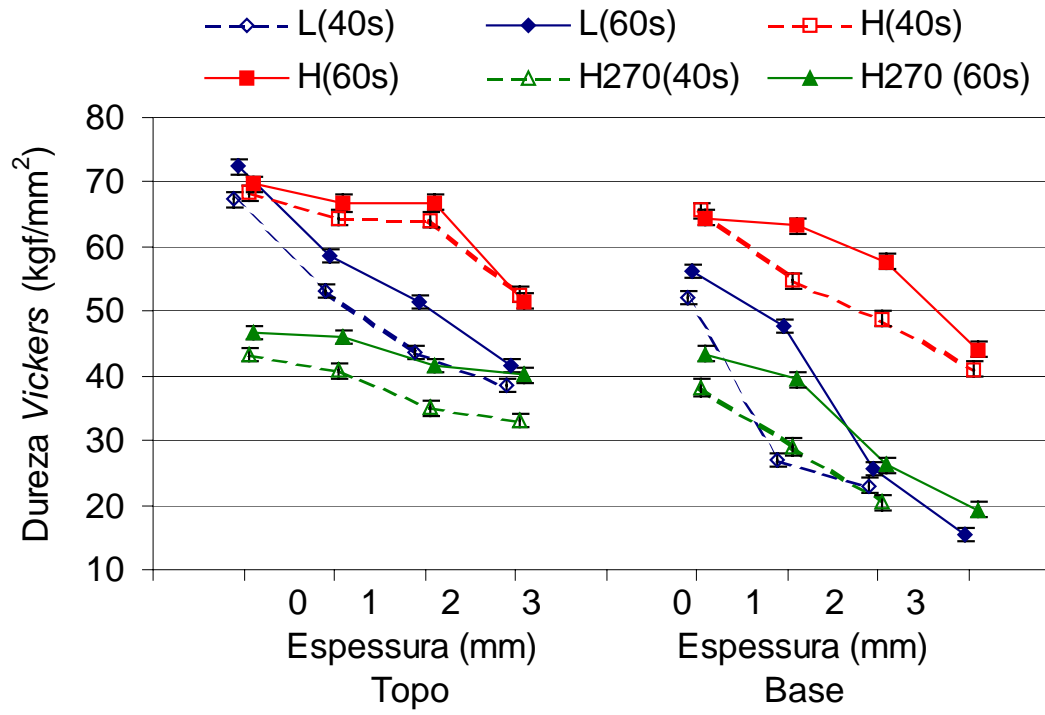


FIGURA 36 -Médias de dureza *Vickers* (VHN) relativas ao meio seco por 24 horas; fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L); tempos de exposição 40 e 60 segundos. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

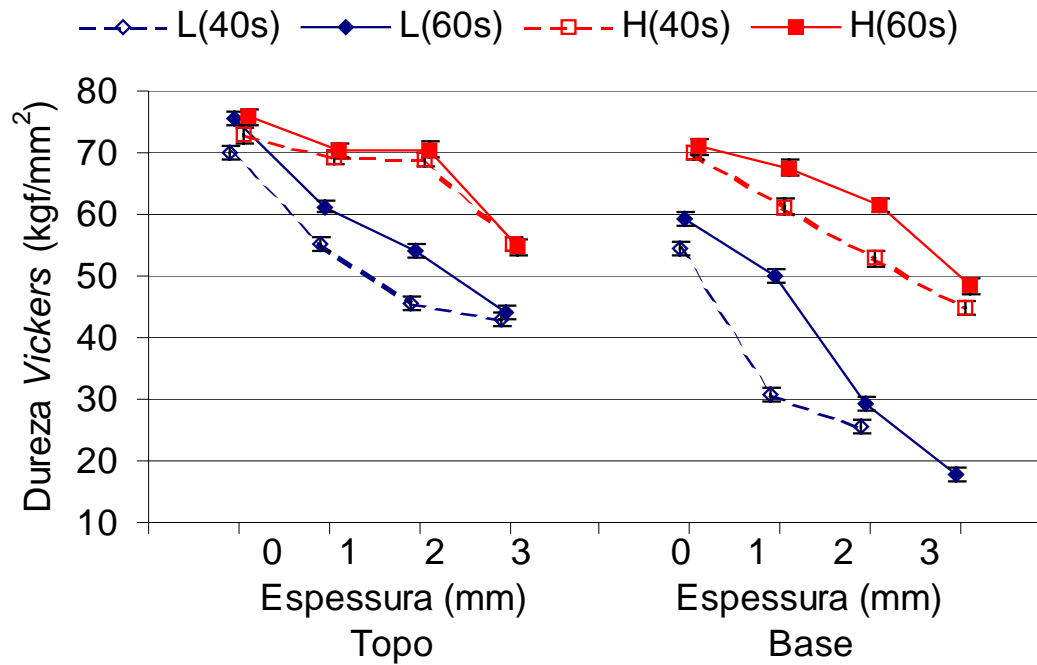


FIGURA 37 - Médias de dureza *Vickers* (*VHN*) relativas ao meio seco por 30 dias; fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L); tempos de exposição 40 e 60 segundos. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

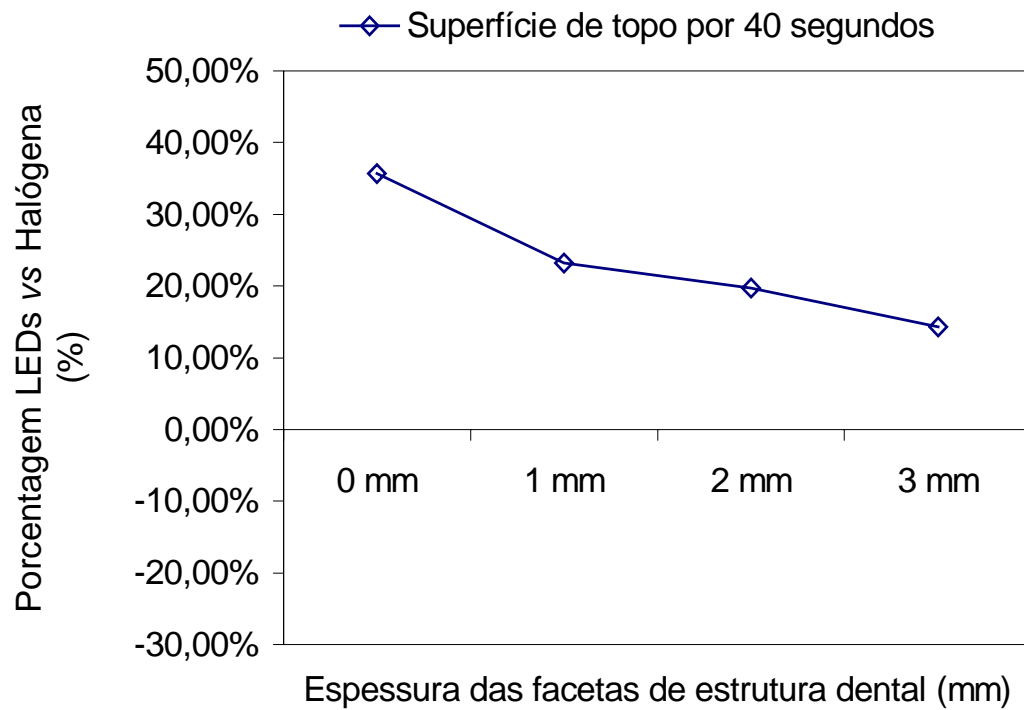


FIGURA 38 - Diferenciação LEDs vs Halógena ( $270 \text{ mW/cm}^2$ ), para superfície de topo fotoativada por 40 segundos, em função de diferentes espessuras de facetada de estrutura dental (0, 1, 2 e 3 mm).

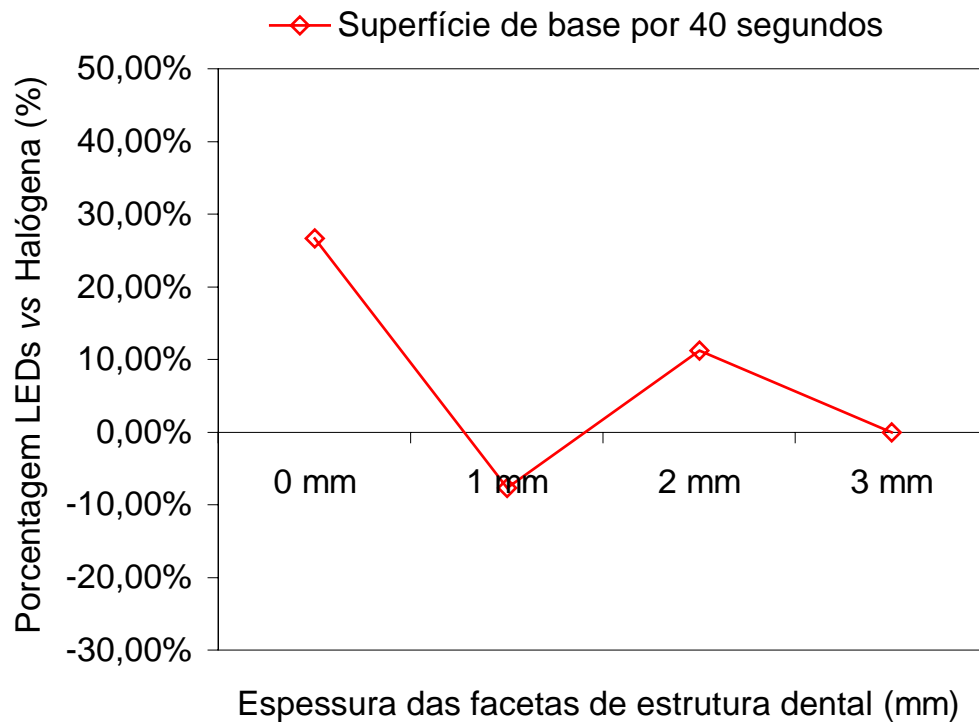


FIGURA 39 - Diferenciação LEDs vs Halógena ( $270 \text{ mW/cm}^2$ ), para superfície de base fotoativada por 40 segundos, em função de diferentes espessuras de faceta de estrutura dental (0, 1, 2 e 3 mm).

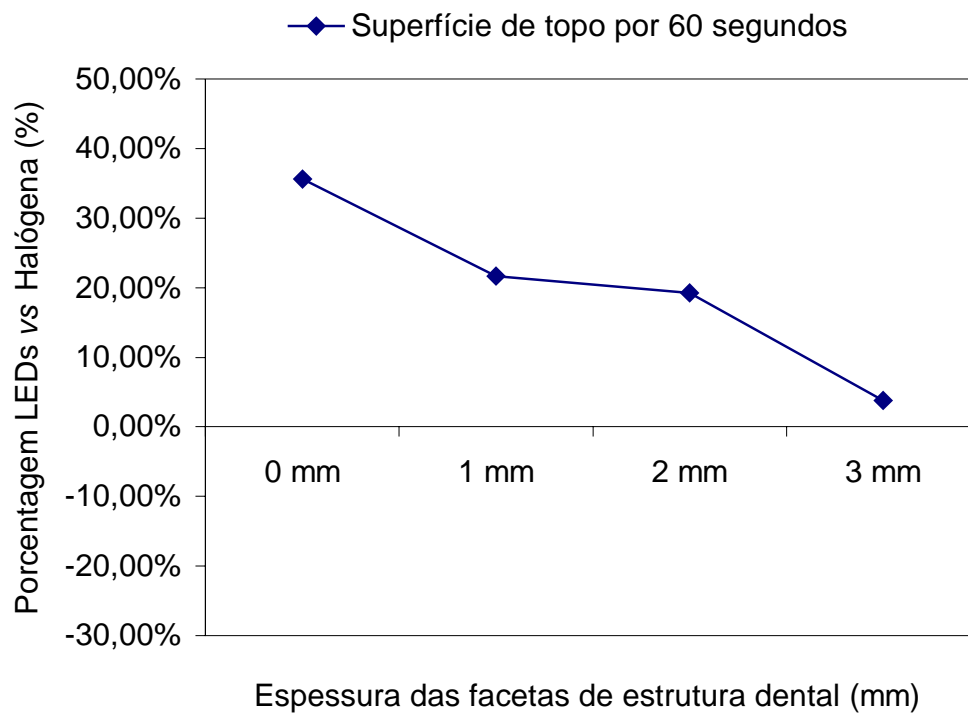


FIGURA 40 - Diferenciação LEDs vs Halógena ( $270 \text{ mW/cm}^2$ ), para superfície de topo fotoativada por 60 segundos, em função de diferentes espessuras de faceta de estrutura dental (0, 1, 2 e 3 mm).

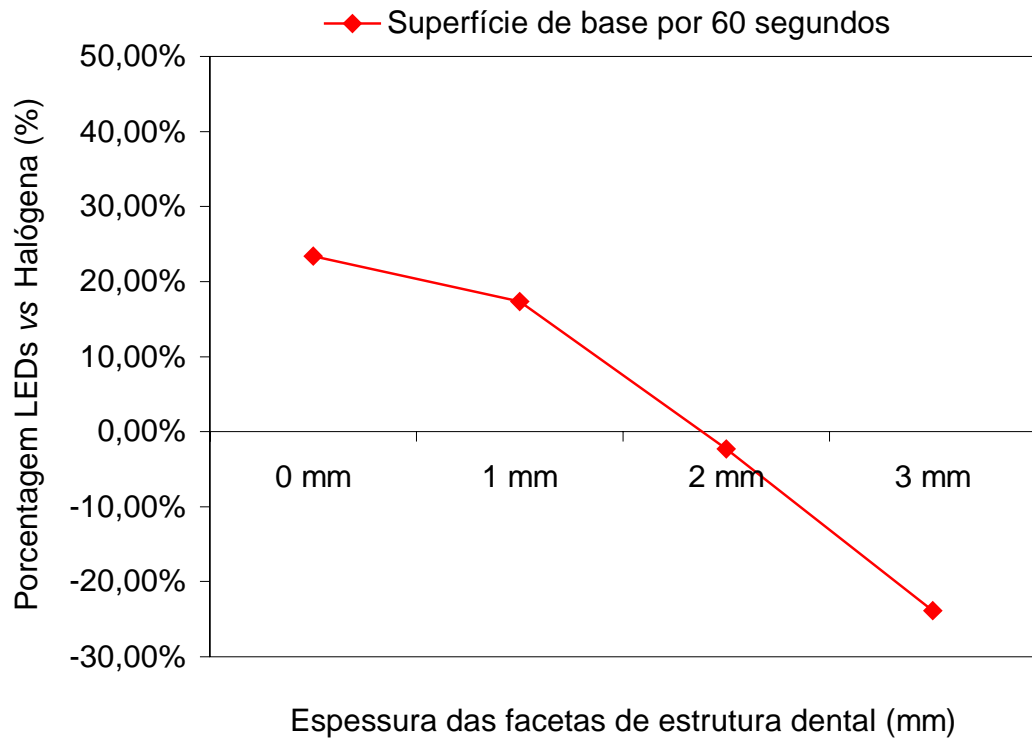


FIGURA 41 - Diferenciação LEDs vs Halógena ( $270 \text{ mW/cm}^2$ ), para superfície de base fotoativada por 60 segundos, em função de diferentes espessuras de faceta de estrutura dental (0, 1, 2 e 3 mm).



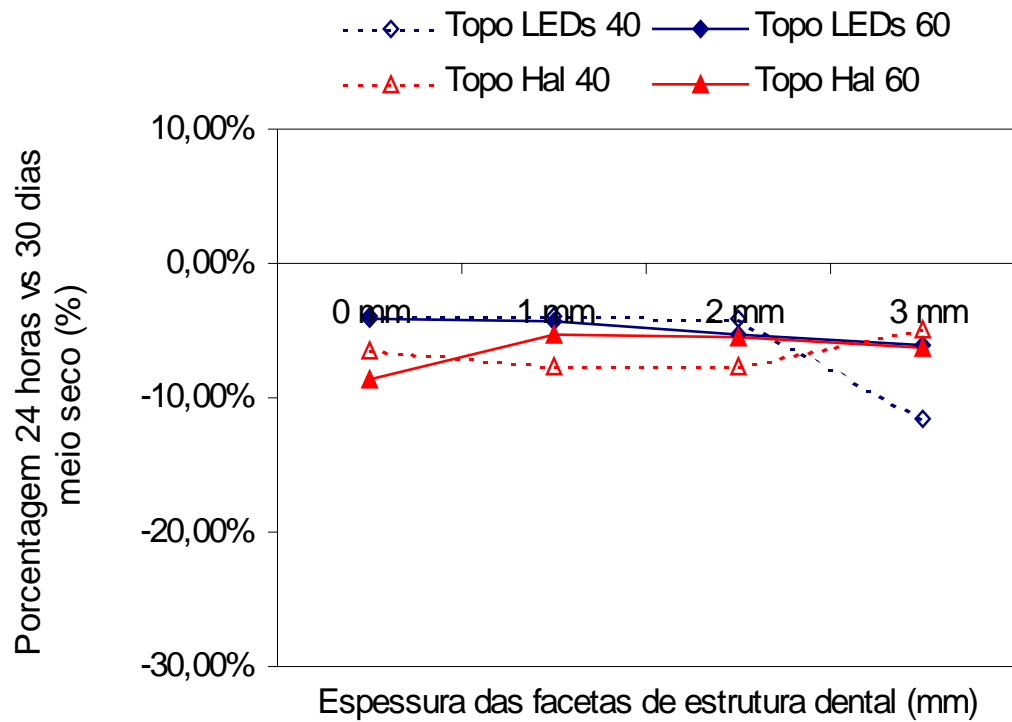


FIGURA 42 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs 30 dias para superfície de topo em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).

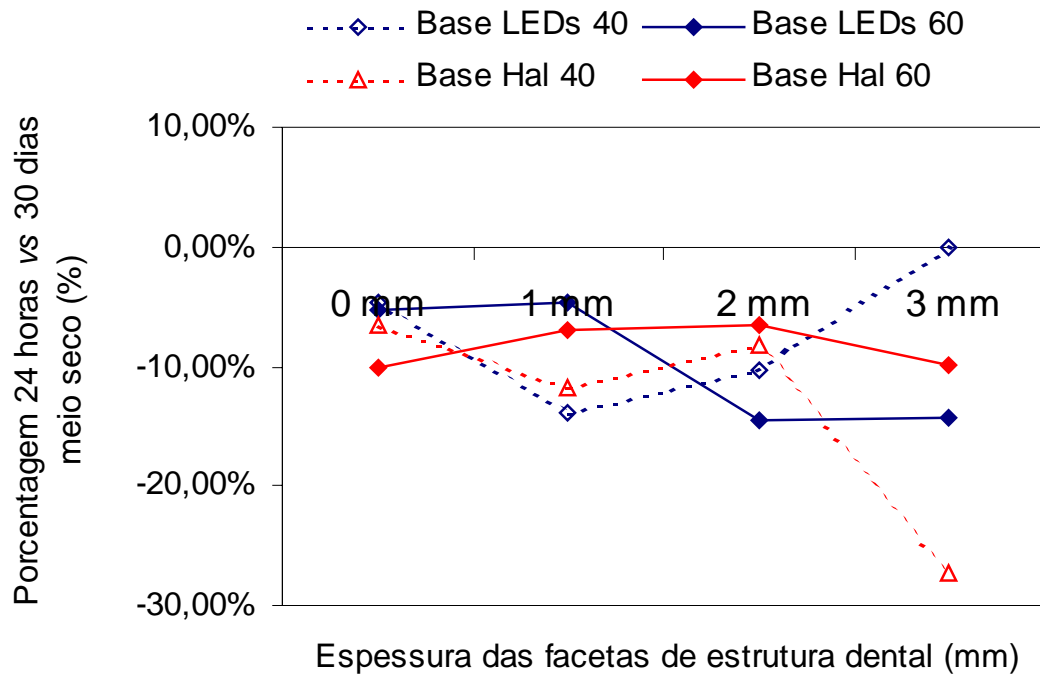


FIGURA 43 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs 30 dias para superfície de base em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).

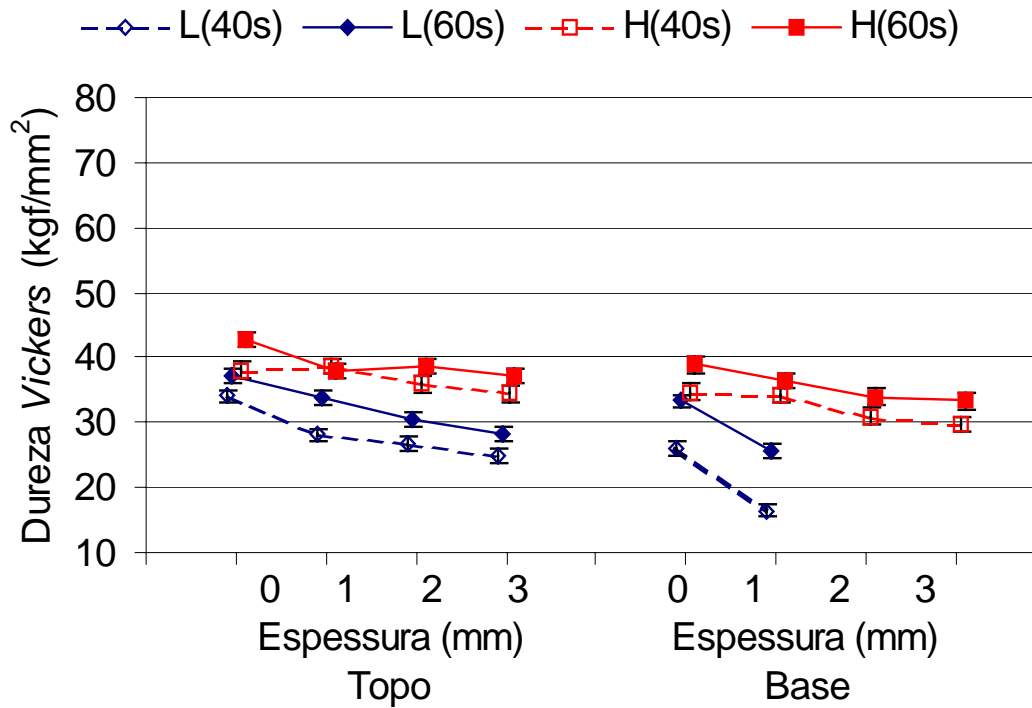


FIGURA 44 - Médias de dureza *Vickers* (VHN) relativas ao meio água destilada; fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L); tempos de exposição 40 e 60 segundos. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

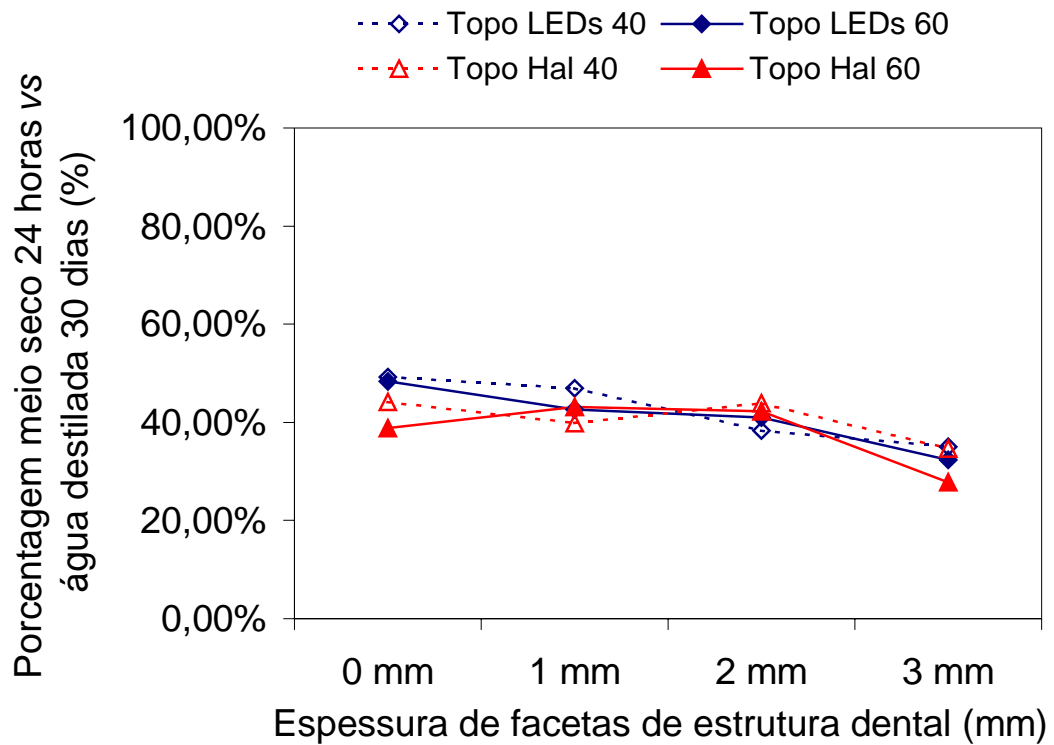


FIGURA 45 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs água destilada por 30 dias para superfície de topo em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).

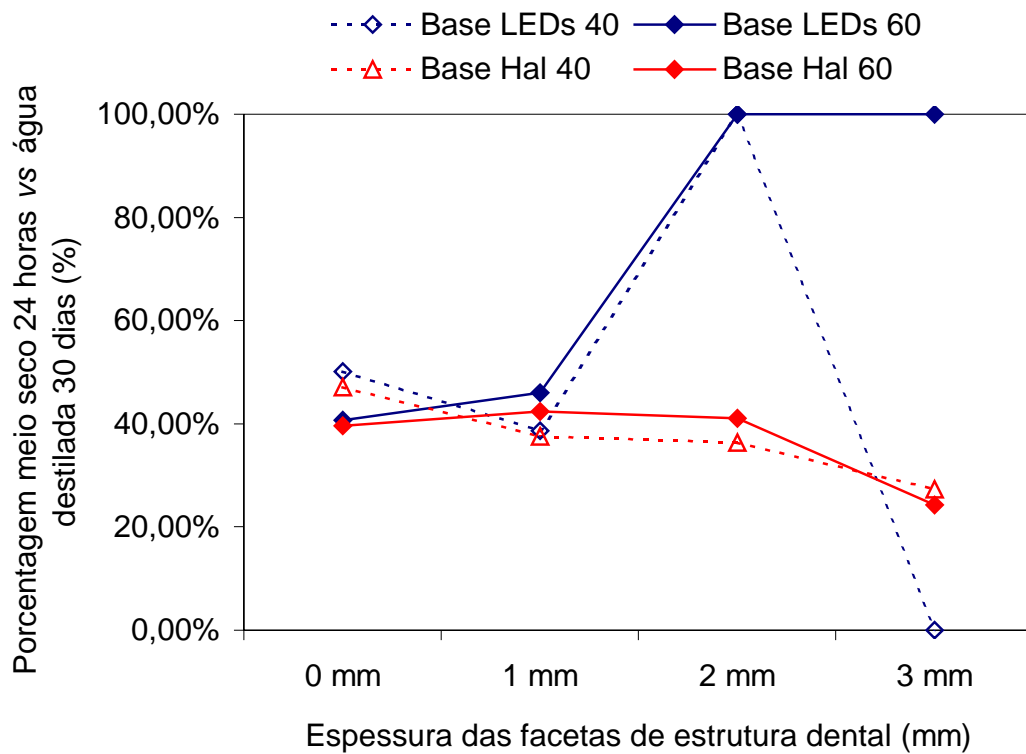


FIGURA 46 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs água destilada por 30 dias para superfície de base em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).

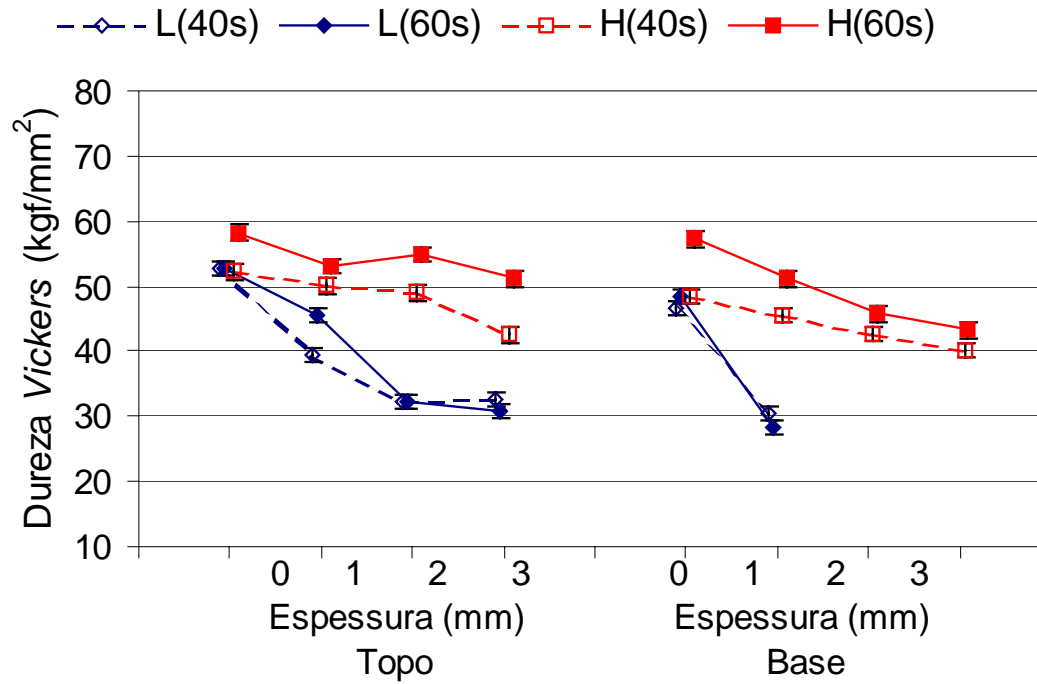


FIGURA 47 - Médias de dureza *Vickers* (VHN) relativas ao meio saliva artificial; fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L); tempos de exposição 40 e 60 segundos. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

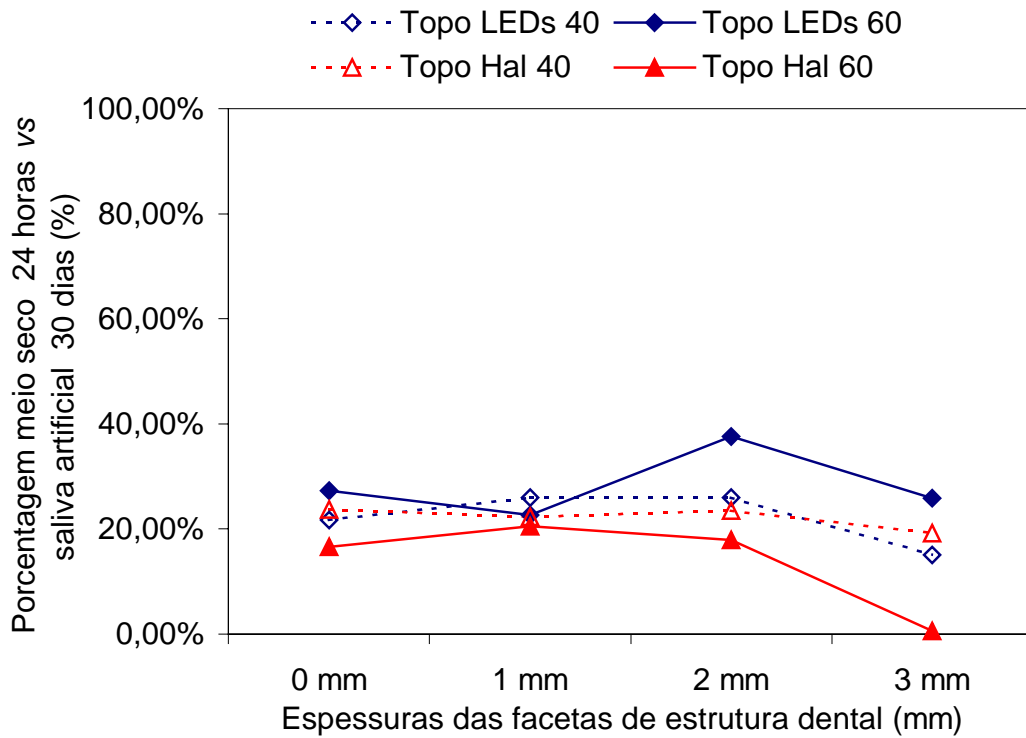


FIGURA 48 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs saliva artificial por 30 dias para superfície de topo em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).

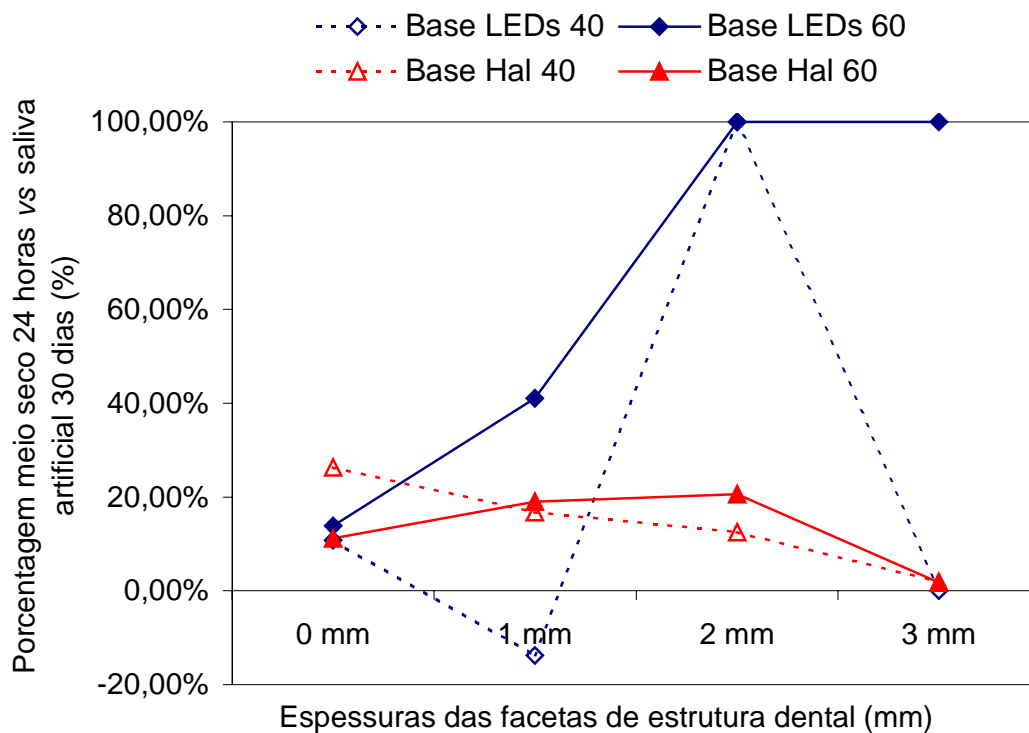


FIGURA 49 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs saliva artificial por 30 dias para superfície de base em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).



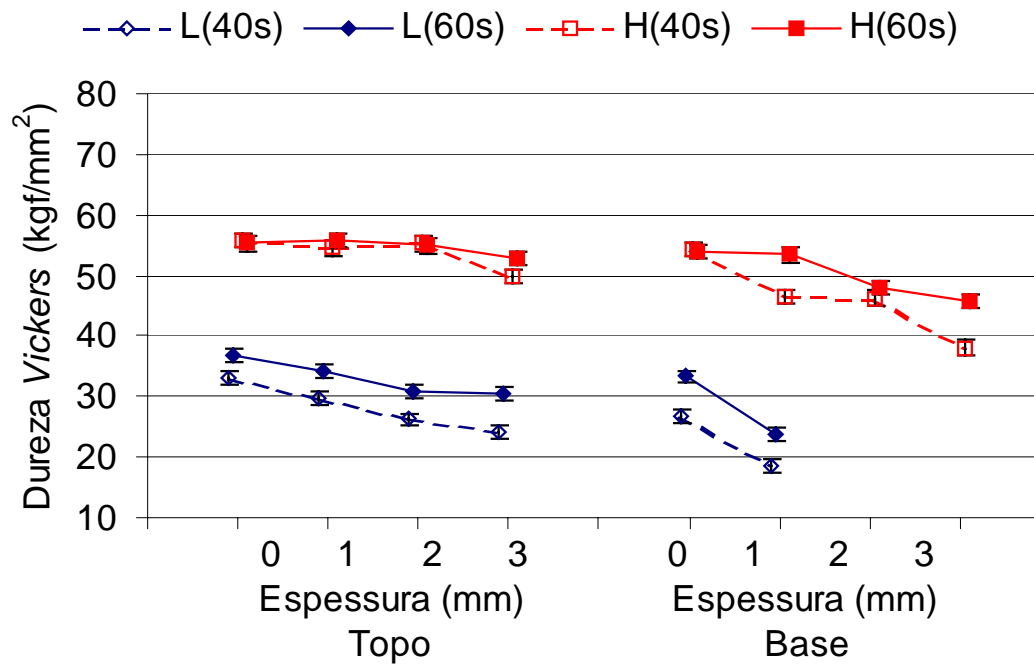


FIGURA 50 - Médias de dureza *Vickers* (VHN) relativas ao meio ácido acético a 10%; fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L); tempos de exposição 40 e 60 segundos. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

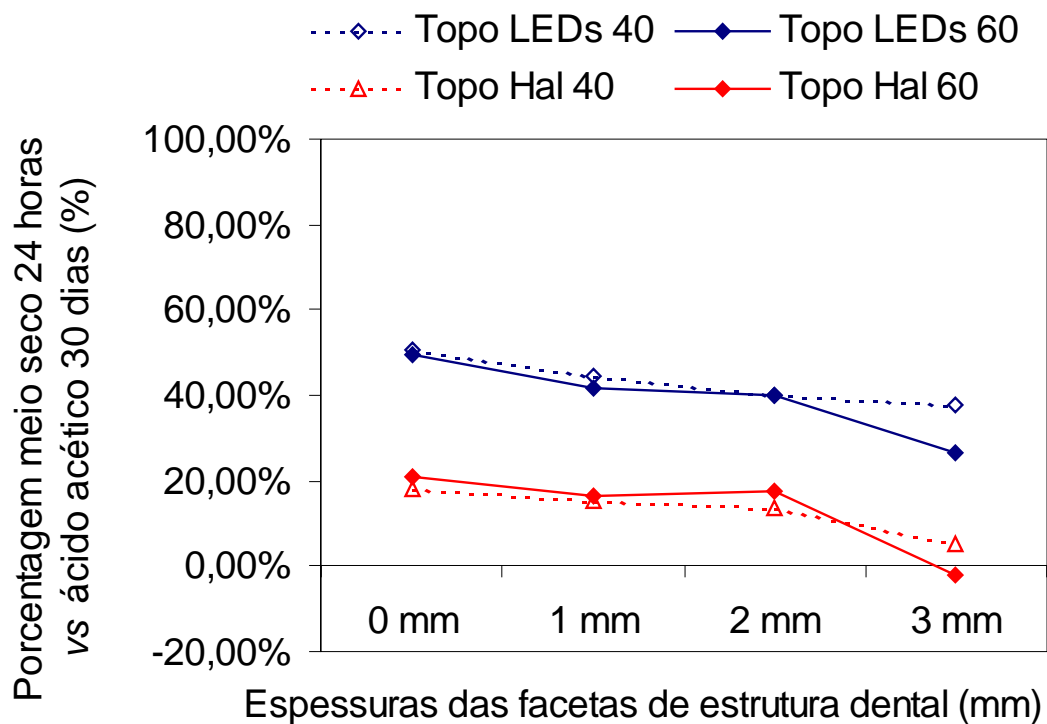


FIGURA 51 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs ácido acético a 10% por 30 dias para superfície de topo em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).

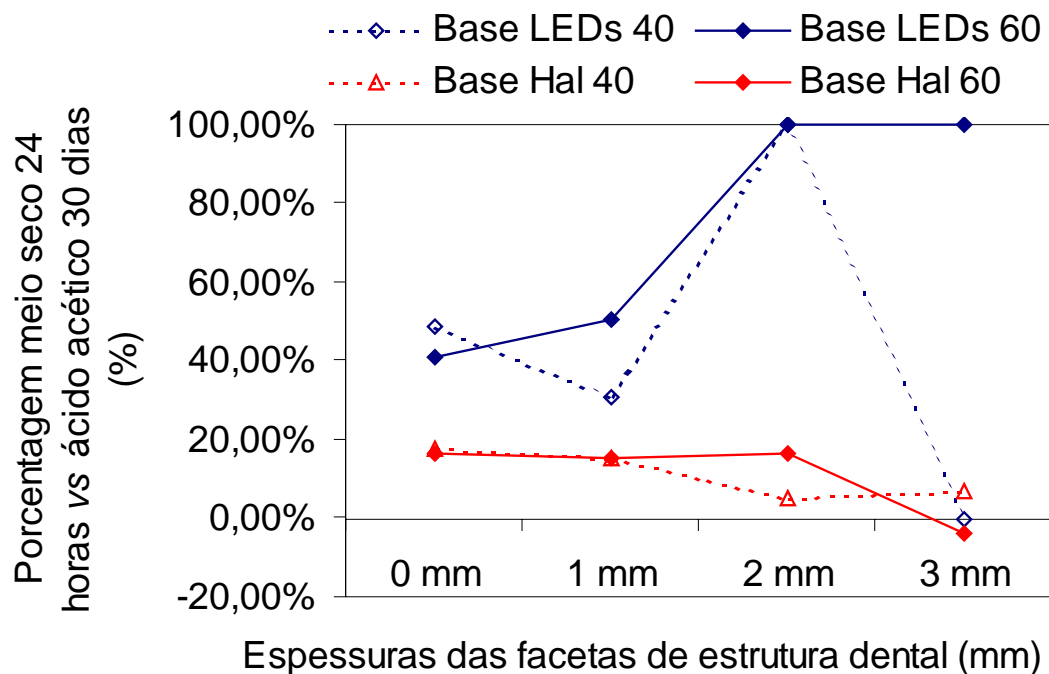


FIGURA 52 - Degradação (%) das amostras armazenadas em meio seco por 24 horas vs ácido acético a 10% por 30 dias para superfície de base em função da fonte de luz utilizada (Halógena e LEDs), tempo de exposição (40 e 60 segundos) e espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 e 3 mm).

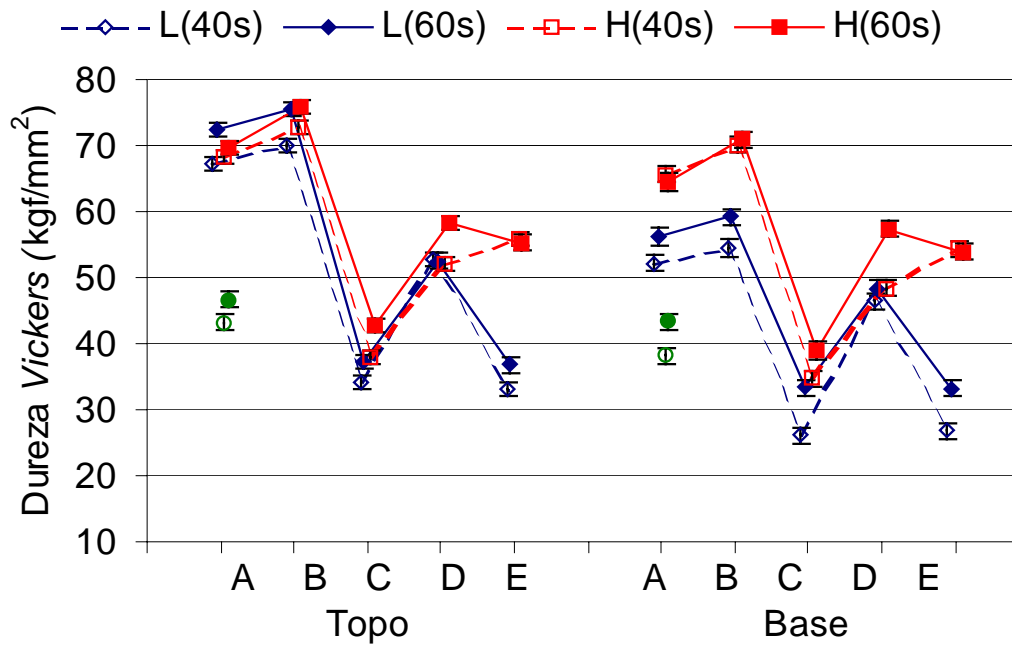


FIGURA 53 - Médias de dureza *Vickers* (VHN) relativas à espessura 0 mm de faceta (sem interposição de faceta de estrutura dental) em função dos diferentes meios de armazenamento (seco por 24 horas - A, seco por 30 dias - B, água destilada - C, saliva artificial - D e ácido acético a 10% por 30 dias - E).

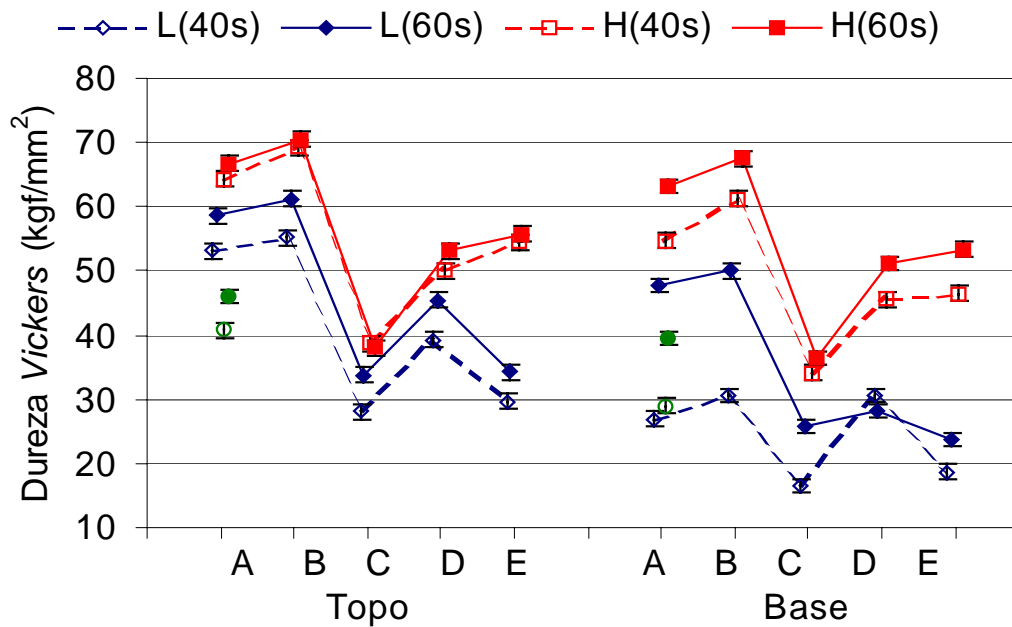


FIGURA 54 - Médias de dureza *Vickers* relativas à espessura 1 mm de faceta (interposição de 1 mm de faceta de estrutura dental) em função dos diferentes meios de armazenamento (seco por 24 horas - A, seco por 30 dias - B, água destilada - C, saliva artificial - D e ácido acético a 10% por 30 dias - E).

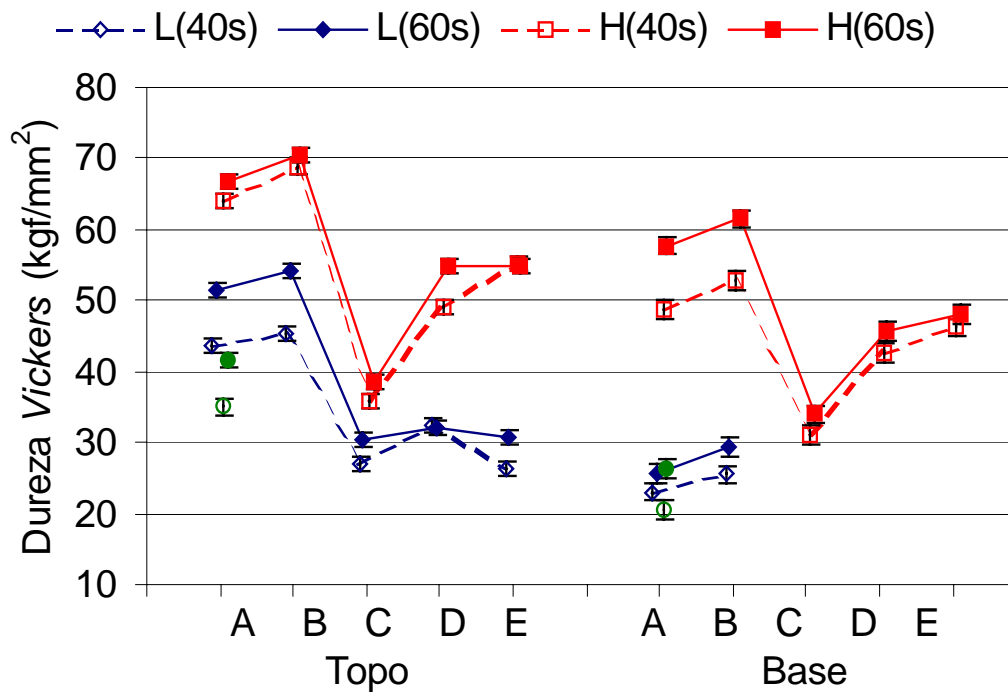


FIGURA 55 - Médias de dureza *Vickers* (VHN) relativas à espessura 2 mm de faceta (interposição de 2 mm de faceta de estrutura dental) em função dos diferentes meios de armazenamento (seco por 24 horas - A, seco por 30 dias - B, água destilada - C, saliva artificial - D e ácido acético a 10% por 30 dias - E).

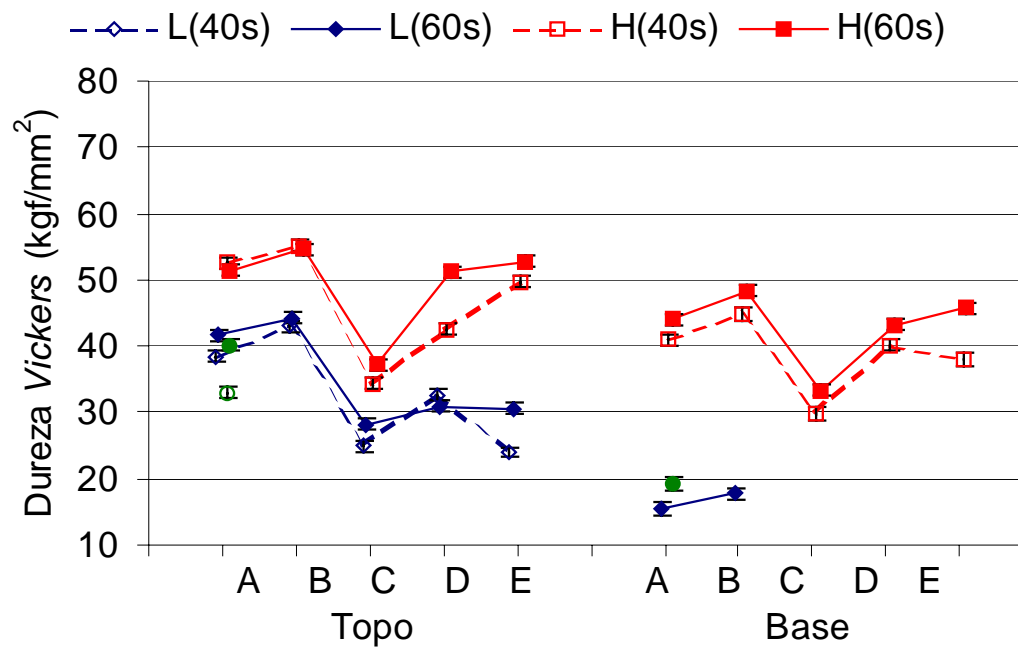


FIGURA 56 - Médias de dureza *Vickers* (VHN) relativas à espessura 3 mm de faceta (interposição de 3 mm de faceta de estrutura dental) em função de diferentes meios de armazenamento (seco por 24 horas - A, seco por 30 dias - B, água destilada - C, saliva artificial - D e ácido acético a 10% por 30 dias - E).

*2) Resultados da avaliação da técnica de fotoativação trans-dental pelo teste de espectroscopia de fluorescência:*

Tabela 6 - Médias (e desvios padrão) de difusão, em  $10^{-4}$  mm<sup>2</sup>/h

| Superf. | Fonte de luz | Tempo exp. (s) | Espessura da faceta dental (mm) |             |             |             |   |  |   |  |
|---------|--------------|----------------|---------------------------------|-------------|-------------|-------------|---|--|---|--|
|         |              |                | 0                               |             | 1           |             | 2 |  | 3 |  |
| Topo    | LEDs         | 40             | 0,00 (0,00)                     | 0,00 (0,00) | 1,80 (1,80) | 1,63 (1,63) |   |  |   |  |
|         |              | 60             | 0,00 (0,00)                     | 0,00 (0,00) | 1,26 (1,26) | 1,56 (1,56) |   |  |   |  |
|         | Halóg.       | 40             | 0,00 (0,00)                     | 0,00 (0,00) | 1,33 (1,33) | 1,67 (1,67) |   |  |   |  |
|         |              | 60             | 0,00 (0,00)                     | 0,00 (0,00) | 0,00 (0,00) | 1,39 (1,39) |   |  |   |  |
| Base    | LEDs         | 40             | 3,14 (0,65)                     | 3,30 (0,56) | 4,37 (0,38) | 5,47 (0,37) |   |  |   |  |
|         |              | 60             | 0,00 (0,00)                     | 2,59 (0,55) | 4,17 (0,68) | 5,32 (0,27) |   |  |   |  |
|         | Halóg.       | 40             | 0,00 (0,00)                     | 0,00 (0,00) | 3,66 (0,45) | 5,77 (0,54) |   |  |   |  |
|         |              | 60             | 0,00 (0,00)                     | 0,00 (0,00) | 3,80 (0,35) | 5,84 (0,79) |   |  |   |  |

Na Tabela 6 visualizamos as médias e desvios padrão de difusão vertical ( $10^{-4}$  mm<sup>2</sup>/h), obtidas em cinco amostras de uma mesma resina composta, variando-se a fonte de luz de fotoativação (LEDs e halógena), a espessura das facetas de estrutura dental (0, 1, 2 e 3 mm) e o tempo de exposição (40 e 60s), nas superfícies de topo e na base.



Observam-se diversos valores de difusão iguais a zero quando não se utiliza a faceta de estrutura dental ou com a faceta de 1 mm. Assim, sem a faceta (espessura 0 mm), exceto na base com a aplicação do LEDs por 40 segundos, todas as medidas de difusão foram iguais a zero. Na espessura 1 mm de faceta de estrutura dental, somente foram maiores do que zero as difusões na base com o dispositivo LEDs aplicado tanto por 40 como 60 segundos. Entretanto, nas outras espessuras de facetas, as medidas de difusão foram iguais a zero apenas na espessura 2 mm na superfície de topo das amostras submetidas à luz halógena por 60 segundos.

Então, foi aplicada uma análise de variância para a comparação dos grupos experimentais com difusão diferente de zero na superfície de topo e outra análise de variância na base. A comparação entre o topo e a base foi feita utilizando-se as diferenças de difusão em uma mesma amostra nessas duas superfícies.

No topo, ao nível de 5% de significância, não houve evidência de diferença entre as médias de difusão maiores do que zero ( $p=0,1663$ ). Esse resultado pode ser visualizado no gráfico de médias de difusão representado na Figura 57, onde estão representados também intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais. As sobreposições acentuadas dos intervalos relativos às médias de difusão no topo confirmam o resultado da análise de variância, ainda que a difusão média relativa ao LEDs aplicado por 40 segundos seja um pouco maior do que as outras no topo.

Na base, entretanto, pela análise de variância há evidência de médias significativamente diferentes ( $p < 0,0001$ ). As médias diferentes de zero foram, então, comparadas duas a duas pelo teste de *Newman-Keuls*, ao nível de 5% de significância.

Observa-se que, para a fotoativação com luz halógena, as médias de difusão são praticamente iguais nos tempos de exposição de 40 e 60 segundos, em qualquer espessura de faceta de estrutura dental. Nesses tempos, as médias de difusão com luz halógena são iguais a zero nas espessuras 0 mm e 1 mm de faceta, aumentam significativamente na espessura 2 mm e aumentam mais ainda na espessura 3 mm. Para a fotoativação com LEDs, da espessura 1 mm em diante também há equivalência entre as médias de difusão nos tempos 40 e 60 segundos, com essas médias aumentando. Entretanto, essa equivalência não ocorre quando a faceta não está presente, pois no tempo de 40 segundos a média de difusão é igual a zero e no tempo de 60 segundos é equivalente às médias obtidas na espessura de 1 mm de faceta. Comparando a difusão obtida com o LEDs e a luz halógena observa-se que, diferentemente das espessuras 0 mm e 1 mm de faceta, não há diferença significativa entre as médias de difusão nas espessuras de 2 mm ou de 3 mm. Aqui também esses resultados podem ser visualizados pelo gráfico relativo à base representado na Figura 57, observando-se a maior ou menor sobreposição dos intervalos de confiança.

Ainda pelo gráfico da Figura 57 é evidente que as médias de difusão no topo são significativamente menores do que as médias de difusão obtidas na base. Nas Figuras 58 e 59 estão representados os valores médios de difusão nos tempos de 40 e 60 segundos respectivamente, nas superfícies de topo e base para ambas as fontes de luz utilizadas (halógena e LEDs) na técnica de fotoativação trans-dental. Para avaliar as diferenças entre as médias de difusão no topo e na base, a Tabela B1 do Apêndice B contém as médias das diferenças entre os valores de difusão no topo em relação à base, os desvios padrão, os limites inferiores e os limites superiores dos intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais.

No apêndice B (Tabelas B2 e B3) são dados os valores p dos testes de normalidade e homogeneidade de variância dos resíduos, respectivamente, teste de *Shapiro-Wilk* e teste de *Levene*.

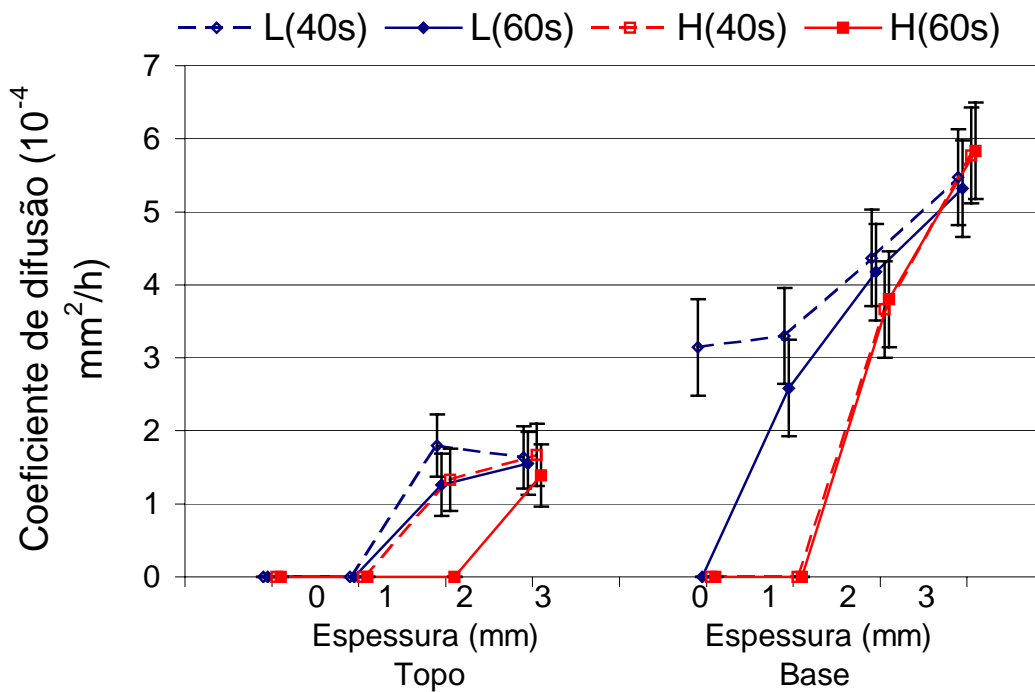


FIGURA 57 - Médias de difusão, em  $10^{-4} \text{ mm}^2/\text{h}$ , relativas às fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L) e tempos de exposição 40 e 60 segundos. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

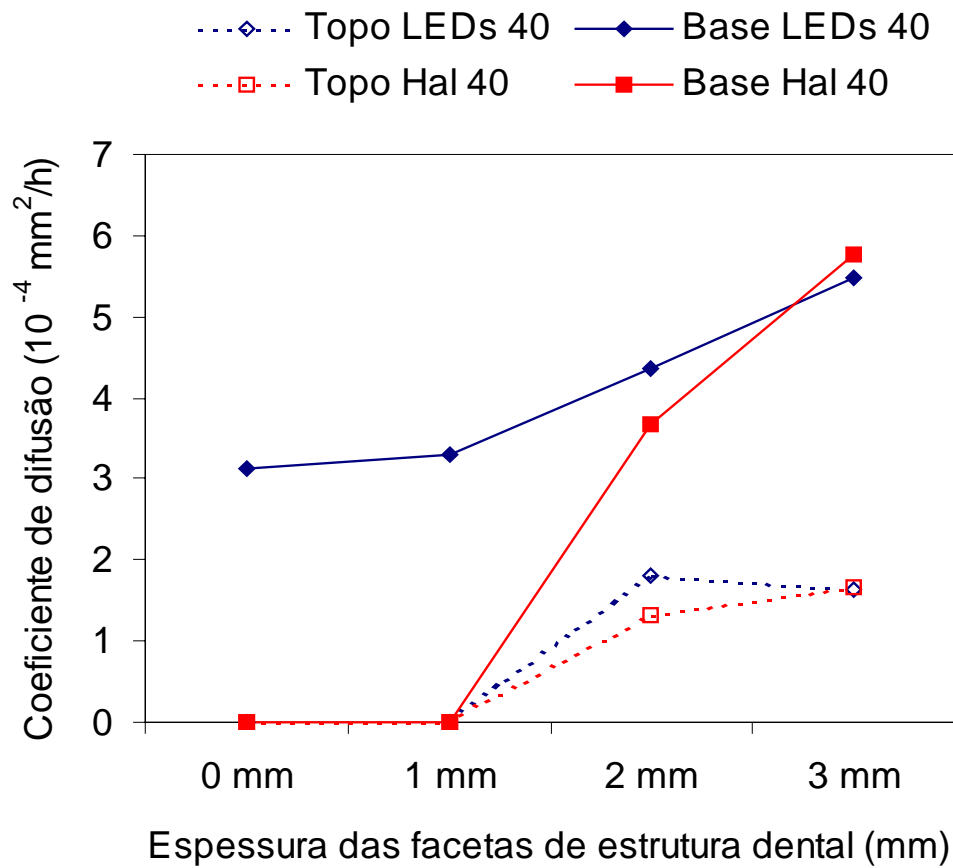


FIGURA 58 - Médias de difusão ( $10^{-4} \text{ mm}^2/\text{h}$ ) relativas às fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L) para o tempo de exposição de 40 segundos nas superfícies de topo e de base.

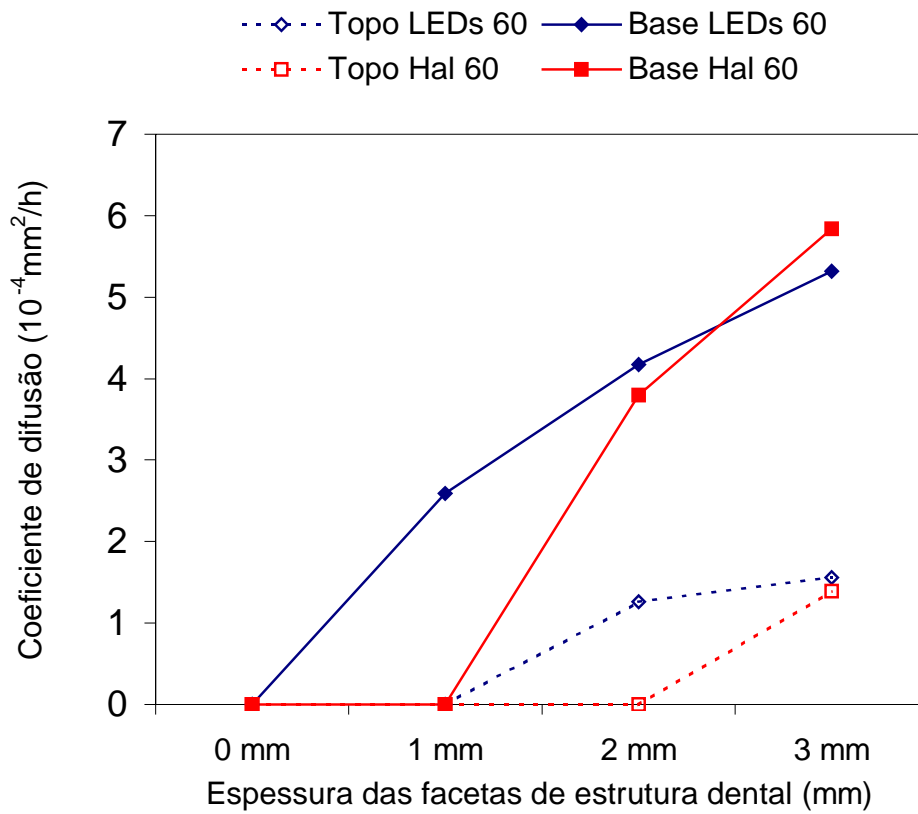


FIGURA 59 - Médias de difusão ( $10^{-4} \text{ mm}^2/\text{h}$ ) relativas às fontes de luz Halógena (H) e LEDs (L) para o tempo de exposição de 60 segundos nas superfícies de topo e de base.

## *Discussão*

A capacidade de polimerização dos diversos aparelhos de luz utilizados na fotoativação das resinas compostas mostra-se de fundamental importância para a obtenção de propriedades físicas e químicas satisfatórias, aumentando dessa forma o sucesso e a longevidade das restaurações em resina composta fotopolimerizável (FAN et al.,<sup>21</sup> 1987; GHENG e GARONE NETTO,<sup>34</sup> 1988; BARGHI et al.,<sup>8</sup> 1994; FOWLER et al.,<sup>26</sup> 1994; PEREIRA,<sup>61</sup> 1995; VARGAS et al.,<sup>95</sup> 1998; MILLS et al.,<sup>53</sup> 1999; PEREIRA,<sup>63</sup> 1999; WHITTERS et al.,<sup>99</sup> 1999; JANDT et al.,<sup>37</sup> 2000; KURACHI,<sup>39</sup> 2000; MACHADO,<sup>47</sup> 2000; FAN et al.,<sup>22</sup> 2002; RASTELLI,<sup>70</sup> 2002; ASMUSSEN e PEUTZFELDT,<sup>5</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>71</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>72</sup> 2004). Uma polimerização inadequada tem sido associada às propriedades mecânicas inferiores, falha de retenção, alta solubilidade, baixa estabilidade de cor e respostas pulpares adversas aos monômeros não polimerizados (CHRISTENSEN et al.,<sup>16</sup> 1999).

Dessa forma, sabemos que vários fatores exercem influência sobre o grau e a profundidade de polimerização das resinas compostas. Dentre estes, podemos destacar o tipo de fonte de luz utilizada, sua intensidade de luz, seu comprimento de onda e o tempo de exposição utilizados nos diversos aparelhos fotoativadores disponíveis no mercado odontológico para essa finalidade (NAGEM FILHO,<sup>56</sup> 1993; PEUTZFELDT<sup>64</sup> 1994; ALTHOFF e HARTUNG,<sup>1</sup> 2000; MACHADO,<sup>47</sup> 2000; ANDRADE et al.<sup>2</sup> 2001; DUNN e BUSH<sup>20</sup> 2002; LEONARD et al.,<sup>44</sup> 2002; PRADHAN et al.,<sup>68</sup> 2002;



RASTELLI,<sup>70</sup> 2002; RASTELLI et al.,<sup>71</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>72</sup> 2004). Esses fatores estão relacionados às características operacionais de cada aparelho, entretanto, sabemos que fatores relacionados à própria composição das resinas compostas também são responsáveis pelo maior ou menor grau de polimerização desses materiais. Com relação à composição das resinas compostas, fatores como: tipo e tamanho das partículas de carga; índice de refração das partículas de carga, bem como da matriz resinosa; opacidade; cor da resina composta; quantidade e tipo do fotoiniciador presente interferem na polimerização desses materiais (YEARN,<sup>101</sup> 1985; WEAVER et al.,<sup>98</sup> 1988; ATMADJA e BRYANT,<sup>6</sup> 1990; MANDARINO,<sup>48</sup> 1990; TURBINO et al.,<sup>91</sup> 1992; PIRES et al.,<sup>66</sup> 1993; RUEGGERBERG e JORDAN,<sup>73</sup> 1993; BAYNE et al.,<sup>9</sup> 1994; RUEGGERBERG et al.,<sup>74</sup> 1994; CAUGHMAN et al.,<sup>13</sup> 1995; PEREIRA,<sup>61</sup> 1995; VOGEL e SALTZ,<sup>100</sup> 1997; MENEZES e MUENCH,<sup>55</sup> 1998; VARGAS et al.,<sup>96</sup> 1998; CHRISTENSEN et al.,<sup>16</sup> 1999; PEREIRA,<sup>63</sup> 1999; LEONARD et al.,<sup>43</sup> 2001; DUNN e BUSH,<sup>20</sup> 2002; COTRINA et al.,<sup>17</sup> 2003). Christensen et al.,<sup>16</sup> em 1999, relatam que o fator mais significativo no processo de polimerização das resinas compostas é a sua composição, sendo até mais importante do que os fatores relacionados aos aparelhos fotoativadores.

Ainda no que diz respeito aos fatores que podem interferir no processo de polimerização das resinas compostas, a desinfecção das pontas de luz dos aparelhos fotoativadores, a qual é um fator de extrema preocupação em

função da biossegurança, e a falta de manutenção dos aparelhos que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena, podem promover uma polimerização inadequada (FRIEDMAN,<sup>30</sup> 1989; LUTZ et al.,<sup>45</sup> 1992; BARGHI et al.,<sup>8</sup> 1994; PEREIRA,<sup>61</sup> 1995; NELSON et al.,<sup>57</sup> 1997).

Após verificarmos na literatura todos os fatores que estão envolvidos no processo de polimerização das resinas compostas, bem como suas interferências, ao analisarmos o gráfico representado pela Figura 36, pudemos verificar que os maiores valores de dureza *Vickers* (VHN) foram obtidos com o aparelho de luz halógena Curing Light 2500 (3M/ESPE), utilizado pelos tempos de 40 e 60 segundos para ambas as superfícies de topo e de base das amostras. Isto foi observado quando se utilizou esse aparelho em condições normais de operação, ou seja, aparelho de luz halógena com sua intensidade de luz ou densidade de energia original, a qual era da ordem de  $675 \text{ mW/cm}^2$ , quando comparado com o dispositivo LEDs (MMOptics) também em condições normais de operação, ou seja, com intensidade de luz ou densidade de energia da ordem de  $270 \text{ mW/cm}^2$ . Esse fato pode ser claramente explicado pelo decréscimo exponencial que ocorre na potência e conseqüentemente na intensidade de luz quando se utiliza a técnica de fotoativação trans-dental (verificar gráfico representado na Figura 20 do capítulo Material e método na página 154). Esses resultados encontram-se de acordo com a literatura, a qual relata que a polimerização de uma resina composta microhíbrida está diretamente relacionada à

intensidade de luz ou densidade de energia, e ao tempo de exposição utilizado pela fonte de luz (PEUTZFELDT,<sup>64</sup> 1994; RUEGGERBERG et al.,<sup>74</sup> 1994; MEHL et al.,<sup>51</sup> 1997; PEREIRA,<sup>63</sup> 1999; LEONARD et al.,<sup>43</sup> 2001; RASTELLI,<sup>70</sup> 2002; RASTELLI et al.,<sup>71</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>72</sup> 2004).

Assim, no que diz respeito ao fator intensidade de luz, os resultados do nosso trabalho, demonstram que quanto maiores os valores de intensidade de luz, maiores são os valores de dureza. Assim, fica evidente verificar que o aparelho de luz halógena com intensidade de  $675 \text{ mW/cm}^2$  (condições normais de operação) promoveu os maiores valores de dureza, para ambas as superfícies de topo e de base, independente da espessura da faceta de estrutura dental, quando comparado com o dispositivo LEDs utilizado no presente estudo. Nesse caso, houve a superposição do fator intensidade de luz nos resultados.

Segundo Menezes e Muench<sup>52</sup> (1998) o aumento na intensidade de luz, aumenta gradativa e significativamente a formação de radicais livres, os quais são responsáveis pela formação da cadeia polimérica.

A adição de um agente redutor ao componente fotossensível pode melhorar a atividade dos radicais livres pelo seguinte mecanismo: sob luz visível, o fotoiniciador e o agente redutor ligam-se para formar o complexo polimérico. Esse complexo polimérico possui absorção aumentada do comprimento de onda dentro do espectro visível, quando comparado com aquele que possui apenas a canforoquinona em sua composição. É o agente

reductor que tem a capacidade de fornecer os elétrons ao fotoiniciador, proporcionando dessa forma, mais radicais livres para que possam reagir, mais rápida e intensamente, durante a reação de polimerização.

Sakagushi e Berge<sup>75</sup> (1998) em seu trabalho verificaram que o grau de conversão na superfície de um incremento de resina composta não se apresenta tão sensível, às mudanças de intensidade de luz, como na base. A aplicação de luz em duas intensidades não resulta em valores de grau de conversão, diferentes significativamente, das polimerizações com alta ou baixa intensidade durante 40 segundos. Em se tratando de polimerização a duas intensidades, iniciando-se com um valor mais baixo passando, posteriormente, a um valor mais alto (*softstart*), Mehl et al.<sup>51</sup> (1997) não encontraram diferenças significantes nos valores de dureza das resinas compostas quando comparadas com a técnica convencional, uma vez que a polimerização *softstart* não exerce influência sobre o grau de conversão, especialmente em relação à quantidade de monômeros remanescentes que não será aumentada. Entretanto, o método de polimerização *softstart* tem se mostrado eficiente na obtenção de restaurações em resina composta com melhor integridade marginal, uma vez que reduzem a contração de polimerização (MEHL et al.,<sup>51</sup> 1997; DENTAL ADVISOR,<sup>4</sup> 1999; HADECHNY, et al.,<sup>35</sup> 1999).

Quando analisamos os resultados obtidos na comparação feita entre o aparelho de luz halógena e o dispositivo LEDs nas mesmas condições de

operação (verificar gráfico da Figura 36), ou seja, aparelho de luz halógena com intensidade de luz ou densidade de energia igual à intensidade do dispositivo LEDs, verificamos que os valores médios de dureza *Vickers* (VHN) foram superiores para o dispositivo LEDs. Esse fato pode ser explicado pela emissão espectral mais estreita que essa fonte de luz, os LEDs, apresenta sendo, portanto, uma luz totalmente aproveitada no processo de polimerização das resinas compostas (FUJIBAYASHI et al.,<sup>32</sup> 1998; ALTHOFF e HARTUNG,<sup>1</sup> 2000; KURACHI,<sup>39</sup> 2000; JANDT et al.,<sup>37</sup> 2000; ANDRADE et al.,<sup>2</sup> 2001; FRENTZEN et al.,<sup>29</sup> 2001; KNEZEVIC et al.,<sup>38</sup> 2001; MEDEIROS,<sup>50</sup> 2001; DUNN e BUSH,<sup>20</sup> 2002; LEONARD et al.,<sup>44</sup> 2002; MILLS et al.,<sup>53</sup> 2002; RASTELLI,<sup>70</sup> 2002; FRANCO et al.,<sup>28</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>71</sup> 2003; BENNETT e WATTS,<sup>12</sup> 2004; RASTELLI et al.,<sup>72</sup> 2004).

O fato de emitir luz azul visível dentro de um espectro ou comprimento de onda mais específico, o qual se localiza bastante próximo do pico máximo de absorção do fotoiniciador canforoquinona, a qual é o mais comumente encontrado na composição das resinas compostas, torna a fonte de luz à base de LEDs mais eficiente para ativar a reação de polimerização de resinas compostas fotoativadas.

Além de mostrar-se como uma fonte de luz extremamente eficiente no processo de fotoativação, os LEDs em função de sua grande pureza espectral fazem com que o aquecimento gerado durante o processo de fotoativação seja praticamente ausente (TARLE et al.,<sup>86</sup> 1998; KNEZEVIC et

al.,<sup>38</sup> 2001; PORKO e HIETALA,<sup>67</sup> 2001; TARLE et al.<sup>87</sup>, 2002; SILVA,<sup>79</sup> 2003). Isto se torna extremamente satisfatório, pois o não aquecimento das estruturas dentais, bem como do material restaurador, no caso as resinas compostas, leva à redução da sensibilidade pós-operatória (TARLE et al.,<sup>86</sup> 1998; KNEZEVIC et al.,<sup>38</sup> 2001; PORKO e HIETALA,<sup>67</sup> 2001; TARLE et al.<sup>87</sup>, 2002; SILVA,<sup>79</sup> 2003). A eficiência do dispositivo LEDs, quando comparado ao aparelho de luz halógena nas mesmas condições de operação, pode também ser visualizada na forma de porcentagem, nos gráficos representados nas Figuras de números 38 a 41. Nossos resultados encontram-se de acordo com o trabalho de Dunn e Bush<sup>20</sup> (2002), onde os autores relatam que LEDs utilizados nos mesmos parâmetros da fonte de luz halógena, apresentam resultados iguais ou superiores, no que diz respeito à profundidade de polimerização.

No gráfico representado pela Figura 38 verificamos a eficiência do dispositivo LEDs pelo fato desta ser uma fonte de luz puntual. Esse fato não ocorre com a fonte de luz halógena, em função do tamanho do filamento de tungstênio, responsável pela emissão da energia, apresentar-se superior a 3 mm. Ainda no gráfico representado pela Figura 38, verificamos a seguinte ocorrência: quando não houve interposição de estrutura dental, o dispositivo LEDs utilizado mostrou eficiência de aproximadamente 36% sobre o aparelho Curing Light 2500. Essa eficiência sobre a luz halógena foi diminuindo conforme o aumento da espessura da estrutura dental, permanecendo em

torno de 15% quando houve a interposição de 3 mm de estrutura dental.

Quando analisamos a superfície de base das amostras (gráfico da Figura 39), verificamos que a presença de estrutura dental afeta consideravelmente, pois, existe uma contribuição diferente na resina composta quando fotoativada na presença de estrutura dental. Com o aumento do tempo de exposição para 60 segundos (Figura 40), o fator aquecimento poderia ser aumentado, sendo esperado melhor desempenho da lâmpada. Porém, esse fato não foi observado, o que nos leva a acreditar que o fator iluminação deva ser mais relevante. Isto sugere que com o tempo de 40 segundos, o sistema (resina composta – dente) já teria atingido sua temperatura máxima.

No gráfico representado pela Figura de número 41, verificamos que para a superfície de base, com a interposição de 2 ou 3 mm de espessura de faceta de estrutura dental, pelo tempo de 60 segundos, o aparelho de luz halógena mesmo utilizado nas mesmas condições operacionais apresentou resultado discretamente superior às mesmas situações, quando se utilizou o dispositivo LEDs. Esse fato é explicado pelo aquecimento que a fonte de luz halógena promove durante o processo de polimerização, fazendo com que os valores de dureza *Vickers* (VHN) possam ser maiores em função desse aquecimento, o qual como discutido torna-se indesejável durante a fotoativação das resinas compostas. Nesse caso, o aquecimento parece compensar os baixos valores de intensidade de luz. Assim, quando verificamos valores negativos na porcentagem, isto significa dizer que a fonte

de luz halógena apresentou-se mais eficiente e esse fato é explicado pelo aquecimento promovido pela fonte de luz halógena durante a polimerização.

Outro fator que interfere no processo de polimerização e pode ser classificado como fator de interferência externa, é a presença de estrutura dental, esmalte e ou dentina, durante a fotoativação das resinas compostas (GHENG e GARONE NETTO,<sup>34</sup> 1988; WEAVER et al.,<sup>98</sup> 1988; FRANCO et al.,<sup>27</sup> 1991; VOGEL e SALTZ,<sup>96</sup> 1997; SILVA et al.,<sup>78</sup> 1999; PRICE et al.,<sup>69</sup> 2000; RASTELLI,<sup>70</sup> 2002; DIETSCHI et al.,<sup>19</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>71</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>72</sup> 2004).

Em nosso trabalho, no que diz respeito à interposição de facetas de estrutura dental, quando analisamos o gráfico representado na Figura 36, pudemos verificar que de uma forma geral, à medida que aumentamos a espessura da faceta de estrutura dental há um decréscimo nos valores de dureza *Vickers* (VHN) ou eventualmente esta permanece equivalente, tanto na superfície de topo como na de base. Esse decréscimo pode ser maior especialmente quando analisamos a superfície de base para o dispositivo LEDs utilizado.

Nossos resultados estão de acordo com a literatura, onde autores relatam que a presença de interferências externas, como a presença de estrutura dental durante a fotoativação de uma resina composta é um fator que influencia na polimerização das resinas compostas, tanto em superfície como principalmente em profundidade (GHENG e GARONE NETTO,<sup>34</sup> 1988;



WEAVER et al.,<sup>98</sup> 1988; FRANCO et al.,<sup>27</sup> 1991; VOGEL e SALTZ,<sup>96</sup> 1997; SILVA et al.,<sup>78</sup> 1999; PRICE et al.<sup>69</sup> 2000; RASTELLI,<sup>70</sup> 2002; DIETSCHI et al.<sup>19</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>71</sup> 2003; RASTELLI et al.,<sup>72</sup> 2004).

De acordo com Price et al.<sup>69</sup> (2000), Rastelli<sup>70</sup> (2002), Dietschi et al.<sup>19</sup> (2003) Rastelli et al.<sup>71</sup> (2003) e Rastelli et al.,<sup>72</sup> (2004) a luz dos aparelhos fotoativadores não é tão bem transmitida através das estruturas dentais. Isto ocorre, de acordo com Price et al.<sup>69</sup> (2000), pelo decréscimo exponencial existente na energia luminosa transmitida através de diferentes espessuras de estrutura dental, afetando adversamente o grau de conversão das resinas compostas. Ainda com relação à presença de estrutura dental durante a fotoativação, segundo Dietschi et al.,<sup>19</sup> em 2003, o grau de conversão das resinas compostas é inversamente proporcional à espessura da estrutura dental presente entre a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador e a superfície das resinas compostas, além disso, os autores denominam a técnica de fotoativação através da estrutura dental como técnica de fotoativação indireta. De acordo com Dietschi et al.,<sup>19</sup> em 2003, o tecido dentinário promove uma grande atenuação da intensidade de luz ou densidade de energia emitida pelas diferentes fontes de luz utilizadas na ativação da reação de polimerização. Isto explica perfeitamente os resultados do nosso trabalho, onde quanto maior a espessura de estrutura dental, esmalte e dentina, menores foram os valores de dureza.

De acordo com os achados de Weaver et al.<sup>98</sup> (1988) e Atmadja e

Bryant<sup>6</sup> (1990), quando as resinas compostas são fotoativadas através da estrutura dental apresentam valores de dureza inversamente proporcionais à espessura do material e da estrutura dental. Franco et al.<sup>27</sup> (1991), Rastelli<sup>70</sup> (2002), Rastelli et al.<sup>71</sup> (2003) e Rastelli et al.<sup>72</sup> (2004) afirmaram que a interposição de facetas de esmalte e dentina entre o aparelho fotoativador e o material restaurador, promove uma redução na capacidade de polimerização e conseqüentemente nos valores de dureza das resinas compostas. Gheng e Garone Netto<sup>34</sup> (1988), Rastelli<sup>70</sup> (2002), Rastelli et al.<sup>71</sup> (2003) e Rastelli et al.<sup>72</sup> (2004) afirmaram em seus trabalhos que quanto maior a espessura da estrutura dental, maior será a dificuldade de polimerização. Silva et al.<sup>78</sup> (1999) concordam com o fato de que a existência de maiores espessuras de estrutura dental entre a primeira camada de resina composta e a ponta ativa da unidade fotoativadora pode diminuir o grau de polimerização das resinas compostas.

De acordo com Price et al.<sup>69</sup> (2000), Rastelli<sup>70</sup> (2002), Rastelli et al.<sup>71</sup> (2003) e Rastelli et al.<sup>72</sup> (2004) clinicamente, não deveríamos fotoativar uma resina composta através de estrutura dental, esmalte e ou dentina, com espessura de 2 mm ou mais, uma vez que a obtenção de uma polimerização inadequada compromete as propriedades mecânicas das resinas compostas, reduzindo dessa forma a longevidade das restaurações em resina composta.

No que diz respeito ao fator, espessura da resina composta, nossos resultados demonstram e isto pode ser perfeitamente visualizado nas

Tabelas de 1 a 5 e em todos os gráficos representados nas Figuras de números 36 - 37 e 44, 47, 50 e 53 - 56 que os valores médios de dureza para a superfície de base são menores que os valores encontrados para a superfície de topo, independente dos fatores analisados, ou seja, independente da fonte de luz, tempo de exposição, espessura de faceta de estrutura dental e meios de armazenamento. Nas Tabelas A1 a A5 do Apêndice A verificamos as médias de diferenças existentes entre a dureza das superfícies de topo e de base para os diferentes meios de armazenamento.

Nossos resultados estão de acordo com os trabalhos de Gheng e Garone Netto,<sup>34</sup> 1988; Menezes e Muench,<sup>52</sup> 1998; Pereira,<sup>63</sup> 1999; Rastelli<sup>70</sup> 2002; Dietschi et al.,<sup>19</sup> 2003; Rastelli et al.<sup>71</sup> 2003 e Rastelli et al.,<sup>72</sup> 2004, os quais relatam que a propriedade mecânica de dureza mostra-se inversamente proporcional à espessura da resina composta. Esse fato pode ser explicado pela perda de intensidade de luz que ocorre quando a mesma atravessa a resina composta, onde grande parte da luz é refletida.

De acordo com Rueggeberg et al.,<sup>74</sup> em 1994, incrementos de resina composta apresentando 1 mm (milímetro) de espessura quando fotoativados promovem maior e mais uniforme polimerização.

A profundidade de polimerização é considerada indicativo do sucesso clínico de uma restauração em resina composta. O grau de polimerização diminui com o aumento na espessura do incremento, assim torna-se

importante encontrarmos adequada polimerização em todas as profundidades do material. Uma polimerização inadequada resulta em propriedades físicas e químicas inferiores, alta solubilidade podendo levar as restaurações estéticas em resina composta ao fracasso (BARGHI et al.,<sup>8</sup> 1994; VARGAS et al.,<sup>95</sup> 1998). De acordo com Dunn e Bush<sup>20</sup> (2002) o 2° mm de resina composta deveria apresentar 80% do grau de polimerização do topo para ser considerada satisfatória.

Rastelli et al.,<sup>71</sup> em 2003, relatam em seu trabalho que na técnica de fotoativação trans-dental, existe a necessidade de reduzir a espessura do incremento de resina composta de 2 mm para 1 mm, quando se fotoativa a resina composta através de estrutura dental com 2 mm de espessura.

No que diz respeito ao fator tempo de exposição, está evidente na literatura o fato de que o aumento no tempo de exposição promove maiores valores de dureza (PEREIRA,<sup>63</sup> 1999; SANTOS et al.,<sup>76</sup> 2000). Assim, nossos resultados encontram-se de acordo com a literatura, pois, ao analisarmos as Tabelas de números 1 a 5, bem como os gráficos representados pelas Figuras 36 - 37, 44, 47, 50 e 53 - 56 verificamos que independente do fator analisado, quanto maior o tempo de exposição, maiores foram os valores médios de dureza. De acordo com os trabalhos de Rastelli,<sup>70</sup> 2002 e Rastelli et al.<sup>71</sup> 2003, na técnica de fotoativação trans-dental devemos aumentar o tempo de exposição para 60 segundos, independente da fonte de luz utilizada.

O tempo de exposição apresenta um papel fundamental no processo de polimerização das resinas compostas. A dureza superficial é aumentada significativamente, quando exposta à luz por períodos mais prolongados (ATMADJA e BRYANT,<sup>6</sup> 1990; MANDARINO,<sup>48</sup> 1990; FRANCO et al.,<sup>27</sup> 1991; TURBINO et al.,<sup>91</sup> 1992; FOWLER et al.,<sup>27</sup> 1994; PEREIRA,<sup>63</sup> 1999; PEREIRA et al.,<sup>62</sup> 2001).

Em associação à intensidade de luz, ao comprimento de onda emitido pela fonte de luz, o tempo de exposição apresenta-se como um fator relacionado diretamente aos aparelhos fotopolimerizadores sendo de fundamental importância na obtenção de uma polimerização adequada. De acordo com Dietschi et al.,<sup>19</sup> em 2003, o fator tempo de exposição pode ser considerada como a variável clínica mais importante pelo fato de apenas esse parâmetro poder ser diretamente alterado pelo profissional da Odontologia.

Rueggeberg et al.,<sup>74</sup> em 1994, relatam em seu trabalho que para obtermos uma polimerização em maior profundidade e mais uniforme, deveríamos utilizar como tempo de exposição padrão, 60 segundos.

Tão importante quanto à obtenção de propriedades mecânicas satisfatórias, a resistência à degradação química das resinas compostas expostas ao complexo meio oral é de extrema importância.

Autores sugerem que a degradação das resinas compostas não pode estar associada apenas às forças mecânicas a que são submetidas, mas

também está associada à degradação química (LEE et al.,<sup>41</sup> 1998; YAP et al.,<sup>100</sup> 2003).

Martin et al.<sup>49</sup> (2003) relatam em seu trabalho que a matriz polimérica das resinas compostas absorve água pelo processo de difusão controlada e algumas resinas absorvem água como resultado da reação de polimerização. A difusão da água pela estrutura das resinas compostas depende de vários fatores, os quais pode incluir: o tipo de matriz resinosa; a quantidade de partículas de carga, bem com seu tamanho e a presença ou não de agentes de ligação ou silanos (SODERHOLM,<sup>80</sup> 1981; SODERHOLM et al.,<sup>82</sup> 1984). Dentro desses fatores, a natureza da matriz resinosa é o mais significativo no que diz respeito à expansão higroscópica sofrida pelas resinas compostas. A hidrofiliabilidade da matriz polimérica determinará a habilidade das moléculas de água se difundirem para o interior da matriz (MARTIN et al.,<sup>49</sup> 2003; MUSANJE e DARVELL,<sup>55</sup> 2003).

Com relação aos resultados do nosso trabalho observamos nas Tabelas de números 1 a 5, bem como nos gráficos representados pelas Figuras de números 36 – 37, 44, 47, 50 e 53 a 56, que os valores médios de dureza *Vickers* apresentaram redução estatisticamente significativa para todos os meios de armazenamento (água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10%) quando comparados ao meio de armazenamento seco por 24 horas e pelo período de 30 dias. Na Tabela A6 do Apêndice A verificamos a porcentagem de redução das médias de dureza da superfície de topo em

relação à base em função dos diferentes meios de armazenamento. Os grupos que apresentaram em ordem decrescente a maior redução nos valores médios de dureza, foram os grupos armazenados em água destilada, seguido por ácido acético a 10% e saliva artificial. Nossos resultados estão de acordo com o trabalho de Okada et al.,<sup>59</sup> em 2001, onde os autores verificaram que os valores médios de dureza para as amostras dos grupos armazenados em saliva artificial demonstraram-se superiores às amostras dos grupos armazenados em água destilada. Segundo Söderholm et al.,<sup>83</sup> em 1996, esse fato pode ser explicado pela capacidade que alguns íons presentes na saliva, como cálcio e fosfato, têm de penetrar na estrutura das resinas compostas.

Quando analisamos individualmente os meios de armazenamento, verificamos que para a água destilada, gráfico representado na Figura de número 44, observamos claramente a redução nos valores médios de dureza independente do fator analisado, ou seja, independente da fonte de luz utilizada (Halógena ou LEDs), tempo de exposição (40 ou 60 segundos), da espessura da faceta de estrutura dental (0; 1; 2 ou 3 mm) e superfície da resina composta (topo ou base), quando comparado ao meio de armazenamento seco por 24 horas e por 30 dias. Porém, verificou-se que para esse meio de armazenamento, água destilada, que a diminuição dos valores médios de dureza é menos intensa com o aumento da espessura da faceta de estrutura dental.

Nossos resultados encontram-se de acordo com o trabalho de Yap et al.<sup>100</sup> (2003) onde os autores verificaram que a água destilada promoveu um dos menores valores de dureza após o armazenamento durante uma semana. De acordo com Söderholm,<sup>81</sup> em 1983, a sorção à água resulta em aumento de volume da matriz de resina e leva a uma força de tensão radial na interface partícula de carga - resina, com isto, promove o deslocamento das ligações Si - O - Si das partículas de carga. A formação de altos níveis de energia das ligações Si - O - Si tensionadas tornam as partículas de carga mais suscetíveis à corrosão resultando na desunião parcial ou total das partículas de carga com redução nos valores de dureza. De acordo com o trabalho de Yap et al.,<sup>100</sup> em 2003, as estruturas de resinas compostas com polimerização deficiente, ou seja, com menor número de ligações cruzadas facilitam a sorção à água, resultando em maior desgaste.

No mesmo trabalho, Yap et al.<sup>100</sup> (2003), relatam que a polimerização utilizando fonte de luz halógena pelo método exponencial, produz uma estrutura polimérica com poucas ligações cruzadas. Porém, quando se utilizou fonte de luz à base de LEDs pelo método exponencial comparado ao método convencional (fotoativação com intensidade de luz única), não foi verificada diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza. Este fato pode ser atribuído à emissão espectral mais efetiva dos LEDs.

Com relação aos meios de armazenamento, os nossos resultados demonstram que independente do meio utilizado (água destilada, saliva



artificial e ácido acético a 10%) houve uma redução considerável nos valores médios de dureza da resina composta testada (Z-250 - 3M/ESPE). A redução nos valores de dureza parece ser semelhante para ambas as fontes de luz, mostrando-se maior para as amostras dos grupos fotoativados pelo dispositivo LEDs durante 40 segundos de exposição para a superfície de base, onde em alguns casos não foi possível realizar a leitura da propriedade de dureza. Esses resultados encontram-se de acordo com o trabalho de Medeiros<sup>50</sup> (2001) onde verificou que os meios de armazenamento interferem diretamente na propriedade de dureza das resinas compostas.

Atenção especial deve ser dada a respeito da equivalência aparente existente entre as duas fontes de luz utilizadas, quando se armazenou as amostras em água destilada, ácido acético a 10% e saliva artificial, mesmo com o dispositivo LEDs utilizado nos parâmetros especificados inicialmente.

Nos gráficos representados pelas Figuras 45 – 46, 48 – 49 e 51 – 52, verificamos os valores de porcentagem da degradação comparativa entre os meios secos por 24 horas e água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10% nas superfícies de topo e de base, respectivamente. A maior degradação foi observada para o meio de armazenamento água destilada.

Com relação ao meio de armazenamento seco por 30 dias verificamos nos gráficos representados pelas Figuras 42 e 43 que não houve degradação das amostras de resina composta em relação ao meio seco por 24 horas.

Dessa forma, podemos dizer que uma inadequada profundidade de

polimerização está associada a maior ou menor estabilidade da matriz polimérica das resinas compostas quando submetidas a diversos meios de armazenamento. A estabilidade da estrutura físico-química das resinas compostas quando estas são submetidas a diferentes meios de armazenamento, é alterada pela desestruturação da cadeia polimérica ou pela incorporação ao material, promovendo o afastamento relativo das cadeias, e conseqüentemente enfraquecendo as ligações químicas. Esses fatores levam à perda de coesão das moléculas e conseqüente diminuição das propriedades mecânicas.<sup>23, 50</sup>

Um dos testes mais utilizados e preconizados na literatura para estudar a capacidade de polimerização de diferentes fontes de luz é o teste de dureza, porém, atualmente novos testes vêm sendo introduzidos com a finalidade de verificar a profundidade de polimerização de resinas compostas com a utilização de diferentes fontes de luz. Dentre esses novos testes, o estudo da profundidade de polimerização pela difusão de corantes através da estrutura da resina composta vêm sendo propostos (GEE et al.,<sup>33</sup> 1984; ANDRADE,<sup>3</sup> 2004). Dessa forma, Andrade,<sup>3</sup> em 2004, estabeleceu normas para a realização do estudo de profundidade de polimerização por meio de espectroscopia de fluorescência, tendo como princípio básico: a utilização de corantes que apresentem a propriedade de fluorescência.

De acordo com Figueiredo<sup>25</sup> (2003), a fluorescência é um importante processo de emissão em que átomos ou moléculas são excitados por

absorção de radiação eletromagnética. As espécies excitadas relaxam para o seu estado fundamental liberando sua energia como um fóton. Em outras palavras, a luz apresentando um comprimento de onda (de excitação) é absorvida pelo tecido e emitida novamente em um segundo comprimento de onda (de emissão), o qual representa menor energia. No processo de fluorescência, a energia absorvida é sempre maior do que a emitida. O fato importante é que a energia emitida é uma impressão digital dos constituintes moleculares da amostra.

A incorporação de alguns corantes, os quais apresentam a propriedade de fluorescência, na composição das resinas compostas e a excitação dos mesmos com comprimentos de onda específicos, favorecem a visualização de áreas de difícil análise, devido às características de fluorescência de tais substâncias (ANDRADE,<sup>3</sup> 2004).

Corantes como amarelo lúcer, fluorescina de sódio, pirometano 556 e rodamina B e 6G possuem a propriedade de fluorescência, a qual é definida como a propriedade que uma substância tem de absorver luz em um comprimento de onda e emití-la em forma de luminescência em outro comprimento de onda (ZANDONÁ et al.,<sup>97</sup> 1997; FIGUEIREDO,<sup>25</sup> 2003; ANDRADE,<sup>3</sup> 2004).

Andrade,<sup>3</sup> em 2004, realizou alguns testes preliminares com o intuito de selecionar o corante que apresentasse melhor desempenho junto às resinas compostas. Para isto, a autora utilizou corantes como a Rodamina B e

Rodamina 6G, sendo que o último apresentou melhor fluorescência quando excitado em comprimentos de onda na faixa do verde ( $518 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ ) ou do azul ( $470 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ ). Na seleção do solvente utilizado no corante, foram testados vários tipos de álcoois, dos quais o etilenoglicol foi o que não provocou degradação da resina composta menos polimerizada. Com relação ao fator concentração da solução de rodamina 6G, em etilenoglicol, a mais adequada foi de 0,1% já que acima disso a autora observou uma super saturação de corante na amostra quando excitado, dificultando a leitura da intensidade de fluorescência. Da mesma forma, Andrade,<sup>3</sup> em 2004, ainda testou como tempos de imersão no corante 1; 2; 4; 10 e 20 dias, dos quais observou que com mais de 2 dias de imersão ocorria uma saturação que impedia a leitura da intensidade de fluorescência.

Durante o estudo piloto realizado por Andrade,<sup>3</sup> em 2004, quando a autora verificou que o corante ficava depositado exclusivamente nas regiões mais profundas das amostras (milímetros 3 e 4), realizou a tentativa de analisar o tipo de ligação que ocorria entre a rodamina 6G e a resina composta menos polimerizada, pelo teste de ressonância magnética. Para surpresa da autora, no momento de dissolver a amostra na acetona dentro do aparelho de ultra-som, depois de 5 minutos todo o corante tinha saído do interior da amostra sem dar tempo de dissolver a resina composta. Esse fato levou a autora a abandonar o teste de ressonância magnética, pois, não acontecia uma forte ligação entre a matriz orgânica da resina composta e as

moléculas de rodamina 6G, e sim apenas a difusão do corante para o interior da região menos polimerizada.

Comprovado pelo trabalho de Andrade<sup>3</sup> (2004) que a análise da difusão da rodamina 6G, através da estrutura da resina composta, pode ser um novo teste para estudo da profundidade de polimerização, em nossos resultados pudemos verificar que os fatores que interferem na profundidade de polimerização das resinas compostas, também interferem na difusão da rodamina 6G pela estrutura das mesmas. Fica evidente verificar no gráfico representado pela Figura de número 57, que a fonte de luz, o tempo de exposição, as superfícies da resina composta (topo e base) e as diferentes espessuras de facetas de estrutura dental interferiram diretamente na difusão da rodamina 6G. Esses resultados podem ser mais facilmente visualizados nas Figuras 58 e 59, onde se fez uma comparação com as fontes de luz utilizadas (Halógena e LEDs) nos mesmos tempos de exposição para ambas as superfícies, topo e base.

Na Tabela de número 6 verificamos as médias e os desvios padrão da difusão vertical obtidas nas superfícies de topo e de base das amostras fotoativadas pelo aparelho de luz halógena Curing Light 2500 (3M/ESPE) e pelo dispositivo LEDs (MMOptics) utilizados na técnica de fotoativação transdental. Ainda na Tabela de número 6 pudemos verificar que diversos valores de difusão mostraram-se iguais a zero (0). Isto foi observado principalmente quando não houve interposição de faceta de estrutura dental ou quando

houve a interposição de 1 mm de faceta, para a superfície de topo. Porém, apenas na superfície de base, sem a interposição de faceta de estrutura dental, com a utilização do dispositivo LEDs pelo tempo de 40 segundos o valor de difusão vertical não foi igual a zero. Quando se analisou a espessura de 1 mm de faceta de estrutura dental, somente mostraram-se maiores do que zero as difusões na base utilizando-se o dispositivo LEDs pelos tempos de 40 e 60 segundos. Porém, nas demais espessuras de facetas, os valores de difusão mostraram-se iguais a zero apenas na espessura de 2 mm na superfície de topo das amostras fotoativadas pelo aparelho de luz halógena pelo tempo de 60 segundos.

No que diz respeito às superfícies de topo e de base verificamos pelos resultados obtidos que não houve diferença estatisticamente significativa entre todos os fatores analisados. Porém, na superfície de base diferença estatisticamente significativa pode ser observada. Isto pode ser perfeitamente observado no gráfico representado pela Figura de número 57, onde fica evidente que as médias de difusão na superfície de topo são menores que as médias na superfície de base. As diferenças existentes entre as superfícies de topo e de base podem ser visualizadas na Tabela B1 do Apêndice B.

Quando se analisa as duas fontes de luz utilizadas, aparelho halógena e dispositivo LEDs, verifica-se que para a fonte de luz halógena pelos tempos de 40 e 60 segundos, os valores médios de difusão são praticamente iguais para qualquer espessura de faceta de estrutura dental. Nos tempos de

40 e 60 segundos de exposição, os valores médios de difusão para fonte de luz halógena mostram-se iguais a zero nas espessuras 0 e 1 mm de faceta, aumentando significativamente na espessura de 2 mm e ainda mais na espessura de 3 mm. Esse fato pode ser explicado pela maior mobilidade das moléculas durante a fotoativação utilizando-se uma fonte de luz halógena, acelerando a reação de polimerização com conseqüente redução na difusão do corante rodamina 6G.

Para o dispositivo LEDs existe equivalência entre os valores médios de difusão nos tempos de 40 e 60 segundos, da espessura de 1 mm a 3 mm com aumento dessas médias. Porém, essa equivalência não ocorre quando não há interposição de faceta de estrutura dental, pois no tempo de 40 segundos o valor médio de difusão é igual a zero e no tempo de 60 segundos é equivalente aos valores médios obtidos na espessura de 1 mm de faceta. Na comparação da difusão observada na fonte de luz halógena com o dispositivo LEDs, verifica-se que diferentemente das espessuras 0 e 1 mm de faceta, não há diferença significativa entre os valores médios de difusão nas espessuras de 2 e 3 mm. Nas Tabelas B2 e B3 do Apêndice B verificamos os sumários da análise de variância para a comparação das médias de difusão referentes às superfícies de topo e de base.

Do ponto de vista de difusão de corante através da estrutura da resina composta, certamente a superfície de topo é a mais relevante e neste ponto demonstra-se equivalente para ambas às fontes de luz estudadas.

Analisando os resultados de difusão do nosso trabalho, ficou evidente que todos os fatores envolvidos no processo de polimerização das resinas compostas estão diretamente relacionadas ao grau de difusão das mesmas, tornando-se de extrema importância a realização de estudos que abordem os problemas advindos de uma inadequada fototativação.

Assim, podemos dizer que até os dias de hoje, a fonte de luz mais utilizada pelos profissionais da Odontologia, ainda é a fonte de luz halógena. Porém, a luz emitida pelos aparelhos convencionais, não se apresenta tão eficiente para promover a polimerização das resinas compostas, como tem sido demonstrada pela luz emitida pelos aparelhos à base de LEDs azul, quando principalmente falamos em termos de fluência e seletividade da luz.

A fonte de luz halógena produz luz por incandescência, quando o filamento de tungstênio do bulbo é aquecido e causa a excitação de átomos sobre uma ampla distância de níveis de energia, produzindo um espectro muito amplo, necessitando dessa forma, de um filtro para limitar a emissão de luz na região azul do espectro visível (MILLS et al.,<sup>53</sup> 1999). De acordo com Fujibayashi et al.,<sup>32</sup> em 1998, a temperatura perto do bulbo aumenta para aproximadamente 400°C, produzindo uma perda de potência do aparelho em torno de 70% e conseqüentemente apenas 10% da energia elétrica é utilizada na emissão de luz visível. Além disso, a intensidade de luz da lâmpada halógena diminui para 10% devido à utilização do filtro.

Assim, a menor seletividade luminosa verificada no aparelho



convencional, pode levar ao maior aquecimento tanto do material restaurador como das estruturas dentais, podendo levar o tecido pulpar à alteração, até irreversível e a maior contração de polimerização da resina composta (MORO et al.,<sup>54</sup> 1999; KNEZEVIC et al.,<sup>38</sup> 2001; TARLE et al.,<sup>87</sup> 2002; UHL et al.,<sup>92</sup> 2003).

O aquecimento da fonte de luz convencional também leva à degradação da lâmpada halógena, bem como do filtro, fazendo com que haja uma diminuição da intensidade luminosa emitida.

Atenção especial deve ser dada à medida da potência do aparelho, da mesma forma que a reposição da lâmpada e a verificação da qualidade do filtro, devendo ser realizadas periodicamente. Precisamos ter conhecimento dos parâmetros de operação dos aparelhos, evitando assim a utilização de aparelhos que estejam apresentando intensidade de luz insuficiente para promover o processo de polimerização.

Diferentemente, os LEDs produzem luz por eletroluminescência, pela combinação radioativa do elétron e do “gap” na união p-n de um semicondutor para produzir um fóton. Os LEDs produzem fótons de alta energia direto na região do espectro visível azul.

Com isso, os LEDs apresentam grandes vantagens em relação à fonte de luz halógena, as quais são: a não indução de alteração térmica da resina composta e da estrutura dental (TARLE et al.,<sup>86</sup> 1998; KNEZEVIC et al.,<sup>38</sup> 2001; TARLE et al.,<sup>87</sup> 2002; UHL et al.,<sup>92</sup> 2003), maior seletividade da luz

(FUJIBAYASHI et al.,<sup>32</sup> 1998; KURACHI et al.,<sup>40</sup> 1999; MILLS et al.,<sup>53</sup> 1999; WHITTERS et al.,<sup>99</sup> 1999; ALTHOFF e HARTUNG,<sup>1</sup> 2000; JANDT et al.,<sup>37</sup> 2000; KURACHI,<sup>39</sup> 2000; FRENTZEN et al.,<sup>29</sup> 2001; DUNN e BUSH,<sup>20</sup> 2002; LEONARD et al.<sup>44</sup> 2002; SOH et al.,<sup>84</sup> 2003; TESHIMA et al.<sup>89</sup> 2003; UHL et al.,<sup>93</sup> 2003; UHL et al.,<sup>94</sup> 2004; TSAI et al.,<sup>88</sup> 2004), maior tempo de vida útil e relação custo/benefício mais baixa, quando comparada com os aparelhos de luz halógena (MILLS et al.,<sup>53</sup> 1999; JANDT et al.,<sup>37</sup> 2000). Ainda como vantagem, os aparelhos que utilizam como fonte de luz diodos emissores, LEDs, são silenciosos, pois, não necessitam de refrigeração como é o caso dos aparelhos convencionais (ALTHOFF e HARTUNG,<sup>1</sup> 2000).

A fonte de luz à base de LEDs permite a emissão da luz dentro de um intervalo de comprimento de onda adequado para a excitação da canforoquinona (470 nm com variação de  $\pm 20$  nm) quase coincidindo com o pico máximo de absorção da canforoquinona. Dessa forma, a luz emitida pelo aparelho à base de LEDs é totalmente aproveitada no processo de polimerização. Esse fato leva a uma das grandes vantagens da sua utilização que é o não aquecimento das estruturas dentais e da resina composta. A comparação dos espectros de emissão do dispositivo à base de LEDs e da fonte de luz halógena justifica a possibilidade de utilização do primeiro com intensidades de luz inferiores ao do aparelho convencional, uma vez que verifica-se uma maior seletividade espectral para a fotoativação da canforoquinona.

Cuidado especial deve ser tomado para algumas resinas compostas que não apresentam canforoquinona como fotoiniciador.

Além de todas as vantagens relatadas, não há necessidade da utilização de filtro, o que torna o aparelho à base de LEDs bastante simples, compacto e de custo mais baixo.

Inicialmente as primeiras gerações de LEDs caracterizavam-se por apresentarem baixos valores de intensidade de luz, os quais variavam de 75 a 100 mW/cm<sup>2</sup>, aos quais deveria-se aumentar demasiadamente o tempo de exposição a fim de se conseguir uma adequada polimerização em incrementos de 2 mm de resina composta, ou até reduzir a espessura dos incrementos. Dessa forma, novas gerações de LEDs foram desenvolvidas, gerações estas que utilizam um único diodo emissor de alta potência. A mais recente geração de LEDs utiliza intensidades de luz variando de 500 a 1000 mW/cm<sup>2</sup> e sem dúvida vem apresentando resultados superiores à fonte de luz halógena. Um dos exemplos dessa nova geração é o LEC 1000 (MMOptics), o qual vem apresentando resultados superiores à fonte de luz halógena, no que diz respeito à profundidade de polimerização, mesmo quando se utiliza 20 segundos como tempo de exposição.

Assim, não temos dúvida que muito em breve os aparelhos fotoativadores LEDs substituíram a fonte de luz halógena.

Face à constante introdução de novos aparelhos LEDs no mercado odontológico faz-se importante a realização de pesquisas científicas com a

finalidade de verificar se realmente essa nova e promissora fonte de luz está promovendo adequada polimerização não apenas das resinas compostas, mas sim de todos os materiais que apresentam reação de polimerização pela luz azul visível.

Assim, além da realização de novas pesquisas com a finalidade de verificar a eficiência de diferentes fontes de luz no processo de polimerização das resinas compostas, bem como seus efeitos adversos, faz-se importante o estabelecimento de protocolos e principalmente a sua divulgação aos profissionais e estudantes da Odontologia com relação às técnicas de fotoativação para cada fonte de luz.

Também fazemos um alerta aos fabricantes, os quais deveriam informar, não apenas o tempo de exposição que deve ser utilizado para determinado tipo de resina composta, mas sim os parâmetros do aparelho que poderia ser utilizado na fotoativação da reação de polimerização, a fim de promoverem uma adequada polimerização.

## *Conclusão*

Baseados, nos resultados encontrados, pudemos concluir que:

- 1) A fonte de luz halógena testada proporcionou maior profundidade de polimerização pela técnica de fotoativação trans-dental, porém, quando se interpõe 2 ou 3 mm de estrutura dental, há necessidade de aumentarmos o tempo de exposição para 60 segundos;
- 2) O dispositivo LEDs promoveu maior profundidade de polimerização pela técnica trans-dental, quando utilizou-se a fonte de luz halógena nos mesmos parâmetros de operação, ou seja, com o mesmo valor de intensidade de luz.
- 3) Na técnica de fotoativação trans-dental, independente da fonte de luz utilizada devemos aumentar o tempo de exposição para 60 segundos, especialmente quando interpomos facetas de estrutura dental com 2 ou 3 mm de espessura;
- 4) Na técnica de fotoativação trans-dental devemos reduzir a espessura do incremento de resina composta, especialmente quando fotoativamos uma resina composta através de 2 ou 3 mm de espessura;
- 5) O meio de armazenamento água destilada, promoveu a maior degradação da resina composta fotoativada pela técnica trans-dental, independente do

fator analisado;

6) O teste de difusão de corante através da resina composta demonstra-se eficiente na avaliação da profundidade de polimerização e demonstrou ser diretamente influenciado pelos fatores avaliados nesse trabalho (fonte de luz, tempo de exposição, superfície da resina composta e espessura das facetas de estrutura dental).

## *Referências*



## Referências\*

1. ALTHOFF, O.; HARTUNG, M. Advances in light curing. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v.13, n.1, p.77-81, Nov. 2000.
2. ANDRADE, M. F.; RASTELLI, A. N. S.; SAADI, R. S.; SAAD, J. R. Avaliação da capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria. *J. Am. Dent. Assoc.*, São Paulo, v.4, n.6, p.373-377, Nov./Dez. 2001. Edição em Português.
3. ANDRADE, L. E. H. *Estudo da difusão de um corante orgânico em resinas compostas polimerizadas com duas fontes de luz. Avaliação através de espectroscopia de fluorescência.* 2004. 116f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
4. APARELHOS fotopolimerizadores. *The Dental Advisor*, Michigan, v.6, n.3, p.2-5, June 1999.

\*ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: Informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

5. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Light – emitting diode curing: influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int.*, Berlin, v.34, n.1, p.71-75, Jan. 2003.
6. ATMADJA, G.; BRYANT, R. W. Some factors influencing the depth of cure of a visible light-activated composite resins. *Aust. Dent. J.*, Sidney, v.35, n.3, p.213-218, June 1990.
7. ATUALIDADES. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, São Paulo, v. 50, n.6, 533-534, 1996.
8. BARGHI, N.; BERRY, T.; MATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.25, n. p.992-996, 1994.
9. BAYNE, S. C.; HEYMANN, H. O.; SWIFT Jr., E. J. Update on dental composite restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.125, n.6, p.687-701, 1994.
10. BLANKENAU, R. J. et al. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.106, n.4, p.471-474, April 1983.

11. BLANKENAU, R. J. et al. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v.4, n.4 p.40-42, 1991.
12. BENNETT, A. W.; WATTS, D. C. Performance of two blue light-emitting-diodes light curing units with distance and irradiation-time. *Dent. Mater.*, v.20, p. 72-79, 2004.
13. CAUGHMAN, W. F.; RUEGGBERG, F. A.; CURTIS Jr., J. W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.126, n, 9, p.1280-1286, Sept. 1995.
14. CHAN, K. C.; BOYER, D. B. Curing light-activated composite resins through dentin. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.54, n. p.643-645, 1985.
15. CHAN, K. C.; FULLER, J. L.; HORMATI, A. A. The ability of foods to stain two composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.43, n. p.542-545, 1980.
16. CHRISTENSEN, R. P. et al. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compend. Contin. Educ. Dent.*, Suppl. 25, v.20, p. 542-554, Nov. 1999.

- 17.COTRINA, L. A. D. et al. Efeito de diferentes sistemas de fotopolimerização na microdureza de uma resina composta bleach shade. *JBD.*, Curitiba, v.2, n.8, p.348-357, 2003.
- 18.DAVIDSON, C. L. ; DE GEE, A. J. Light- curing units, polymerization, and clinical implications. *J. Adhesive Dent.* , New Malden, v.2, n.3, p.167-73, Autumn 2000.
- 19.DIETSCHI, D. ; MARRET, N. ; KREJCI, I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent. Mater.*, v.19, n. p.493-500, 2003.
- 20.DUNN, W. J.; BUSH, A. C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.133, n.3, p.335-341, Mar. 2002.
- 21.FAN, P. L. et al. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.115, n. p.442-445, Sept. 1987.
- 22.FAN, P. L. et al. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 133, p.429-434, April 2002.

- 23.FERRACANE, J. F.; MARKER, V. A. Solvente degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J. Dent. Res.*, Chicago, v. 71, p.13-9, 1992.
- 24.FERRACANE, J. F. et al. I vitro aging dental composites in water – effect on degree of conversion, filler volume, and filler matrix coupling. *Int. J. Biomed. Mater. Res.*, v.42, p. 465-472, 1998.
- 25.FIGUEIREDO, A.C.R. *Fluorescência no diagnóstico da cárie*. 2003. 82f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Carlos.
- 26.FOWLER, C. S., SWARTZ, M. L, MOORE, B. K. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper. Dent.*, Seattle, v.19, n. p.47-52, 1994.
- 27.FRANCO, E. B. et al. Avaliação da profundidade de polimerização e dureza de resinas compostas fotopolimerizáveis com e sem a interferência do esmalte dentário. *Rev.Bras.Odontol.*, v.48, n.1, p.24-27, 1991.
- 28.FRANCO, E. B., BOSQUIROLI, V., LOPES, L.G. LED – Uma nova tecnologia para fotopolimerização. Avaliação com cimento ionomérico

- modificado por resina. *JBC.*, v.7, n. 38, p. 116-118, 2003.
- 29.FRENTZEN, M., FÖLL, V., BRAUN, A. Photopolymerization of composite resin using LED technology. *J. Oral Laser Applications*, v.1, n.3, p. 189-194, May 2001.
- 30.FRIEDMAN, J. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. *Esthetic Dentistry Update*, v.1, p.189-190, 1989.
- 31.FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. *FDA guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions*. Washington: FDA, 1976.
- 32.FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent. Jpn. Tokyo*, Tokyo, v.34, n.1, p.49-53, Mar. 1998.
- 33.GEE, A. J., HAGENAR, H., DAVIDSON, C. L. Color dye for identification of incompletely cured composite resins. *J. Prostht. Dent.*, St. Louis, v.52, n.5, p. 626-631, 1984.
- 34.GHENG, S. M.; GARONE NETTO, N. Eficiência de polimerização de resinas compostas por sistema de luz visível e ultravioleta. *Rev.*

*Assoc.Paul. Cir. Dent.*, São Paulo, v.42, n., p.148-150, 1988.

35.HADECHNY, M. et al. Effect of varying curing systems on composite resin shrinkage. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.78, p.396, 1999. Abstract 2323.

36.INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 4049*:2000. Dentistry - polymer – based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. Geneva : ISO, 2000.

37.JANDT, K. D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent. Mater.*, Washington, v.16, n.1, p.41-47, Jan. 2000.

38.KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J. Oral. Rehabil.*, v.28, p.586-591, 2001.

39.KURACHI, C. *Estudo comparativo do laser, do led azul e da lâmpada convencional no processo de polimerização da resina composta dental*. 2000. 80f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Carlos.

- 40.KURACHI, C.; LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S. Avaliação da microdureza superficial de resina composta curada por LED 468 nm. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 16, 1999, Águas de São Pedro. *Anais... Águas de São Pedro*: SBPqO, 1999. p.181. Abstract 318B.
- 41.LEE, S. Y. et al. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J. Oral. Rehabil.*, v.25, p.575-588, 1998.
- 42.LEINFELDER, K. F. Posterior composite resins: the material and their clinical performance. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.126, p.663-676, 1995.
- 43.LEONARD, D. L. et al. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. *Oper. Dent.*, Seattle, v.26, p. 176-180, 2001.
- 44.LEONARD, D. L. et al. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J. Esthet. Restor. Dent.*, Hamilton, v.14, n.5, p.286-295, 2002.
- 45.LUTZ, F.; KREJCI, I.; FRISCHKNECHT, A. Lichtpolymerisationengeräte. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, Zurich, v.102, n.5, p.565-572, 1992.



46. MCKINNEY, J. E.; WU, W. Chemical softening and wear of dental composites. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.64, p. 1326-1331, 1985.
47. MACHADO, C. T. *Avaliação da microdureza de uma marca comercial de resina composta híbrida submetida a três tipos de aparelhos fotopolimerizadores*. 2000. 168f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
48. MANDARINO, F. *Capacidade de polimerização da resina composta ativada por luz visível. Efeito de materiais, aparelhos, tonalidades de cor e tempos de exposição em diferentes profundidades*. 1990. 153f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
49. MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M.; FISHER, A. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent. Mater.*, v.19, p. 77-86, 2003.
50. MEDEIROS, I. S. *Dispositivos LED para polimerização de resinas compostas dentais: comparação com outras fontes de luz*. 2001. 112f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Instituto

de Física, Universidade de São Paulo, São Carlos.

- 51.MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K. H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without “softstart-polymerization”. *J. Dent.*, Guildford, v.25, n.3-4, p.321-330, May. - June 1997.
- 52.MENEZES, M. A., MUENCH, A. Dureza *Knoop* de resinas composta em função do número de radicais livres. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, São Paulo, v.12, p.281-285, 1998.
- 53.MILLS, R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br. Dent. J.*, London, v.186, n.8, p.388-391, Apr. 1999.
- 54.MORO, N. R. N. L. Et al. Variação de temperatura gerada durante a fotopolimerização de resinas compostas. *JBC – Jornal Brasileiro de Clinica e Estética em Odontologia*, Curitiba, v.3, p.37-42, 1999.
- 55.MUSANJE, L.; DARVELL, B. W. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent. Mater.*, v.19, p. 414-422, 2003.

- 56.NAGEM FILHO, H. *Resina composta*. Bauru: FOB, 1993.17p.
- 57.NELSON, S. K. et al. Effect of glutaraldehyde cold sterilants on light transmission of curing tips. *Quintessence Int.*, Berlin, v.28, p.725-730, 1997.
- 58.NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent. Mater. J.*, Tokyo, v.16, n.1, p.60-73, Mar. 1997.
- 59.OKADA, K. et al. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent. Mater.*, v.17, p.34-39, 2001.
- 60.PARK, Y. J.; CHAE, K. H.; RAWLS, H. R. Development of a new photoinitiation system for dental light cure composite resins. *Dent. Mater.*, v.15, p.120-127, 1999.
- 61.PEREIRA, S. K. *Avaliação da intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores para resinas compostas*. 1995. 120f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- 62.PEREIRA, S. K.; PORTO, C. L. A.; MENDES, A. J. D. Efeitos de

diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. *JBC - Jornal Brasileiro de Clínica e Estética em Odontologia*, v.5, p.156-61, 2001.

- 63.PEREIRA, S. K. Resina composta fotopolimerizável. *Avaliação da dureza superficial em função de: cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material*. 1999. 215f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- 64.PEUTZFELDT, A. Correlation between recordings obtained with a light-intensity tester and degree of conversion of a light-curing resin. *Scand. J. Dent. Res.*, Copenhagen, v.102, n.2, p.73-75, Feb. 1994.
- 65.PING, H. W.; SHU, L. L.; WAN, H. L. Factors affecting polymerization depth of composite resin with argon laser. *J. Dent. Res.*, Chicago, v., p.103, 1994. Abstract 603.
- 66.PIRES, J. A. F. et al. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resina microhardness. *Quintessence. Int.*, New Malden, v.24, n7, p.517-521, July 1993.

- 67.PORKO, C.; HIETALA, E. L. Pulpal temperature change with visible light curing. *Oper. Dent.*, Seattle, v.26, p.181-185, 2001.
- 68.PRADHAN, R. D.; MELIKECHI, N.; EICHMILLER, F. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source. *Dent. Mater.*, v.18, p.221-226, 2002.
- 69.PRICE, R. B. T.; MURPHY, D. G.; DÉRAND, T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int.*, Berlin, v.31, p.659-67, 2000.
- 70.RASTELLI, A. N. S. *Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta, pela técnica trans-dental, utilizando-se três diferentes fontes de luz: halógena, laser de Argônio e LEDs.* 2002. 185f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- 71.RASTELLI, A. N. S.; ANDRADE, M. F.; CALIXTO, A. L. Avaliação da técnica de fotoativação trans-dental em resina composta fotoativada por unidade de luz halógena e LEDs. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 20, 2003, Águas

Lindóia. *Anais...* Águas de Lindóia: SBPqO 2003. p.184. Abstract B 208.

72.RASTELLI, A. N. S. et al. Avaliação da eficiência de um novo dispositivo LEDs utilizado na técnica de fotoativação trans-dental. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 21, 2004, Águas Lindóia. *Anais...* Águas de Lindóia: SBPqO 2004. p.234. Abstract C 254.

73.RUEGGERBERG, F. A.; JORDAN, D. M. Effect of light-tip distance on polymerization of resina composite. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, p.364-370, 1993.

74.RUEGGERBERG, F. A., CAUGHMAN, W. F., CURTIS, J. W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper. Dent.*, Seattle, v.19, n.1, p.26-32, Jan. - Feb. 1994.

75.SAKAGUSHI, R. L., BERGE, H. X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J. Dent.*, Guildford, v.26, n.8, p.695-700, Nov. 1998.

76.SANTOS, L. A. et al. Microdureza de resina composta: efeito de aparelhos e tempos de polimerização em diferentes profundidades. *Pesqui. Odontol.*

*Bras.*, São Paulo, v.14, p.65-70, 2000.

77.SHIN, M A.; DRUMOND, J. L. Evaluation of chemical and mechanical properties of dental composite. *Biomed. Mater. Res. (Appl. Biomater.)*, v. 48, p. 540-545, 1999.

78.SILVA, E. M.; TEBECHRANI, C.; MATSON, E. Grau de polimerização de resinas compostas em função do substrato. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 16; 1999, Águas de São Pedro. *Anais...* Águas de São Pedro: SBPQO, 1999. p.80. Abstract A 300.

79.SILVA, P. C. G. *Estudo in vitro do processo de colagem de dispositivos ortodônticos sobre o esmalte dental humano, utilizando LEDs como fonte de luz – análise comparativa com a luz halógena*. 2003. 192 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

80.SÖDERHOLM , K. J. Degradation of glass fillers and experimental composites. *J. Dent. Res.*, Chicago, v. 60, p. 1867-1875, 1981.

81. SÖDERHOLM , K. J. Leaking of fillers in dental composites. *J. Dent. Res.*,

Chicago, v. 62, n. 2, p. 126-130, Feb. 1983.

82.SÖDERHOLM , K. J. et al. Hydrolytic degradation of dental composites. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.63, n. 10, p. 1248-1254, Oct. 1984.

83.SÖDERHOLM , K. J., MUKHERJEE, R., LONGMATE, J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.75, n.9, p. 1692-1699, Sept. 1996.

84.SOH, M. S., YAP, A. U. J., SIOW, K. S. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper. Dent.*, Seattle, v. 28, n.6, p.707-715, 2003.

85.SUH, B. I. Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stress in light-cured composites. *Comp. Cont. Educ. Dent.*, v. 20, p. 34-41, 1999.

86.TARLE, Z. et al. Temperature rise in composite samples cured by blue superbright light emitting diodes. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.77, n.1, p.686, 1998. Abstract 433.

87.TARLE, Z.; MENIGA, A.; KNEZEVIC, 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.*, v.29, p.662 - 667, 2002.
- 88.TSAI, P. C. L.; MEYERS, I. A.; WALSH, L. J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent. Mater.*, Brisbane, v. 20, p. 364-369, 2004.
- 89.TESHIMA, W et al. ESR studies of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*, Oxford, v.24, n.12, p.2097-2103, May 2003.
- 90.TUBOY, A. M. *A tecnologia de LEDs utilizada na fotopolimerização de materiais dentais*. São Carlos: MMOptics, 2003. 19p.
- 91.TURBINO, M. L. et al. Photopolymerized resins: surface hardness variation in relation to time of polymerization and setting. *Braz.Dent.J.*, v.3, p.87-94, 1992.
- 92.UHL, A .; MILLS, R. W.; JANDT, K. D. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, Oxford, v.24, n.10, p.1809-1820, May 2003.

- 93.UHL, A .; MILLS, R. W.; JANDT, K. D. Photoinitiator dependent depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, Oxford, v.24, n.10, p.1787-1795, May 2003.
- 94.UHL, A. et al. The influence of storage and indenter load on the knoop hardness of dental composites polymerized with LEDs and halogens technologies. *Dent. Mater.*, v.20, p. 21-28, 2004.
- 95.VARGAS, M. A.; COBB, D. S.; SCHMIT, J. L. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper. Dent.*, Seattle, v.23, p.87-93, 1998.
- 96.VOGEL, K.; SALTZ, U. Influence of Trans-tooth Curing on Physical Properties of Composites. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.76, p.1111,1997. Abstract 137.
- 97.ZANDONÁ, A. G. F. et al. Effect of two fluorescent dyes on color of restorative materials. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v.10, n.4, p.203-207, 1997.
- 98.WEAVER, W.S.; BLANK, L. W.; PELLEU Jr., G. B. A visible-light-activated resin cured through tooth structure. *Gen. Dent.*, v.36, p.236-237, 1988.

- 99.WHITTERS, C. J.; GIRKIN, J. M.; CAREY, J. J. Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. *Optics Letters*, Washington, v.24, n.1, p.67-68, Jan. 1999.
- 100.YAP, A.; WATTANAPAYUNGKUL, P.; CHUNG, S. M. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper. Dent.*, Seattle, v.28, n.6, p.723-727, 2003.
- 101.YEARN, J. A. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int. Dent. J.*, London, v.35, n.3, p.218-225, 1985.

## *Apêndices*

## Apêndice A:

Tabela A1 – Médias de diferenças de dureza entre topo e base, relativas ao meio seco por 24 horas; desvios padrão e limites inferior (LI) e superior (LS) de um intervalo de 95% de confiança para a média populacional

| Fontes de luz  | Tempo de exposição (s) | Espessura (mm) | Média | Desvio padrão | IC (95%) |       |       |
|----------------|------------------------|----------------|-------|---------------|----------|-------|-------|
|                |                        |                |       |               | LI       | LS    |       |
| LEDs           | 40                     | 0              | 15,16 | 1,34          | 13,49    | 16,82 |       |
|                |                        | 1              | 26,15 | 1,28          | 24,56    | 27,74 |       |
|                |                        | 2              | 20,50 | 1,17          | 19,05    | 21,94 |       |
|                |                        | 3              |       |               |          |       |       |
|                | 60                     | 0              | 16,16 | 1,32          | 14,52    | 17,80 |       |
|                |                        | 1              | 10,92 | 0,61          | 10,16    | 11,67 |       |
|                |                        | 2              | 25,75 | 1,59          | 23,77    | 27,72 |       |
|                |                        | 3              | 26,15 | 1,27          | 24,58    | 27,72 |       |
|                | Halógena               | 40             | 0     | 2,72          | 1,03     | 1,44  | 4,00  |
|                |                        |                | 1     | 9,62          | 1,54     | 7,71  | 11,52 |
|                |                        |                | 2     | 15,26         | 1,57     | 13,31 | 17,20 |
|                |                        |                | 3     | 11,63         | 1,57     | 9,67  | 13,58 |
| 60             |                        | 0              | 5,29  | 0,72          | 4,40     | 6,18  |       |
|                |                        | 1              | 3,52  | 0,60          | 2,77     | 4,27  |       |
|                |                        | 2              | 9,12  | 0,71          | 8,24     | 9,99  |       |
|                |                        | 3              | 7,48  | 0,89          | 6,36     | 8,59  |       |
| Halógena (250) |                        | 40             | 0     | 5,07          | 1,11     | 3,68  | 6,45  |
|                |                        |                | 1     | 11,74         | 0,93     | 10,58 | 12,89 |
|                |                        |                | 2     | 14,53         | 1,14     | 13,11 | 15,94 |
|                |                        |                | 3     |               |          |       |       |
| Halógena (250) | 60                     | 0              | 3,37  | 1,03          | 2,09     | 4,65  |       |
|                |                        | 1              | 6,52  | 0,56          | 5,82     | 7,21  |       |
|                |                        | 2              | 15,37 | 0,68          | 14,52    | 16,22 |       |
|                |                        | 3              | 20,92 | 0,61          | 20,17    | 21,67 |       |

Tabela A2 – Médias de diferenças de dureza entre topo e base, relativas ao meio seco por 30 dias; desvios padrão e limites inferior (LI) e superior (LS) de um intervalo de 95% de confiança para a média populacional

| Fontes de luz | Tempo de Exposição (s) | Espessura (mm) | Média | Desvio padrão | IC (95%) |       |       |
|---------------|------------------------|----------------|-------|---------------|----------|-------|-------|
|               |                        |                |       |               | LI       | LS    |       |
| LEDs          | 40                     | 0              | 15,51 | 1,19          | 14,03    | 16,99 |       |
|               |                        | 1              | 24,52 | 0,73          | 23,60    | 25,43 |       |
|               |                        | 2              | 19,93 | 1,23          | 18,39    | 21,46 |       |
|               |                        | 3              |       | 0,00          |          |       |       |
|               | 60                     | 0              | 16,37 | 0,94          | 15,20    | 17,53 |       |
|               |                        | 1              | 11,26 | 0,84          | 10,22    | 12,30 |       |
|               |                        | 2              | 24,80 | 1,45          | 23,00    | 26,60 |       |
|               |                        | 3              | 26,51 | 1,32          | 24,86    | 28,15 |       |
|               | Halógena               | 40             | 0     | 2,74          | 0,75     | 1,81  | 3,67  |
|               |                        |                | 1     | 8,03          | 1,59     | 6,06  | 10,00 |
|               |                        |                | 2     | 16,10         | 0,78     | 15,13 | 17,07 |
|               |                        |                | 3     | 10,30         | 1,04     | 9,00  | 11,59 |
| 60            |                        | 0              | 4,85  | 0,84          | 3,80     | 5,89  |       |
|               |                        | 1              | 2,88  | 0,50          | 2,26     | 3,49  |       |
|               |                        | 2              | 9,02  | 0,71          | 8,13     | 9,91  |       |
|               |                        | 3              | 6,28  | 0,52          | 5,63     | 6,92  |       |

Tabela A3 – Médias de diferenças de dureza entre topo e base, relativas ao meio água destilada; desvios padrão e limites inferior (LI) e superior (LS) de um intervalo de 95% de confiança para a média populacional

| Fonte de luz | Tempo de exposição (s) | Espessura (mm) | Média | Desvio padrão | IC (95%) |       |
|--------------|------------------------|----------------|-------|---------------|----------|-------|
|              |                        |                |       |               | LI       | LS    |
| LEDs         | 40                     | 0              | 8,02  | 8,02          | 6,39     | 9,64  |
|              |                        | 1              | 11,58 | 11,58         | 10,43    | 12,73 |
|              |                        | 2              |       |               |          |       |
|              |                        | 3              |       |               |          |       |
|              | 60                     | 0              | 3,98  | 3,98          | 3,40     | 4,56  |
|              |                        | 1              | 7,98  | 7,98          | 7,46     | 8,49  |
|              |                        | 2              |       |               |          |       |
|              |                        | 3              |       |               |          |       |
| Halógena     | 40                     | 0              | 3,36  | 3,36          | 2,08     | 4,64  |
|              |                        | 1              | 4,52  | 4,52          | 3,82     | 5,21  |
|              |                        | 2              | 4,87  | 4,87          | 3,84     | 5,89  |
|              |                        | 3              | 4,58  | 4,58          | 4,10     | 5,05  |
|              | 60                     | 0              | 3,78  | 3,78          | 2,75     | 4,81  |
|              |                        | 1              | 1,59  | 1,59          | 0,28     | 2,89  |
|              |                        | 2              | 4,64  | 4,64          | 3,42     | 5,85  |
|              |                        | 3              | 3,84  | 3,84          | 2,50     | 5,18  |

Tabela A4 – Médias de diferenças de dureza entre topo e base, relativas ao meio saliva artificial; desvios padrão e limites inferior (LI) e superior (LS) de um intervalo de 95% de confiança para a média populacional

| Fontes de luz | Tempo de exp. (s) | Espessura (mm) | Média | Desvio padrão | IC (95%) |       |      |
|---------------|-------------------|----------------|-------|---------------|----------|-------|------|
|               |                   |                |       |               | LI       | LS    |      |
| LEDs          | 40                | 0              | 6,25  | 6,25          | 4,05     | 8,44  |      |
|               |                   | 1              | 8,73  | 8,73          | 7,11     | 10,35 |      |
|               |                   | 2              |       |               |          |       |      |
|               |                   | 3              |       |               |          |       |      |
|               | 60                | 0              | 4,20  | 4,20          | 3,12     | 5,28  |      |
|               |                   | 1              | 17,20 | 17,20         | 16,60    | 17,80 |      |
|               |                   | 2              |       |               |          |       |      |
|               |                   | 3              |       |               |          |       |      |
|               | Halógena          | 40             | 0     | 3,74          | 3,74     | 2,88  | 4,60 |
|               |                   |                | 1     | 4,47          | 4,47     | 2,31  | 6,62 |
|               |                   |                | 2     | 6,35          | 6,35     | 4,84  | 7,86 |
|               |                   |                | 3     | 2,35          | 2,35     | 0,31  | 4,38 |
| 60            |                   | 0              | 0,83  | 0,83          | -0,59    | 2,26  |      |
|               |                   | 1              | 1,88  | 1,88          | 1,14     | 2,61  |      |
|               |                   | 2              | 9,08  | 9,08          | 7,50     | 10,66 |      |
|               |                   | 3              | 7,98  | 7,98          | 5,70     | 10,26 |      |



Tabela A5 – Médias de diferenças de dureza entre topo e base, relativas ao meio ácido acético a 10%; desvios padrão e limites inferior (LI) e superior (LS) de um intervalo de 95% de confiança para a média populacional

| Fonte de luz | Tempo de exp. (s) | Espessura (mm) | Média | Desvio padrão | IC (95%) |       |       |
|--------------|-------------------|----------------|-------|---------------|----------|-------|-------|
|              |                   |                |       |               | LI       | LS    |       |
| LEDs         | 40                | 0              | 6,31  | 0,71          | 5,42     | 7,20  |       |
|              |                   | 1              | 10,95 | 1,07          | 9,62     | 12,28 |       |
|              |                   | 2              |       |               |          |       |       |
|              |                   | 3              |       |               |          |       |       |
|              | 60                | 0              | 3,45  | 0,84          | 2,41     | 4,49  |       |
|              |                   | 1              | 10,49 | 1,12          | 9,10     | 11,88 |       |
|              |                   | 2              |       |               |          |       |       |
|              |                   | 3              |       |               |          |       |       |
|              | Halógena          | 40             | 0     | 1,52          | 0,72     | 0,62  | 2,42  |
|              |                   |                | 1     | 7,99          | 1,11     | 6,61  | 9,37  |
|              |                   |                | 2     | 9,05          | 0,45     | 8,50  | 9,60  |
|              |                   |                | 3     | 11,71         | 0,98     | 10,48 | 12,93 |
| 60           |                   | 0              | 1,36  | 0,74          | 0,44     | 2,28  |       |
|              |                   | 1              | 2,31  | 1,11          | 0,94     | 3,68  |       |
|              |                   | 2              | 6,84  | 0,69          | 5,98     | 7,70  |       |
|              |                   | 3              | 7,04  | 1,25          | 5,49     | 8,59  |       |

Tabela A6 – Porcentagens de redução das médias de dureza do topo em relação à base.

| Fonte de luz   | Tempo de exp. (s) | Espessura (mm) | Seco 24h | Seco 30dias | Água | Saliva | Ácido |      |
|----------------|-------------------|----------------|----------|-------------|------|--------|-------|------|
| LEDs           | 40                | 0              | 22,5     | 22,2        | 23,5 | 11,9   | 19,1  |      |
|                |                   | 1              | 49,3     | 44,4        | 41,2 | 22,2   | 36,9  |      |
|                |                   | 2              | 47,0     | 43,9        |      |        |       |      |
|                |                   | 3              |          |             |      |        |       |      |
|                | 60                | 0              | 22,3     | 21,7        | 10,7 | 8,0    | 9,4   |      |
|                |                   | 1              | 18,6     | 18,4        | 23,6 | 37,9   | 30,6  |      |
|                |                   | 2              | 50,0     | 45,8        |      |        |       |      |
|                |                   | 3              | 62,8     | 60,0        |      |        |       |      |
|                | Halógena          | 40             | 0        | 4,0         | 3,8  | 8,8    | 7,2   | 2,7  |
|                |                   |                | 1        | 14,9        | 11,6 | 11,7   | 8,9   | 14,7 |
|                |                   |                | 2        | 23,8        | 23,4 | 13,6   | 13,0  | 16,4 |
|                |                   |                | 3        | 22,1        | 18,7 | 13,3   | 5,5   | 23,5 |
| 60             |                   | 0              | 7,6      | 6,4         | 8,9  | 1,4    | 2,5   |      |
|                |                   | 1              | 5,3      | 4,1         | 4,2  | 3,5    | 4,1   |      |
|                |                   | 2              | 13,6     | 12,8        | 12,0 | 16,6   | 12,5  |      |
|                |                   | 3              | 14,5     | 11,5        | 10,3 | 15,6   | 13,3  |      |
| Halógena (250) |                   | 40             | 0        | 11,7        |      |        |       |      |
|                |                   |                | 1        | 28,8        |      |        |       |      |
|                |                   |                | 2        | 41,5        |      |        |       |      |
|                |                   |                | 3        |             |      |        |       |      |
| Halógena (250) | 60                | 0              | 7,2      |             |      |        |       |      |
|                |                   | 1              | 14,2     |             |      |        |       |      |
|                |                   | 2              | 36,9     |             |      |        |       |      |
|                |                   | 3              | 52,2     |             |      |        |       |      |

## Apêndice B:

Tabela B1 – Médias de diferenças entre difusão na base e no topo, em  $10^{-4}$   $\text{mm}^2/\text{h}$ ; desvios padrão e limites inferior (LI) e superior (LS) de um intervalo de 95% de confiança para a média populacional das diferenças

| Fonte de luz | Tempo de exp. (s) | Espessura (mm) | Média | Desvio padrão | IC(95%) |      |
|--------------|-------------------|----------------|-------|---------------|---------|------|
|              |                   |                |       |               | LI      | LS   |
| LEDs         | 40                | 0              | 3,14  | 0,65          | 2,34    | 3,95 |
|              |                   | 1              | 3,30  | 0,56          | 2,61    | 3,99 |
|              |                   | 2              | 2,57  | 0,61          | 1,81    | 3,32 |
|              |                   | 3              | 3,84  | 0,52          | 3,19    | 4,49 |
|              | 60                | 0              | 0,00  | 0,00          | -       | -    |
|              |                   | 1              | 2,59  | 0,55          | 1,91    | 3,27 |
|              |                   | 2              | 2,91  | 0,98          | 1,69    | 4,13 |
|              |                   | 3              | 3,76  | 0,43          | 3,23    | 4,30 |
| Halógena     | 40                | 0              | 0,00  | 0,00          | -       | -    |
|              |                   | 1              | 0,00  | 0,00          | -       | -    |
|              |                   | 2              | 2,34  | 0,43          | 1,80    | 2,87 |
|              |                   | 3              | 4,10  | 0,68          | 3,26    | 4,95 |
|              | 60                | 0              | 0,00  | 0,00          | -       | -    |
|              |                   | 1              | 0,00  | 0,00          | -       | -    |
|              |                   | 2              | 3,80  | 0,35          | 3,36    | 4,24 |
|              |                   | 3              | 4,45  | 0,74          | 3,53    | 5,36 |

Tabela B2 – Sumário da análise de variância para a comparação das médias de difusão (diferentes de zero) referentes ao topo

| Efeito  | Graus de liberdade | Média quadrática | F    | p      |
|---------|--------------------|------------------|------|--------|
| Grupo   | 6                  | 0,1965           | 1,67 | 0,1663 |
| Resíduo | 28                 | 0,1179           |      |        |

Normalidade do resíduo:  $p=0,8537$  (Shapiro-Wilk)  
 Homogeneidade de variâncias:  $p=0,2694$  (Levene)

Tabela B3 – Sumário da análise de variância para a comparação das médias de difusão (diferentes de zero) referentes à base

| Efeito  | Graus de liberdade | Média quadrática | F     | p       |
|---------|--------------------|------------------|-------|---------|
| Grupo   | 10                 | 6,4435           | 22,88 | <0,0001 |
| Resíduo | 44                 | 0,2816           |       |         |

Normalidade do resíduo:  $p=0,4028$  (Shapiro-Wilk)  
 Homogeneidade de variâncias:  $p=0,1354$  (Levene)

*RESUMO*

RASTELLI, A. N. S. *Avaliação de um aparelho de luz halógena e um dispositivo LEDs na técnica de fotoativação trans-dental. Estudo da profundidade de polimerização pelos testes de dureza e espectroscopia de fluorescência*. 2004. 287f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

## *Resumo*

O objetivo desse trabalho foi avaliar a capacidade de polimerização de uma fonte de luz halógena e um dispositivo LEDs utilizados na técnica de fotoativação trans-dental. Para isto, foram confeccionadas amostras em uma matriz metálica circular contendo um orifício central com 4 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade (ISO 4049) utilizando-se a resina composta microhíbrida Filtek Z-250 (3M/ESPE), na cor A<sub>2</sub>. Cinco amostras foram confeccionadas para cada situação diferente, distribuídas em grupos da seguinte maneira: **GRUPO I** – aparelho Curing Light e dispositivo LEDs utilizados pelos tempos de exposição de 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,0 mm; 2,0 mm e 3,0 mm de faceta de estrutura dental, nas mesmas condições de operação armazenados em meio seco por 24 horas, avaliados pelo teste de dureza *Vickers* (VHN); **GRUPO II** – aparelho Curing Light e dispositivo LEDs utilizados pelos tempos de exposição de 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,0 mm; 2,0 mm e 3,0 mm de faceta de estrutura dental nas condições

originais de operação armazenados em meio seco por 24 horas e 30 dias, água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10% por 30 dias, avaliados pelo teste de dureza *Vickers* (VHN) e **GRUPO III** – aparelho Curing Light e dispositivo LEDs utilizados pelos tempos de exposição de 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,0 mm; 2,0 mm e 3,0 mm de faceta de estrutura dental armazenados em rodamina 6G durante 24 horas sendo avaliados pelo teste de espectroscopia de fluorescência. Os dados foram submetidos à Análise Estatística de Variância ( $p < 0,05$ ) e complementadas por comparações múltiplas pelo teste de *Newman-Keuls* ao nível de 5% de significância. Baseados nos resultados encontrados, pudemos concluir que: 1) a fonte de luz halógena testada proporcionou maior profundidade de polimerização pela técnica de fotoativação trans-dental; 2) o dispositivo LEDs promoveu maior profundidade de polimerização pela técnica trans-dental, quando utilizou-se a fonte de luz halógena nos mesmos parâmetros de operação; 3) na técnica de fotoativação trans-dental, independente da fonte de luz utilizada devemos aumentar o tempo de exposição para 60 segundos e reduzir a espessura do incremento, especialmente quando interpomos facetas de estrutura dental com 2 ou 3 mm de espessura; 4) a água destilada, promoveu a maior degradação da resina composta fotoativada pela técnica trans-dental, independente do fator analisado e 5) o teste de difusão de corante através da resina composta demonstra-se eficiente na avaliação da profundidade de polimerização e

demonstrou ser diretamente influenciado pelos fatores avaliados nesse trabalho (fonte de luz, tempo de exposição, superfície da resina composta e espessura das facetas de estrutura dental).

Palavras-chave: Resinas compostas; dureza; fluorescência; LEDs.



*Abstract*

RASTELLI, A. N. S. *Evaluation of the curing capacity of the halogen curing light and the LEDs light curing devices at trans-dental technique. Study of the depth curing by hardness and fluorescent spectroscopic testings.* 2004. 287f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

## *Abstract*

The objective of this study was evaluate the light-curing capacity, through dental structure, of two different light-curing device (Halogen and LEDs), by hardness and fluorescent spectroscopic testings. The samples were made in a circular metallic mold with a orifice in the central portion measuring 4 mm in diameter and 2 mm in thickness (ISO 4049). The composite resin was used the Filtek Z-250 (3M/ESPE) at collor A<sub>2</sub>. Five samples were made by situation analyzed: **GROUP I** – halogen and LEDs light-curing devices by exposure times of 40 and 60 seconds for the thickness 0 (control group); 1,0 mm; 2,0 mm and 3,0 mm of the structure dental facet, at the same operation parameters stored in dry mean for 24 hours; **GROUP II** – halogen and LEDs light-curing devices by exposure times of 40 and 60 seconds for the thickness 0 (control group); 1,0 mm; 2,0 mm and 3,0 mm of the structure dental facet, at the original operation parameters stored in dry mean for 24 hours and thirty days, distilled water, artificial saliva and acetic acid at 10% for thirty days and

**GROUP III** – halogen and LEDs light-curing devices by exposure times of 40 and 60 seconds for the thickness 0 (control group); 1,0 mm; 2,0 mm and 3,0 mm of the structure dental facet stored in 6G rodhamine evaluated for fluorescent spectroscopic testing. The data were submitted to the Statistical Analysis of Variance ( $p < 0,05$ ) and complemented by multiple comparisons by the test of Newman-Keuls at the level 5% of significance. Based on the found results, we could end that: 1) the device of tested halogen light provided larger curing of depth for the trans-dental technique; 2) the device LEDs promoted larger curing of depth for the trans-dental technique, when the source of halogen light was used in the same operation parameters; 3) in the technique trans-dental, independent of the source of used light we should increase the time of exposure for 60 seconds and to reduce the thickness of the increment, especially when we interpose facets of the dental structure with 2 or 3 mm of thickness; 4) the distilled water, it promoted the largest degradation of the resin composite light-curing for the trans-dental technique, independent of the analyzed factor and 5) the test of dye diffusion through the composite resin is demonstrated efficient in the evaluation of the curing depth and it demonstrated to be influenced directly by the factors evaluated in that work (light source, time of exposure, surface of the composite resin and thickness of the facets of dental structure).

Key-words: Composite resin; hardness; fluorescence; LEDs.

