

PABLINO CÁCERES BENÍTEZ

INFLUÊNCIA DA TEMPERATURA  
SOBRE A MICRODUREZA DE UMA  
RESINA COMPOSTA FOTOATIVADA  
COM LUZ HALÓGENA E LEDS

PABLINO CÁCERES BENÍTEZ

INFLUÊNCIA DA TEMPERATURA SOBRE A  
MICRODUREZA DE UMA RESINA  
COMPOSTA FOTOATIVADA COM LUZ  
HALÓGENA E LEDS

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia da Universidade Estadual  
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”,  
Campus de Araraquara, para obtenção  
do título de Mestre em Odontologia  
(Área de Concentração: Dentística  
Restauradora).

Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior

Co-orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

Araraquara

2004

**DADOS CURRICULARES**  
**PABLINO CÁCERES BENÍTEZ**

NASCIMENTO: 4/12/1975 – Villarrica – Departamento de Guairá – Paraguai

FILIAÇÃO: Pablino Cáceres Cardozo  
Irma Benítez de Cáceres

1994/1997: Curso de Graduação  
Faculdade Federal de Odontologia de Diamantina – MG

1999/2001 Professor da Faculdade de Odontologia – Universidad del Norte – Ciudad del Este – Paraguai

1999 Professor Auxiliar Dentística I e II

2000 Professor Auxiliar Dentística IV e V  
Professor Titular Oclusão  
Professor Titular Dentística I e II

2001 Professor Titular Dentística I e II  
Professor Titular Prótese VII e VIII

2002/2004 Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora – Nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP

## **DEDICO ESTE TRABALHO**

A DEUS, que atendeu em todos os momentos meus pedidos de paciência, fé, sabedoria, saúde. Nunca me deixou só.

A GRAZIELLA, fiel companheira dos momentos de alegrias e tristezas, fonte de inspiração nas horas de desânimo e esgotamento físico e mental.

Aos meus pais, PABLINO e IRMA, formadores da minha moral e exemplos de luta e companheirismo.

Minhas belas meninas, STEPHANI e SCÁRLAT, que souberam compreender minha ausência “que nem gente grande”.

Meus avós, GUILLERMINA (*in memorian*) e ASUNCIÓN (*in memorian*), FRANCISCA (*in memorian*) e EUSEBIO, exemplos de titânica perseverança, sempre os tenho e guardo no coração.

## ***AGRADECIMENTOS ESPECIAIS***

A minha querida irmã Francys, fiel amiga, e meu grande irmão Christian, depositário de grandes esperanças.

Meus cunhados Valentin, Carlo Igor e Marcello, pela afetividade recíproca.

Aos meus sogros, Stéfano e Norma, que sempre demonstraram interesse no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Jr., exemplo de imbatível paciência. Obrigado pelas valiosas horas dedicadas na orientação do meu trabalho.

Ao Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto, pela confiança e oportunidade de crescer profissionalmente. Minha eterna gratidão.

Aos meus tios Dalmy e Marcial, sempre por perto e preocupados com meu bem estar.

Aos parentes, que sempre me apoiaram.

Ao grande irmão, João Fernando Kina, companheiro e confidente, a amizade nos levou a crescer intelectual e espiritualmente. Obrigado meu amigo!

## **AGRADECIMENTOS**

À Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, na pessoa de seu diretor, Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached, e vice-diretor Prof. Dr. Roberto M. Esberard pela oportunidade concedida para a realização do curso de pós-graduação.

Aos professores da disciplina de Dentística, José Roberto Cury Saad, Marcelo Ferrarezi de Andrade, Osmir Batista de Oliveira Jr., Maria Salete Machado Cândido, Sillas Luiz Lordelo Duarte Jr., Sizenando de Toledo Porto Neto, Rosane de Fátima Z. Lizarelli, Wellington Dinelli, sempre dispostos a ensinar.

Ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato, grande mentor e colaborador.

À CAPES, e ao Programa de Estudantes de Convênio - Pós Graduação, pela oportunidade de poder realizar este grande passo na minha vida.

Aos colegas e amigos da turma de mestrado em Dentística-2002, Sérgio, Desirée, Silvio, Jéferson, Cristina, Cláudia, Ana Maria Sarabia, Ana Maria Góes, Kina, Jean e Rinaldo, levo muitas lembranças boas desta bela etapa da minha vida.

A todos os amigos do Grupo de Óptica do Instituto de Física de São Carlos, Clóvis, Líli, Rosane, Cristina, Juliana, Luciana, Augusto, Vitória, Carla, também colaboradores na realização deste trabalho.

Ao Marcelo Barsi, do Departamento de Crescimento de Cristais do Instituto de Física de São Carlos, pela paciência na realização dos teste de dureza deste trabalho.

A todos os docentes do curso de Pós Graduação, pela dedicação e esforço no desempenho da nobre arte da docência.

Aos dentistas colegas do Paraguai, que acompanharam com interesse minha vinda ao Brasil, especialmente ao amigo Jorge Arce, que representa um exemplo para mim e sempre me incentivou a realizar o curso de Mestrado.

Às funcionárias do departamento da Pós Graduação, Mara, Rosângela, Silvia e Vera, pessoas incrivelmente prestativas sem nunca apagar os sorrisos dos lábios.

Aos funcionários da Disciplina de Dentística e Laboratório de Dentística, D. Maria, Adriana, Lenira, D. Cida, Marinho, Wanderlei e Cláudio Tita, sempre dispostos a ajudar.

Aos funcionários da clínica de Pós Graduação: Conceição e Pedrinho, também a todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara, que sempre nos presentearam um sorriso ou bom dia nas correrias cotidianas da faculdade.

Aos funcionários da Biblioteca, Maria Helena, D. Odete, Adriano, Zezé, Eliane, Maria Inês, Sandra, Ceres e Maria Cristina, sempre pacientes com nossas intermináveis investigações bibliográficas.

Ao Prof. Romeu Magnani, atencioso colaborador na área estatística.

A todos os colegas de Pós Graduação da FOAr-UNESP.

Aos amigos Adriano, Darlón, Gustavo, Rinaldo, Paulinha, Hilmo, Hugo, que também foram importantes durante minha passagem por Araraquara, a Morada do Sol.

A todos aqueles que direta ou indiretamente colaboraram na redação desta importante página da minha vida.



LA DUDA DE LA VICTORIA  
ES EL PRINCÍPIO DE LA DERROTA

SUN TZU

## Sumário

Introdução .....	12
Revisão da literatura.....	18
Proposição.....	50
Material e método.....	51
Metodologia estatística e Resultado.....	60
Discussão.....	68
Conclusão.....	83
Referências.....	84
Apêndice.....	96
Resumo.....	100
Abstract.....	101

## ***Introdução***

Com a formulação da molécula de BisGMA por Bowen, patenteada em 1965 iniciou-se o desenvolvimento das modernas resinas compostas odontológicas. Devido as suas propriedades plásticas e estéticas, estes materiais passaram a ser rapidamente considerados para as mais diversas indicações clínicas.

Muito embora vários autores classificam as restaurações de resina composta como semi-permanentes ou temporárias.<sup>43</sup> Estes materiais poliméricos tornaram-se os principais materiais utilizados na moderna odontologia restauradora,<sup>13</sup> sendo atualmente indicados na confecção de restaurações estético/funcionais de dentes anteriores e posteriores, como material de preenchimento nos núcleos associados a pinos pré-fabricados, em restaurações preventivas e selantes de cicatrículas e fissuras e como agente cimentante de próteses metalo-cerâmicas e metal-free. Entretanto, apesar das significativas e contínuas melhoras em sua formulação, as resinas compostas, ainda hoje apresentam deficiências que limitam sua aplicação clínica. A inadequada resistência ao desgaste, infiltração marginal, contração de polimerização e sensibilidade pós-operatória são características que se constituem nos maiores argumentos contra a substituição dos amálgamas pelas resinas compostas,<sup>8, 9, 10, 28, 31, 47, 63</sup> apesar destas permitirem a confecção de cavidades conservadoras e não causarem trincas ou fraturas na estrutura dental por stress funcional.

A reação de polimerização é o fator que permite que as resinas compostas possam passar do seu estado líquido/viscoso para um estado

rígido,<sup>56</sup> esta conversão de monômeros em polímeros é que em suma irá definir as propriedades físico/mecânicas destes materiais. As primeiras resinas compostas utilizadas na odontologia tinham sua reação de presa baseado na ativação química. Nesta, a manipulação das duas pastas (uma chamada de base e a outra catalisadora) induziam o processo de polimerização. Este sistema de ativação teoricamente promoveria uma uniforme conversão de monômeros em toda porção de resina manipulada. No entanto a mistura dessas duas pastas induz uma série de problemas como: inclusão de bolhas de ar, mistura incompleta das duas pastas com conseqüente reação incompleta da polimerização, alta variabilidade e difícil proporcionamento adequado das pastas. Esses fatores determinavam restaurações com baixa resistência, alto nível de manchamento, fragilidade superficial, etc. Mesmo quando adequadamente manipuladas, essas resinas apresentavam alta contração de polimerização, manchamento e dificuldade de polimento superficial.<sup>16, 19, 43, 51</sup>

Com o propósito de contornar estas deficiências foram desenvolvidos sistemas restauradores fotoativáveis, nos quais não é preciso a manipulação das duas pastas para o início da polimerização. Seu modo de ativação permite uma apresentação em pasta única, com elemento fotossensível incorporado, que têm sua polimerização iniciada pela excitação deste componente fotossensível por uma fonte de luz. Os primeiros aparelhos de fotopolimerização foram desenvolvidos na década de 70 e empregavam a luz ultravioleta (comprimento de ondas entre 340 a 380 nanômetros) como agente físico desencadeante da reação de presa.<sup>20</sup> A luz ultravioleta, devido ao seu baixo comprimento de ondas pode causar alterações celulares, levando ao desenvolvimento de neoplasias de pele e lesões oculares.<sup>16, 71</sup> A fim de evitar estes problemas e como evolução da técnica de fotopolimerização, foi introduzido em 1978 o conceito da fotopolimerização

por luz visível, impulsionando o desenvolvimento de novas formulações de resina composta com a incorporação de fotoiniciadores e unidades de polimerização específicos. Estes novos aparelhos foram rapidamente incorporadas à prática odontológica devido a sua facilidade de uso, custo reduzido e segurança. O comprimento de ondas emitidos por estas unidades de polimerização se encontram principalmente entre 400 a 500 nm,<sup>16</sup> que torna o uso dessa energia luminosa segura tanto para o paciente quanto para o operador, uma vez que a mesma não induz alterações celulares. Atualmente esta forma de polimerização é mundialmente utilizado para a cura de resinas compostas, cimentos ionomêricos, materiais de moldagem e cimentos cirúrgicos.

O que permitiu essa ampla utilização foi a incorporação da canforoquinona (molécula fotossensível com espectro de absorção entre 450 a 490 nm).<sup>14, 18, 60</sup> Inicialmente, os aparelhos de luz halógena eram constituídos de um sistema de entrega com cabo condutor flexível associado a um dispositivo de bancada. O uso clínico evidenciou que este sistema de entrega tinha uma grande desvantagem, a fragilidade do cabo condutor flexível que era passível de dobras que causavam o esmagamento dos feixes de fibras, com conseqüente perda do rendimento de transmissão de luz e capacidade de fotopolimerização. A constatação desta deficiência levou ao desenvolvimento das pontas rígidas fotocondutoras incorporadas a um dispositivo manual tipo pistola.<sup>51</sup>

Do total da luz gerada pela lâmpada halógena 70% é transformada em energia térmica decorrente da incandescência do filamento da lâmpada, sendo que somente 1% da energia produzida é efetivamente utilizada para desencadear a reação de polimerização. A associação da alta intensidade de luz gerada pela lâmpada halógena e a frequência de acionamento do

aparelho aceleram o processo de degradação do bulbo e dos demais componentes, resultando em uma vida útil da lâmpada de apenas 50 a 100 horas, a partir da qual a mesma não mais produzirá a energia ótima necessária para a adequada conversão de monômeros em polímeros.<sup>18, 42, 52, 53</sup> Como os profissionais não conseguem perceber essa degradação durante seu uso corriqueiro, várias restaurações são sub-polimerizadas o que pode determinar efeitos deletérios à estrutura dental <sup>17</sup> e restaurações com baixas propriedades físico/mecânicas.<sup>30, 34</sup>

Alternativamente, vários estudos propuseram a utilização da energia laser e das lâmpadas de arco de plasma a fim de compensar as deficiências dos dispositivos halógenos, buscando reduzir o tempo de polimerização e aumentar o grau de conversão e profundidade de polimerização. Esses, no entanto, mostraram-se inadequados para uso clínico. A alta energia dos lasers promove uma rápida conversão de monômeros a polímeros o que causa altos níveis de contração de polimerização, e exigem cuidados especiais no manuseio para evitar danos ao aparelho, à pele e olhos do profissional, paciente e auxiliar.<sup>70</sup> Já o arco de plasma produz uma rápida polimerização que se mostrou em testes laboratoriais superficial e incompleto, quando utilizado o tempo de fotopolimerização de 3 segundos recomendado pelos fabricantes, ou, sobre-aquecimento quando utilizados tempos maiores para a polimerização devido a alta intensidade de luz que emite.<sup>16, 37</sup>

Outra opção que tem se mostrado bastante promissora é a utilização de energia gerada pelos LEDs (light emitting diodes). Esses dispositivos introduzidos para uso odontológico em 1995 têm como característica mais importante a pureza espectral, o que determina a emissão de luz azul em uma estreita faixa do espectro eletromagnético (entre 410 a 500 nm). Esta

característica gera em consequência baixo nível de calor determinando alta durabilidade do aparelho, eliminando a necessidade de uso de filtros e sistemas de refrigeração. Essa nova fonte de luz tecnicamente seria tão ou mais eficaz do que as fontes de luz halógena, uma vez que o comprimento de ondas que emite se encontra na faixa ideal para a excitação da canforoquinona.<sup>16, 18, 25, 27, 29, 44, 59, 61, 70, 71</sup>

O fotopolimerizador ideal deve ter como características: ser capaz de polimerizar adequadamente resinas compostas e outros materiais fotopolimerizáveis utilizados na odontologia em um tempo adequado, gerar baixos níveis de contração de polimerização, ter baixo custo de aquisição e manutenção, não causar aumento significativo da temperatura, uma vez que esta poderia induzir lesões irreversíveis à polpa dentária.<sup>70</sup>

Não existindo ainda unidades fotopolimerizadoras que preencham todos os requisitos acima mencionados, a odontologia se vê obrigada a avaliar constantemente as fontes de luz em relação a variáveis que possam apresentar propriedades ideais graças a um bom grau de conversão de monômeros em polímeros. Os métodos de avaliação do grau de conversão são feitos com testes diretos e indiretos. As técnicas diretas são a espectroscopia infravermelha, a espectroscopia laser Raman e a micro imagem por ressonância nuclear magnética. Apesar de serem métodos que permitem determinar o percentual de duplas ligações de carbono transformados a ligações simples durante a reação de polimerização, estas técnicas não têm sido ainda aceitos para uso rotineiro pelo tempo que consomem e pelo alto custo e complexidade técnica.<sup>50, 71</sup> Os métodos indiretos incluem a raspagem, o exame visual, coloração com pigmentos e testes de dureza superficial. Os testes de dureza superficial têm sido muito utilizados em pesquisas científicas porque têm demonstrado ser mais

simples de aplicar em comparação às técnicas diretas, e seus dados são considerados bons indicadores de grau de conversão, já que valores de dureza apresentam alta correlação com a quantidade de polímeros encontrados nas resinas compostas fotopolimerizadas.<sup>50, 71</sup>

Pesquisas indicam que tratamento térmico como coadjuvante da polimerização permite um melhor desempenho clínico das restaurações indiretas com resina composta.

A tecnologia baseada no uso dos LEDs como fonte de luz para a polimerização das resinas compostas parece promissora, porém não se sabe se a ausência de calor gerado durante a polimerização não afetará o desempenho clínico das resinas compostas, resultando em polimerização parcial, desgaste prematuro, fratura e irritação pulpar.

Outra questão muito importante é: se considerarmos que a temperatura exerce uma influência significativa na polimerização das resinas compostas, qual seria a temperatura ideal para se obter propriedades mecânicas adequadas durante a fotopolimerização das mesmas?



## ***Revisão da Literatura***

Yeaman<sup>71</sup> (1985), pesquisou os três principais métodos de determinação da profundidade de polimerização das resinas compostas: o método da raspagem, o método da microdureza e o de 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. Segundo o autor, utilizando-se um tempo de exposição à luz da ordem de 20 segundos, os resultados dos testes de raspagem podem ser registrados em até 10 mm, quando da utilização de uma matriz de teflón e até 5 mm com 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, confeccionado em 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 do grau de conversão dos monômeros em polímeros existem dois métodos principais: espectroscopia de múltipla reflexão interna (MIR) e espectroscopia laser Raman. Ambos métodos são capazes de determinar, quantitativamente, o número de grupos metacrilatos presentes nas resinas compostas antes e após o processo de exposição à luz. Porém, estes métodos são considerados complexos e inviáveis, para a tomada de medidas de rotina, entretanto, os valores de conversão obtidos em diferentes espessuras das resinas compostas, a partir da superfície externa mais próxima à fonte de luz tem sido similares aos resultados de microdureza. O

autor concluiu 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. Estes resultados podem ser comparados com segurança aos obtidos em uma situação clínica. O teste da raspagem associado à utilização de matrizes transparentes fornece resultados exagerados de profundidade de polimerização. Entre os fatores determinantes da profundidade de polimerização das resinas compostas, 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.

Wendt<sup>68</sup> (1987), realizou um estudo com o propósito de avaliar o efeito do calor complementando a polimerização de resinas compostas previamente fotopolimerizadas, em relação às propriedades de resistência à abrasão, dureza Rockwell e estabilidade de cor. Na pesquisa utilizou uma resina composta comercial híbrida, a Profile TLC e duas resinas compostas fotopolimerizáveis indicadas para restaurações em dentes posteriores, a P-30 e Occlusin, sendo que as mesmas foram submetidas ou não a calor após a fotopolimerização inicial. A polimerização complementar foi realizada com calor seco, com o forno Thermo Cure, por dez minutos. Sete grupos experimentais de cada resina, com dez corpos-de-prova cada foram submetidos aos testes. Foram testadas as seguintes temperaturas: 60°, 100°,

125°, 150°, 175° e 200°, além de um grupo controle não submetido a calor pós-polimerização. Para a realização de cada teste, os corpos-de-prova foram tratados de acordo a parâmetros pré-estabelecidos. A partir dos resultados, o pesquisador pode concluir que: as propriedades físicas de resistência ao desgaste, dureza e estabilidade de cor podem ser favoravelmente melhoradas com uma polimerização complementar com calor; que a temperatura indicada para obter melhores propriedades físicas podem ser obtidas a partir de 125° C; e, que a temperatura de 125° C coincide com a temperatura de transmissão do vidro como salientado em outros trabalhos e pode ser um indicativo da interação da matriz inorgânica que poderia causar o melhoramento das propriedades mecânicas das resinas compostas testadas.

Com o objetivo de determinar um possível relacionamento entre as variações de voltagem, intensidade de luz e profundidade de polimerização, Fan et al.<sup>14</sup> (1987) confeccionaram corpos-de-prova com 2 mm de espessura, utilizando as resinas compostas Prisma Fine e Silux, polimerizadas por nove unidades fotopolimerizadoras de luz halógena, e posteriormente determinaram os valores de dureza Knoop nas superfícies de topo e base dos corpos-de-prova. Os pesquisadores concluíram que a variação da voltagem afetou a intensidade de luz emitida pelas nove unidades fotopolimerizadoras, onde os maiores valores de dureza foram encontrados pelo dispositivo regulado em 130 V associado 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 testadas. A utilização de aparelhos fotopolimerizadores associados à baixa voltagem, podem comprometer as

propriedades físicas das resinas compostas, bem como o seu desempenho clínico.

Com interesse em determinar a concentração do agente redutor em sete resinas compostas diferentes (Silux, P-30, Photo Clearfil, Litefil, Occlusin, Palfique Light e Posterior Luz), Taira et al.<sup>60</sup> (1988) relataram que todas as resinas compostas avaliadas apresentaram a canforoquinona como componente fotossensível, a qual variou em concentrações de 0,17% a 1,03%. As resinas compostas Litefil e Occlusin apresentaram dimetil-aminoetil dimetacrilato como agente de redução. A resina composta Palfique Light apresentava o dimetil-p-toluidina como agente redutor, e as demais marcas comerciais não apresentaram componentes redutores detectáveis. De acordo com os autores, tem sido documentado que a adição do agente redutor ao componente fotossensível canforoquinona, pode melhorar a atividade dos radicais pelo seguinte mecanismo: sob luz visível, o fotoiniciador e o agente redutor ligam-se para formar o complexo polimérico. Este complexo por sua vez possui absorção aumentada pelo comprimento de onda situado no intervalo do espectro de luz visível, quando comparado com aquele que possui apenas a canforoquinona em sua composição. Desta forma, é o agente redutor que tem a capacidade de fornecer elétrons ao fotoiniciador, proporcionando radicais livres para reagirem mais rápida e intensamente durante a reação de polimerização. Com o resultado desta pesquisa os autores dão ênfase para a importância do estudo da composição química destes materiais.

Com o intuito de alertar os cirurgiões-dentistas em relação ao efeito da degradação das lâmpadas halógenas sobre a capacidade de polimerização dos dispositivos fotopolimerizadores, Friedman<sup>17</sup> (1989), realizou uma avaliação rigorosa de 77 unidades fotopolimerizadoras. As lâmpadas 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 durante toda a vida útil da mesma. Porém, de acordo com os achados do autor, 21 lâmpadas apresentavam escurecimento do bulbo e 33 lâmpadas possuíam refletores opacos até mesmo antes de queimarem. Assim, o autor recomenda a substituição das lâmpadas a cada seis meses de uso e o retorno do aparelho para o fabricante a cada dois anos de vida útil, a fim de realizar a manutenção, calibragem e reposição das peças. Também se concluiu que a degradação das partes constituintes dos aparelhos fotopolimerizadores implica na queda do rendimento, com intensidade de luz reduzida, enfatizando a importância de manutenções periódicas dos mesmos.

Atmandja & Bryant<sup>3</sup> (1990), com o propósito de verificar a influência da composição, tempo de exposição à luz, tempo de armazenamento após a polimerização na profundidade de polimerização das resinas compostas. Avaliaram a microdureza Knoop de quatro resinas compostas comerciais (P-30, Prisma-Fil, Heliomolar e Durafill). Confeccionaram corpos-de-prova em matrizes cilíndricas com 4 mm de diâmetro variando a espessura de 1 a 6 mm. O dispositivo fotopolimerizador utilizado, Heliomat, foi acionado por três diferentes tempos de exposição (20, 40 e 60 segundos). Passados cinco minutos pós-polimerização, obtiveram as medidas de dureza Knoop nas

superfícies de topo e base dos corpos-de-prova. Transcorridos períodos de 24 horas a uma semana, mediram novamente a microdureza. Com esta pesquisa os autores concluíram que para cada tipo de resina composta avaliada, os valores de microdureza diminuíram com o aumento da profundidade do material; as resinas compostas com carga microparticulada apresentaram menor profundidade de polimerização, conseqüência da dispersão da luz provocada por suas partículas inorgânicas; 40 segundos de exposição se mostrou mais efetivo que 20 segundos; as resinas compostas fotoativadas continuam a reação de polimerização mesmo após a fonte de luz ter sido removida; menores incrementos de resinas é o meio mais correto para obter-se adequada polimerização, tendo resultados melhores que aumentando o tempo de exposição.

Com o objetivo de estudar a polimerização de três resinas compostas comerciais (Durafill, Heliosit e Herculite), Mandarin<sup>38</sup> (1990) utilizou três aparelhos de luz halógena (Translux, Heliomat e Primelite). Os corpos-de-prova foram confeccionados em uma matriz cilíndrica, a qual apresentava 10 mm de altura e 5 mm de diâmetro. Foram selecionadas cores claras e escuras de resinas compostas, sendo fotoativadas por 20, 40 e 60 segundos. Para avaliar a profundidade de polimerização dos corpos-de-prova, utilizou o teste de microdureza Vickers, sendo analisado a cada milímetro de profundidade das amostras. Concluiu que as resinas compostas mais claras apresentaram valores de microdureza maiores quando comparadas às resinas de cor mais escura. O melhor grau de polimerização foi obtido no primeiro milímetro de resina voltada para a fonte de luz, diminuindo gradativamente nas camadas mais profundas. Comparando os 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.

Baseados em estudos laboratoriais, diversos pesquisadores acreditam que as propriedades físicas dos compósitos são melhoradas quando estes são submetidos a uma polimerização térmica complementar. Wendt Jr. & Leinfelder<sup>69</sup> (1990) investigaram o desempenho clínico de uma resina composta para dentes posteriores (Occlusin, Coe, Division of ICI Pharmaceuticals) submetida a dois tipos de polimerização: polimerização por luz (60 segundos com fotopolimerizador Prismetics, L.D. Caulk) e polimerização por luz seguida de polimerização térmica adicional (por 7,5 minutos à temperatura de 125 °C no termopolimerizador a seco Ney Thermocure Oven (Ney-Barkmeyer). As restaurações foram elaboradas diretamente na boca, empregando-se previamente um agente isolante na cavidade a ser restaurada, o que permitiu a remoção da mesma após a polimerização, e posterior cimentação (Enamel bonding agent, Coe). Foram confeccionadas em molares e pré-molares, classe I e classe II, para ambos na proporção de 1:1, isto é, 60 restaurações, 30 polimerizadas apenas por luz e 30 polimerizadas por luz seguida de termopolimerização adicional. Após um ano de avaliação, os autores concluíram que, apesar das restaurações termopolimerizadas não terem apresentado resistência ao desgaste superior daquelas somente fotopolimerizadas, outras vantagens foram observadas. As restaurações com termopolimerização adicional apresentaram maior resistência à fratura no ambiente bucal, menor sensibilidade pós-operatória, maior integridade marginal, maior resistência à

cárie secundária, e não apresentaram (pelo menos neste período) alteração de cor.

Uma publicação do Dental Products Report<sup>11</sup> (1991) se refere aos aparelhos fotopolimerizadores e seus componentes internos, e que estes apresentam degradação em decorrência do tempo de uso e pela exposição ao calor, comprometendo assim seu desempenho. Esta degradação pode acarretar redução na intensidade de luz, a qual pode ser ocasionada pela disfunção de três componentes básicos dos aparelhos: o bulbo da lâmpada halógena, o filtro óptico selecionador do comprimento de onda e a fibra óptica. Segundo esta publicação, estes componentes devem ser inspecionados pelo profissional a cada seis meses de utilização do aparelho. Diariamente devem ser realizados testes dos aparelhos fotopolimerizadores pelo uso de radiômetros, os quais são instrumentos específicos utilizados para medir a intensidade de radiação eletromagnética emitida sobre uma definida extensão de comprimentos de onda. São instrumentos de fácil utilização e deveriam ser incorporados no arsenal clínico dos profissionais dentistas.

McCabe & Kagi<sup>39</sup> (1991) avaliaram as propriedades de resistência à compressão, limite de fadiga, dureza e desgaste abrasivo de uma resina composta comercial (Brilliant – Coltene). Os autores escolheram resinas de esmalte e dentina, e, as mesmas após a fotoativação eram submetidas ou não a uma polimerização adicional em um forno D.I. 500 light/heat curing (Coltene) por 7 minutos, atingindo uma temperatura de 120 graus Celsius. Os resultados mostraram que, nos espécimes submetidos a polimerização adicional, se registrou aumento significativo da dureza e resistência ao



desgaste para a resina de dentina. Para a resina de esmalte, apenas a dureza sofreu um aumento significativo. As propriedades de resistência à compressão e de limite de fadiga não foram significativamente alteradas após polimerização adicional.

Com o propósito de estudar a variação da microdureza de oito resinas compostas comerciais (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>64</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 1°, 2° e 3° 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.

Sabendo que a polimerização das resinas compostas causam aumento na temperatura intra-pulpar, Hansen & Asmussen<sup>23</sup> (1993), avaliaram 10 aparelhos fotopolimerizadores com o propósito de verificar a eficácia do cimento de ionómero de vidro utilizado como agente isolante térmico e a relação entre profundidade de polimerização e o aumento da temperatura em uma restauração de resina composta. Com esse propósito, os autores confeccionaram corpos-de-prova utilizando a resina composta comercial Silux Plus, sendo fotoativadas cada uma por 60 segundos para

todos os aparelhos utilizados, e a temperatura registrada durante o tempo de exposição. Foram feitas cinco medidas para cada fotopolimerizador utilizado na pesquisa. Os autores relataram que os aparelhos mais novos levaram a um maior aumento da temperatura, quando comparados aos aparelhos com cabo de fibra óptica danificadas. Na superfície da resina composta, a temperatura registrada variou entre 3,6°C e 29,2°C, e a 3,2 mm da superfície, esta temperatura variou entre 1,5 °C e 12,3 °C. Quando foi realizada a interposição de uma camada de cimento de ionômero de vidro com dois mm de espessura, a temperatura registrada durante o tempo de exposição aos aparelhos fotopolimerizadores (60 segundos), foi reduzida de maneira significativa, de 7,9° C a aproximadamente 4,9° C. Foram encontradas correlações de regressão entre as médias de profundidade de polimerização do topo e da base dos corpos-de-prova e o aumento da temperatura após a polimerização de 40 segundos, coincidindo estes achados com os de outras pesquisas.

Harrington & Wilson<sup>24</sup> (1993) analisaram o efeito do tipo de matriz e o tamanho da cavidade utilizados na confecção dos corpos-de-prova, na profundidade de polimerização. Foram comparados os resultados obtidos entre matrizes cilíndricas confeccionados em nylon, matrizes transparentes e metálicas. Cavidades de 3, 4 e 5 mm foram preenchidas com as resinas compostas Herculite XR (esmalte), Pekalux, Herculite XR (dentina), Charisma e Pertac-Hybrid. A profundidade de polimerização foi determinada pelo uso de um penetrômetro utilizado sobre o material fotopolimerizado, imediatamente após a exposição à luz. Os autores puderam afirmar, baseados nos resultados, que a profundidade de polimerização é dependente tanto do material restaurador, como do aparelho

fotopolimerizador e do tipo de matriz utilizada para o teste. A matriz metálica foi eleita como o modelo mais recomendado, pois não permite a dispersão da luz através da matriz. Quanto aos materiais, a resina composta Herculite XR (esmalte) obteve maior profundidade de polimerização, quando comparada com a Herculite XR (dentina).

Eldwany et al.<sup>12</sup> (1993) avaliaram as propriedades mecânicas (resistência à tração diametral, dureza Knoop, resistência à compressão e módulo de elasticidade em compressão) de sete resinas compostas: a) Brilliant – Coltene/Whaledent, b) Charisma – Heraus Kulzer, c) Clearfill Photo Posterior – Morita, d) Conquest DFE – Jeneric/Pentron, e) Herculite XRV – Kerr, f) Pertac Hybrid – Espe Premier, g) True Vitality – Den-Mat. Os autores submeteram às resinas compostas a diferentes formas de polimerização: apenas fotopolimerização (dispositivo de luz halógena Coltene II, modelo 100 – Coltene/Whaledent) e fotopolimerização e polimerização complementar:

- a) D.I. 500 (Demetron Research), temperatura de 40-100 °C por 8 minutos;
- b) Translux EC Light Box (Heraus Kulzer) por 6 a 8 minutos a uma distância de 1,5 centímetros da fonte de luz;
- c) CRC-100 (J. Morita) por 15 minutos a 100 °C;
- d) Conquest Automatic Curing Unit (Jeneric/Pentron) a 107 °C por 15 minutos;
- e) Light/Heat Curing Triad 2000 (Dentsply International) a 79 °C por 10 minutos;
- f) Vacuum Unit Viso-Beta Vario (Espe-Premier) por 15 minutos;
- g) Cerinate (Den-Mat) 110 °C por 10 minutos.

A polimerização adicional aumentou (comparado às amostras somente fotopolimerizadas) a dureza Knoop em 7% a 46% de cinco resinas (Brilliant – 7%, Charisma - 46%, Clearfill – 16%, Herculite – 17% e True Vitality – 7%); a resistência à tração diametral, em 15% a 39% de quatro resinas (Brilliant – 15%, Conquest – 29%, Clearfill – 16% e Herculite – 39%). Nenhuma das resinas testadas apresentou valores aumentados de resistência à compressão e duas apresentaram valores aumentados de módulo de elasticidade (Conquest – 22% e Clearfill Photo Posterior – 35%).

Com o objetivo de verificar a influência do tipo de polimerização nas propriedades mecânicas das resinas compostas, Powers et al.<sup>49</sup> (1993) avaliaram as propriedades mecânicas (resistência à tração diametral, resistência à compressão, módulo de elasticidade em compressão, dureza Knoop e Rockwell) de uma resina composta fotoativada (Herculite XRV – Kerr) e a mesma resina composta fotoativada submetida a diferentes tipos de polimerização complementar:

- a) água em ebulição por 10 minutos;
- b) forno CRC – 100 (J. Morita) por 15 minutos a 100 °C;
- c) forno D.I. 500 (Coltene/Whaledent) à temperatura de 40-110 °C por 8 minutos;
- d) forno Translux EC Light Box (Heraeus Kulzer) por 6 a 8 minutos a uma distância de 1,5 cm da fonte de luz;
- e) Triad 2000 (Dentsply) a 79 °C por 10 minutos.

O emprego de polimerização complementar (em comparação aos corpos-de-prova somente fotopolimerizados), resultou em aumento significativo na resistência à tração diametral (24-39%), dureza Knoop (8-22%) e Rockwell (3-6%) e não influenciou significativamente na resistência à

compressão do material. O módulo de elasticidade não foi alterado, exceto com o emprego do forno Translux EC Light Box, que aumentou o módulo em 33%. O uso dos fornos Translux EC Light Box e Triad 2000 apresentaram os maiores valores nas propriedades mecânicas testadas, enquanto o uso da água em ebulição representou o método menos efetivo.

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>54</sup> (1994). De uma simulação de restauração em forma cilíndrica, obtiveram 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 800, 578, 400 e 233 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 de 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 um 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, a pesar de 1 mm ser considerado ideal. Quando a intensidade de luz estiver abaixo de  $233 \text{ mW/cm}^2$ , uma nova lâmpada halógena terá de ser utilizada. No que se refere ao valor ideal de intensidade de luz, os autores recomendaram  $400 \text{ mW/cm}^2$  para a polimerização de rotina das resinas compostas.

Kildal & Ruyter<sup>26</sup> (1994) mediram o grau de conversão de cinco compósitos: Brilliant (BR), Coltene; Charisma (CH), Heraeus Kulzer; Eos (ES), Vivadent; Estilux Posterior CV (EP), Heraeus Kulzer; Prisma A.P.H. (PR), Dentsply, polimerizados por três métodos diferentes: a) fotopolimerizador para uso em consultório, chamado método A; b) polimerizador para uso laboratorial, chamado método C; e c) método A e logo método C, chamado método B. As unidades polimerizadoras e os tempos de exposição empregados foram determinados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Mediram o grau de conversão imediatamente após a polimerização e após armazenagem em água destilada por 24 horas à temperatura de  $37 \text{ }^\circ\text{C}$ . Para o método A, o grau de conversão médio imediato foi de 42,1% e de 55,4% após 24 horas. Os métodos B e C apresentaram-se similares, com percentual médio de conversão de 65%, mantendo-se estáveis após o período de armazenagem. Com este trabalho demonstraram que o grau de conversão dos compósitos estudados depende do método de polimerização empregado. No entanto, apesar do emprego de polimerizadores laboratoriais aumentar o grau de

conversão, este aumento não foi estatisticamente significativo quando comparado com os resultados após armazenagem em água destilada por 24 horas à temperatura de 37 °C.

A fim de determinar mudanças no grau de conversão de monômeros em polímeros para resinas fotoativadas após tratamento térmico adicional através de diferentes espessuras do material, Park & Lee<sup>45</sup> (1996), submeteram corpos-de-prova de 4 mm de espessura a fotoativação e, em seguida, a tratamento térmico de 120 °C por 7 minutos em forno DI-500 (Coltene). Em seguida os corpos-de-prova foram seccionados em quatro partes de 50 a 70 µm. Esses discos, por sua vez, foram submetidos a tratamento apropriado à análise no Espectrofotômetro Infravermelho de Transformação de Fourier. O resultado basicamente traduz a porcentagem de ligações duplas entre carbonos alifáticos em relação às ligações duplas aromáticas. Os resultados mostraram que ao grau de conversão após fotoativação foi de 70,2; 63,4; 59,6 e 55,7% para as profundidades de 1, 2, 3 e 4 mm respectivamente. Após a polimerização adicional, os percentuais saltaram para 74,2; 72,7; 72,7 e 74,4% respectivamente. O aumento no grau de polimerização foi significativo para cada grupo. Esse aumento foi mais significativo no grupo dos 4 mm (18%), pois o tratamento térmico é mais eficaz nas porções mais profundas, exatamente onde a maior distância da luz dificulta a fotoativação. O mesmo motivo pelo qual a diferença entre o 1° e o 4° grupo ser quase nenhuma. O tratamento térmico indica a possibilidade do aumento da possibilidade de estabelecimento de ligações cruzadas entre as moléculas de BisGMA e/ou a conversão das ligações alifáticas C=C do grupo metilmetacrilato em ligações C-C.

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>40</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 com um 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 concluir que as resinas compostas avaliadas apresentaram propriedades físicas superiores e melhor integridade marginal, quando fotoativadas pela técnica gradual.



Com o objetivo de verificar a capacidade de polimerização, as características ópticas e o grau de conversão pela utilização de uma nova unidade de polimerização à base de diodo emissor (LEDs), Fujibayashi et al.<sup>18</sup> (1998) utilizaram uma única resina composta (Silux Plus) para realizar os testes. O comprimento de onda para o LED2 estava entre 430 a 550 nm, com pico em 466 nm. A emissão de luz do LED 466 nm foi mais alta do que a lâmpada halógena e LED 444 nm. Com relação à profundidade de polimerização e grau de conversão, estes foram maiores quando a resina composta foi fotoativada pelo LED 466 nm em comparação ao LED 444 nm e lâmpada halógena. A profundidade de polimerização foi determinada removendo o material não polimerizado e aferindo o comprimento da resina remanescente. Pelos achados, 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 unidade de fotoativação.

Sakaguchi & Berge<sup>55</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 micro-híbrida (Bisfil P – Bisco), confeccionaram corpos-de-prova cilíndricos em resina composta, sendo polimerizados à distância de 7 mm durante 40 segundos e 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. Mediram o grau de conversão no topo e na base dos corpos-de-prova, utilizando 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 verificar o aumento da temperatura na câmara pulpar, induzido durante a fotopolimerização das resinas compostas, Hannig & Bott<sup>22</sup> (1999) compararam cinco unidades de polimerização pelo sistema de luz visível. Confeccionaram preparos cavitários classe II em dentes molares humanos recentemente extraídos, deixando 1 mm de espessura de dentina entre a câmara pulpar e a parede cavitária proximal. Em seguida, uma camada de resina composta com dois mm de espessura foi aplicada na caixa proximal e fotoativada com as seguintes unidades de polimerização: Heliolux II (H; 320 mW/cm<sup>2</sup>), QHL 75 (Q; 505 mW/cm<sup>2</sup>), Astralis 5 (A; 515 mW/cm<sup>2</sup>), Optilux 500 (O; 670 mW/cm<sup>2</sup>), Elipar Highlight (EH; 730 mW/cm<sup>2</sup>) e ADT 1000 PAC (P; 1196 mW/cm<sup>2</sup>). O tempo de exposição foi de 40

segundos para as unidades H, A, Q, O, EH e 5 e 10 segundos para a unidade P. As medidas de mudança de temperatura na câmara pulpar, durante a polimerização, foram tomadas pelo uso de um termocodutor do tipo K, o qual foi posicionado entre a polpa e a dentina. Valores médios foram calculados a partir de 10 medidas para cada unidade polimerizadora, onde os autores puderam encontrar que as mudanças máximas de temperatura variavam significativamente dependendo da unidade fotopolimerizadora utilizada, sendo  $H < A < P (5s) < Q < EH < O < P (10s)$ . Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que a fotopolimerização com unidades caracterizadas pela produção de alta energia (A, EH, O, P, Q) causam mudanças de temperatura, significativamente mais altas na câmara pulpar, quando comparadas com a unidade fotopolimerizadora convencional (H). Desta forma, os autores alertam os clínicos para que permaneçam atentos com relação ao potencial risco de alteração térmica na polpa, o qual pode resultar da polimerização das resinas compostas fotopolimerizáveis.

Lovell et al.<sup>35</sup> (1999), com o propósito de compreender melhor a cinética da reação de polimerização das resinas compostas e assim procurar melhorar suas propriedades, realizaram uma pesquisa que avalia os efeitos da intensidade de luz, temperatura, e composição no comportamento de polimerização dos co-polímeros BisGMA e TEGDMA. Os pesquisadores utilizaram na pesquisa um controlador de diferencial calorimétrico, monitorando os valores de fotopolimerização para varias condições experimentais. A co-polimerização do BisGMA/TEGDMA apresentou semelhança a outros sistemas dimetacrilatos e exibiram difusão cinética controlada. Os valores máximos de polimerização foram significativamente afetados pela intensidade de luz, enquanto que a temperaturas maiores,

maior grau de polimerização foi observado. Quando a composição da mistura foi modificada, foi descoberto que a viscosidade do sistema proporciona uma importância significativa nos valores de polimerização e o progresso e o fim da reação-difusão-controlada. Misturas que continham de 50% a 75% de peso de BisGMA apresentaram os valores máximos mais elevados. Esta característica sugere que o TEGDMA é um excelente diluente, assim aumenta a mobilidade média da reação; entretanto, a alta reatividade é esperada com a presença de BisGMA. Assim, baseado na dependência da composição, concluímos que a porção de BisGMA da mistura controla amplamente o mecanismo e a cinética da polimerização.

Whitters et al.<sup>70</sup> (1999), com o objetivo de comparar o efeito da polimerização nas propriedades físicas de resinas compostas comerciais (Tetric – cor A3, Compoglass – cor A3, e Z100 – cor A3,5), com uma fonte de luz halógena (Aristolite) e uma fonte de luz à base de LEDs com um arranjo de seis diodos, realizaram testes de dureza 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. Também avaliaram a contração de polimerização e a mudança de temperatura que ocorre na superfície dos materiais testados durante a fotopolimerização com ambas fontes de luz utilizadas. Os autores puderam determinar que um arranjo de seis LEDs foi capaz de promover uma polimerização mais rápida das resinas compostas comparando aos corpos-de-prova fotoativados com luz halógena. No que se refere à dureza e a contração de polimerização, foram encontrados resultados similares para as duas fontes de polimerização, porém, a mudança de temperatura dos materiais, durante o processo de polimerização, demonstrou-se mais baixa pela utilização do

aparelho de LEDs. Segundo os autores, este trabalho demonstra que os dispositivos a base de LEDs podem ser efetivos instrumentos para ativação de materiais sensíveis à luz, em particular as resinas dentais.

Mills et al.<sup>41</sup> (1999), utilizaram três resinas compostas comerciais: Silux Plus – cor U, P-50 – cor U e Z100 – cor A3,5. Os corpos-de-prova foram confeccionados em matriz metálica medindo 4 mm de diâmetro por 6 mm de altura. O objetivo da pesquisa era verificar a hipótese da capacidade de um dispositivo à base de LEDs produzir profundidade de polimerização equivalente a uma unidade de luz halógena. As unidades testadas foram a Coltolux 4 (luz halógena) e LEDs LCU (luz azul de diodo). As resinas compostas foram fotoativadas por 40 segundos (Silux Plus e Z100) e 60 segundos (P-50) seguindo as indicações do fabricante e com uma ou outra fonte. Foram confeccionados seis corpos-de-prova por grupo, e os mesmos foram avaliados na sua profundidade de polimerização com um penetrômetro. A partir dos achados da pesquisa, concluiu-se que o dispositivo à base de LEDs mostrou uma profundidade de polimerização significativamente mais alta que a luz halógena. O espectro emitido pela luz conjuntamente à irradiação pode ser considerado indicador de sua efetividade. O uso de unidades constituído por LEDs pode apresentar um potencial para uso na clínica, já que sua efetividade não sofre redução com o tempo, ao contrário do que acontece com as unidades de luz halógena.

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>42</sup> (1999), utilizaram um aparelho denominado de calorímetro (Contemp ID-02 A) 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 A2, TPH Spectrum (Dentsply) na cor A2 e Suprafill (SS White) na cor A2. Para padronizar, as resinas compostas foram inseridas em casulos (descartáveis), em três camadas de aproximadamente dois mm de espessura, fotoativadas uma a uma por 40 segundos. A temperatura inicial (antes da polimerização) e final (depois da polimerização), para cada camada, foram medidas com o auxílio de um calorímetro. 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 uma diferença de variação de 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 intensidade de luz dos aparelhos e o calor produzido.

Bagis et al.<sup>4</sup> (2000) avaliaram a influência da temperatura na pós-cura sobre a quantidade de monômeros residuais em uma resina composta comercial fotopolimerizável (Herculite XRV – Kerr/Sybron, cor A2). Os pesquisadores confeccionaram discos de resina composta, as quais foram imediatamente após a fotopolimerização submetidas a tratamento térmico (50, 75, 100 ou 125 °C por 7 minutos) ou não sofreram tratamento térmico (grupo controle). Os corpos-de-prova foram então colocados em solvente por duas semanas a 37 °C para extrair os monômeros não reagidos. A análise HPLC foi utilizada para determinar a quantidade de TEGDMA, BisGMA e BisGMA etoxilado remanescentes após os diferentes tratamentos. A

quantidade de cada monômero diluído foi comparada usando o método ANOVA com relação aos diferentes métodos de polimerização. Os pesquisadores observaram que ainda nos valores baixos de calor após polimerização (50 °C) resultou em uma redução de 80% do restante de TEGDMA não polimerizado, 75% de redução de BisGMA, e menos de 77% de BisGMA etoxilado que o controle somente fotopolimerizável. O calor pós-cura de 75 °C ou mais resultaram em baixa quantidade de cada tipo de monômero remanescente não polimerizado no polímero. Os autores indicam que um dos principais benefícios do calor pós-cura das restaurações de resinas compostas pode ser a melhora da biocompatibilidade destas restaurações como o resultado da significativa diminuição dos monômeros residuais potencialmente solúveis.

Kurachi et al.,<sup>29</sup> avaliaram a microdureza de uma resina composta fotopolimerizada por cinco dispositivos experimentais a base de LEDs (com arranjos de 2, 3, 4, 5, ou 6 unidades de LEDs) e um aparelho de luz halógena. A resina composta (Cor A3, Z100 – 3M) foi fotopolimerizada por 20, 40, 60, 120 e 180 segundos com LEDs, e por 40 segundos com lâmpada halógena. Confeccionaram amostras de 0,35, 1,25 e 1,8 mm de espessura. Foram feitas cinco amostras para cada parâmetro. A microdureza foi feita na base dos corpos-de-prova. Os resultados indicaram que todas as amostras polimerizadas com LEDs apresentaram valores de dureza inferiores quando comparados com as polimerizadas com lâmpada halógena. O dispositivo a base de 6 LEDs foi o mais eficiente comparado com os outros com menor quantidade de LEDs. A intensidade de luz do L6 foi de 79 mW/cm<sup>2</sup>, enquanto que o dispositivo de luz halógena apresentou uma intensidade de luz de 475 mW/cm<sup>2</sup>. Para conseguir valores de microdureza, o L6 precisou ser utilizado por maior tempo ou ser utilizados corpos-de-prova com menor espessura. Os

autores concluem que a tecnologia com LEDs representam um promissor sistema para a fotopolimerização das resinas compostas.

Jandt et al.<sup>25</sup> (2000), 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 LEDs, comparadas com as fotoativadas com uma unidade de fotopolimerização de luz halógena não diferem significativamente. Os pesquisadores também avaliaram as características de irradiação e o espectro de luz emitida por ambos dispositivos fotopolimerizadores. A resina composta comercial testada na pesquisa foi a TPH A2 e A4, que foi fotoativada pelas duas unidades por 40 segundos. A profundidade de polimerização foi medida em 10 amostras com 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade, 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 profundidade, divididos em grupo I (cor A2) e grupo II (cor A4), os resultados foram avaliados após 6 e 72 horas. Avaliando os resultados, os pesquisadores puderam observar que a unidade de luz halógena conseguiu uma maior profundidade de polimerização (6,40 mm) comparada às obtidas com a unidade à base de LEDs (5,33 mm). Embora ambas fontes de luz fotopolimerizaram a resina composta a uma profundidade maior que a requerida como mínima pela ISSO 4049 e o fabricante. No que se refere 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. Os espectros de luz de ambas unidades diferiram



fortemente. Os autores fazem a observação do grande potencial para uso clínico dos dispositivos à base de LEDs.

Stahl et al.<sup>59</sup> (2000), estudaram as propriedades de flexão de três diferentes resinas com três cores diferentes, as quais foram polimerizadas com um sistema de luz halógena e um dispositivo à base de LEDs disponíveis comercialmente. Na maioria dos casos não houve diferenças significativas no módulo e resistência flexural entre resinas polimerizadas com luz halógena ou LEDs. Os autores sugeriram que não deve ser considerada somente a intensidade de luz dos aparelhos para determinar as propriedades físicas finais das resinas compostas. Assim, a intensidade dos dispositivos testados é muito diferente, porém, não houve diferença estatística significativa na resistência flexural das resinas testadas.

Com o objetivo de avaliar a capacidade de polimerização, em função de três fontes de luz e diferentes profundidades de uma única cor de resina composta (Charisma na cor A3), pelo teste de microdureza Vickers, Machado<sup>37</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 Lite 2500 (intensidade de 700 a 800 mW/cm<sup>2</sup> 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 o menor valor. No que diz respeito à profundidade de polimerização do material, para o terceiro mm distante da fonte de luz, os valores de microdureza foram menores ao passo que o primeiro mm mais próximo da fonte de luz apresentou os maiores valores de microdureza Vickers. Ainda o autor pôde observar que independentemente do aparelho fotopolimerizador utilizado, quanto maior a distância da resina composta da fonte de luz, menores valores de microdureza Vickers são obtidos.

Quance et al.<sup>50</sup> (2001), desenvolveram uma pesquisa onde avaliaram o efeito da variação da temperatura de armazenamento (18° C vs. 37° C) e intensidade de luz (200 vs. 500 mW/cm<sup>2</sup>) sobre a dureza de sete resinas compostas fotopolimerizáveis, polimerizadas com uma fonte de luz Prismetics Mk II (Dentsply). Com esse propósito, realizaram teste de dureza no topo e na base de discos de resina composta com 2 mm de espessura, confeccionadas com sete resinas compostas fotopolimerizáveis (Herculite XRV e Prodigy/Kerr, Z100 e Silux Plus/3M, TPH/Dentsply, Pertac-Hybrid/Espe, e Charisma/Kulzer). Com cada resina foram feitos cinco corpos-de-prova, os quais foram armazenados a seco por 24 horas, e logo submetidos ao teste de dureza Wallace. Os valores de dureza variaram em

relação ao produto, superfície, temperatura de armazenamento, e intensidade de luz durante a polimerização. Em nenhum dos casos a dureza da base foi igual ao do topo, e a combinação da intensidade de 500 mW/cm<sup>2</sup> e armazenamento a 37° C proporcionou os melhores resultados de dureza na superfície de base. Os autores concluíram que a composição do material tem uma significativa influência na dureza superficial. Somente uma das sete resinas compostas (TPH) conseguiu valores de dureza na base maior que 80% em relação aos valores máximos de dureza do topo obtido com esta mesma resina, na situação de 500 mW/cm<sup>2</sup> de intensidade de luz e temperatura de armazenamento de 37° C. Em relação à condição de temperatura de armazenamento após a polimerização, a intensidade de polimerização de 200 mW/cm<sup>2</sup> durante 40 segundos não proporcionou valores de dureza aceitáveis nas superfícies de base, de corpos-de-prova de 2 mm de espessura na maioria das resinas compostas testadas.

O estudo realizado por Shin et al.<sup>58</sup> (2001) teve por objetivo verificar o efeito da variação de comprimentos de ondas, na microdureza de materiais restauradores estéticos. Para isto, os autores utilizaram uma resina composta Denfil (Vericom, Korea) e um compômero Dyract (Dentsply, Germany). Foram utilizados filtros com picos de comprimento de onda da ordem de 430 nm, 450 nm, 470 nm, e 490 nm, respectivamente. O aparelho fotopolimerizador utilizado para o grupo controle foi o XL 2500 (3M, USA). Um total de dez amostras foi confeccionado por grupo, tendo cada uma das amostras dois mm de espessura. Dez minutos após a fotoativação das amostras a microdureza foi avaliada na superfície de topo e base, realizando-se três marcas por superfície. Em seguida, as amostras foram armazenadas em recipientes à prova de luz, durante 72 horas. A

microdureza foi reavaliada nos mesmos locais. Todos os grupos experimentais mostraram valores de microdureza mais baixos, quando comparados com o grupo controle. Os resultados sugerem que o efeito da polimerização foi mais forte na seguinte ordem: grupo controle, 470 nm, 450 nm, 490 nm e 430 nm.

Leonard et al.<sup>33</sup> (2001), desenvolveram uma pesquisa *in vitro*, para determinar os valores mínimos de irradiações necessários para uma adequada polimerização de uma resina composta microparticulada (Silux Plus - Cor Universal) e uma microhíbrida (Z100, cor A3) quando fotoativadas por 40 e 60 segundos. Com esse propósito, utilizaram um dispositivo de luz halógena (Optilux 401) com uma ponta de 8 mm de diâmetro. A irradiação de saída da unidade de luz, calibrado com um laser medidor de potência, foi alterada mudando a voltagem de entrada utilizando um variador de potência. Cinco corpos-de-prova de 8 mm de diâmetro e 2 mm de espessura foram confeccionados para o teste de dureza com cada resina composta microparticulada e híbrida, para cada combinação de tempo de exposição (40, 60 segundos) e valores de intensidade de luz (100 mW/cm<sup>2</sup> a 700 mW/cm<sup>2</sup> aumentando em incrementos de 25 mW/cm<sup>2</sup>). Após 24 horas, a dureza Knoop foi medida em cada lado dos corpos-de-prova, e logo foram calculadas as médias e uma porcentagem de dureza Knoop do topo e da base dos corpos de prova foram determinadas. Um valor de pelo menos 80% foi utilizado para indicar polimerização satisfatória. Uma regressão linear de intensidade de luz versus porcentagem de dureza Knoop foi realizada, e o resultado da equação utilizada para determinar o valor de intensidade de luz necessária para produzir um valor de dureza Knoop de 80% para as condições experimentais. O resultado da pesquisa apontou que a resina

composta híbrida, Z100, precisou de 260,1 mW/cm<sup>2</sup> a 40 segundos ou 185,0 mW/cm<sup>2</sup> a 60 segundos para uma polimerização satisfatória. A resina composta de micropartículas, Silux Plus, precisou de 542,9 mW/cm<sup>2</sup> a 40 segundos ou 449,0 mW/cm<sup>2</sup> a 60 segundos. Segundo os autores, estes achados indicam que valores de intensidade de luz anteriormente pesquisados podem ser insuficientes para uma adequada polimerização das resinas compostas de micropartículas.

Knezevic et al.<sup>27</sup> (2001) realizaram uma pesquisa com o propósito de comparar o grau de conversão e aumento de temperatura de quatro resinas compostas comerciais híbridas: Tetric Ceram, Pertac II, Valux Plus e Degufill Mineral; com 40 segundos de fotoativação com um dispositivo de luz halógena convencional (Heliolux GTE de 600 mW/cm<sup>2</sup> de intensidade), um dispositivo de luz halógena de intensidade gradual (Elipar Highlight de 100 mW/cm<sup>2</sup> de intensidade por 10 segundos e 700 mW/cm<sup>2</sup> de intensidade por 30 segundos), e um dispositivo experimental à base de LEDs com 16 LEDs com intensidade mínima de 12 mW/cm<sup>2</sup> em corpos de prova de 1mm de espessura. Os resultados apresentaram somente uma pequena porção de altos valores de grau de conversão no caso de polimerização com o dispositivo de luz halógena de polimerização gradual a qual também apresentou o dobro do aumento da temperatura comparado ao dispositivo a base de LEDs. A temperatura e o grau de conversão obtidos na superfície são maiores que a 1 mm de profundidade independentemente da fonte de luz utilizada. Os autores também concluíram que o uso do LED azul experimental de intensidade mínima e comprimento de onda de 470 nm é promissor, atendendo especialmente ao baixo aumento da temperatura nas

amostras de resina composta. Para garantir maior intensidade de luz é necessário utilizar maior número de diodos e focalizar mais a luz emitida.

Nomura et al.<sup>44</sup> (2002), realizaram uma pesquisa onde fizeram uma análise térmica para medir as características das resinas compostas polimerizadas com uma unidade fotopolimerizadora a base de LEDs. As características foram comparadas com corpos-de-prova obtidos a partir de resinas compostas fotoativadas com duas unidades de luz halógena. A resina experimental constitui-se de uma mistura de BisGMA e TEGDMA (proporção de 60:40 de peso), com 0,5 % do peso de canforoquinona/DMPT ou canforoquinona/DMAEMA. As duas resinas experimentais foram fotopolimerizadas por 40 segundos. Um explorador de diferencial calorimétrico foi utilizado para avaliar as características térmicas das resinas fotopolimerizadas. A energia de ativação das resinas compostas foi calculada para os picos de curvas endotérmicas obtidas quando as amostras foram aquecidas em três diferentes valores (5, 10 e 15 °C/minuto) durante a exploração do diferencial calorimétrico. A energia de ativação calculada para as amostras fotoativadas com LEDs foi maior que 220 kJ/mol; enquanto que as amostras fotoativadas com unidades de luz halógena tiveram energia de ativação menor que 192 kJ/mol. O número de dureza Knoop de algumas amostras foi medida, e foi maior com as fotopolimerizadas com LEDs azuis que as polimerizadas com luz halógena. Assim, as resinas compostas fotopolimerizadas com LEDs azuis apresentaram um grau maior de polimerização e estrutura tri-dimensional mais estável daquelas fotopolimerizadas com unidades de luz halógena.

Tantbirojn et al.<sup>62</sup> (2003), com o intuito de achar uma correlação entre a resistência à fratura e a microdureza das resinas compostas fotoativáveis, realizaram uma pesquisa onde foram confeccionados cilindros de compósitos (4 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento), sendo polimerizadas por cinco combinações de intensidades de luz ( $I$ , mW/cm<sup>2</sup>) e tempo de polimerização ( $T$ , s) para conseguir um valor da densidade da energia luminosa total ( $I \times T = 100 \times 10$ ,  $100 \times 20$ ,  $300 \times 20$ ,  $300 \times 40$ , e  $700 \times 60$  mW s/cm<sup>2</sup>). Foram confeccionados seis corpos-de-prova com os parâmetros já mencionados, utilizando a resina comercial Z100, cor incisal. Logo, os corpos de prova foram submetidos aos testes de resistência à fratura e dureza Knoop. Os testes foram realizados aos quinze minutos e vinte e quatro horas após a polimerização. Os pesquisadores puderam observar que tanto a resistência à fratura quanto a dureza Knoop aumentaram com o aumento da densidade de energia luminosa e tempo de armazenamento. A análise estatística de regressão linear indicou uma forte correlação entre os testes de dureza Knoop e resistência à fratura para o mesmo período de tempo (15 minutos e 24 horas), porém, a correlação se torna fraca para diferentes períodos de armazenamento, indicando uma mudança no mecanismo da resistência à fratura e/ou microdureza. Assim, os autores da pesquisa concluem que a resistência à fratura de uma resina composta não pode ser simplesmente extrapolada para a microdureza.

Tsai et al.<sup>61</sup> (2004), avaliaram a profundidade de polimerização e microdureza superficial da resina composta Filtek Z250 (3M-Espe) (cores B1, A3 e C4) quando polimerizados com três dispositivos a base de LEDs disponíveis comercialmente: E-light (GC), Elipar Freelight (3M-ESPE), 475H (RF Lab Systems); em comparação com uma luz halógena de quartzo e

tungstênio de alta intensidade (HQTH)(Kerr Demetron Optilux 501) e uma lâmpada halógena de quartzo e tungstênio (QTH)(unidade dental Sirona S1). A profundidade de polimerização foi avaliada após 40 segundos de fotopolimerização , e a dureza Vickers foi determinada com intervalos de 1,0 mm. A luz HQTH e a lâmpada QTH levaram aos maiores valores de profundidade de polimerização. Os três dispositivos a base de LEDs apresentaram resultados semelhantes seguindo todos os parâmetros, e cada unidade excedeu o valor padronizado pela ISO com exceção do GC E-light para a cor B1. Em termos de cor, as unidades LEDs apresentaram altos valores de profundidade de polimerização com a cor A3, enquanto que a lâmpada QTH e a luz HQTH apresentaram grande profundidade de polimerização com a cor C4. A dureza na superfície da resina não foi significativamente diferente entre LEDs e unidades de luz convencionais, entretanto, na superfície de base, a dureza se reduz rapidamente para as unidades de LEDs, especialmente a partir de espessuras maiores a 3 mm. Os autores concluíram que, estes sistemas parecem aplicáveis clinicamente para a polimerização de resinas compostas.



## ***Proposição***

Em função do exposto, nossa pesquisa propõe avaliar a microdureza de uma resina composta em função de: fonte de luz, temperatura, profundidade de polimerização.

## **Material e Método**

### **1- Material restaurador**

O material restaurador utilizado na pesquisa foi a resina composta comercial microhíbrida Z 100, na cor A2 para esmalte, fabricada pela empresa 3M, Lote 2CA (figura 1). A resina Z 100 possui 85% de carga, e esta carga se encontra estruturalmente constituída de um núcleo de sílica coloidal (SiO<sub>2</sub>) e satélites de cristal de zircônio (Zr), compactados e unidos por sinterização. Como o zircônio ocupa somente 12% da superfície da partícula de sílica amorfa, haverá grupos reativos suficientes para uma adesão efetiva ao silano. O tamanho médio das partículas é de 0,6 µm e a matriz resinosa é de BisGMA/TEGDMA.

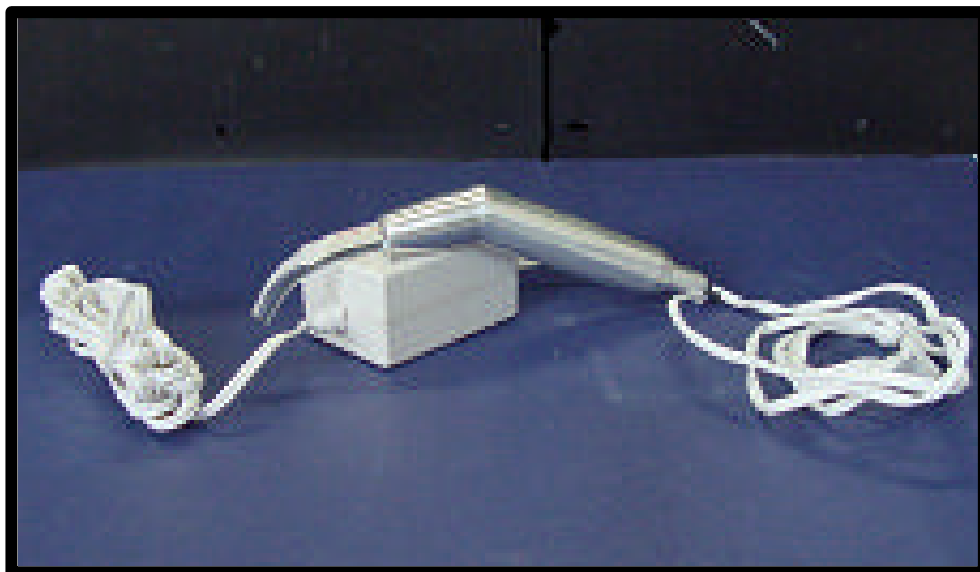


**Figura 1**

### **2- Aparelhos fotopolimerizadores**

Os corpos-de-prova foram divididos em dois grupos, dependendo do tipo de aparelho com que foram fotoiniciados:

- LEDs: protótipo da empresa MM Optic, 85 mW de potência (217 mW/cm<sup>2</sup>), comprimento de ondas entre 470-480 nm, utilizado por 60 segundos, tempo recomendado por algumas pesquisas<sup>29, 51</sup> (figura 2).
- Fonte de luz halógena: comercial da empresa Gnatus, tipo pistola Intensidade de luz de 500 mW/cm<sup>2</sup>. Comprimento de ondas entre 470-480 nm, utilizado por 40 segundos, tempo recomendado pelo fabricante da resina composta (figura 3).



**Figura 2**



**Figura 3**

### 3- Matriz para confecção dos corpos-de-prova

A mesma foi confeccionada em alumínio. A matriz é bipartida, e em cada hemiseção foi instalada uma resistência de 100 W, 230 volts (figuras 4 e 5). Posicionando as matrizes são conformados três orifícios circulares com 9,53 mm de diâmetro e 10 centímetros de comprimento (figura 6). Cada compartimento recebe um êmbolo com anéis espaçadores para criar corpos-de-prova de diferentes espessuras (figura 7). Nesta pesquisa foram padronizados corpos-de-prova de 2 mm de espessura (figura 8).



**Figura 4**



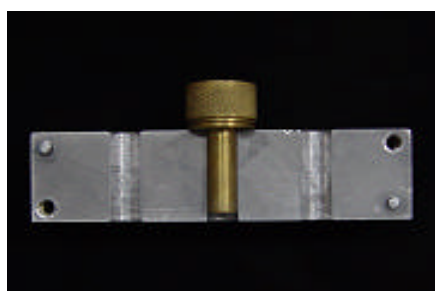
**Figura 5**



**Figura 6**



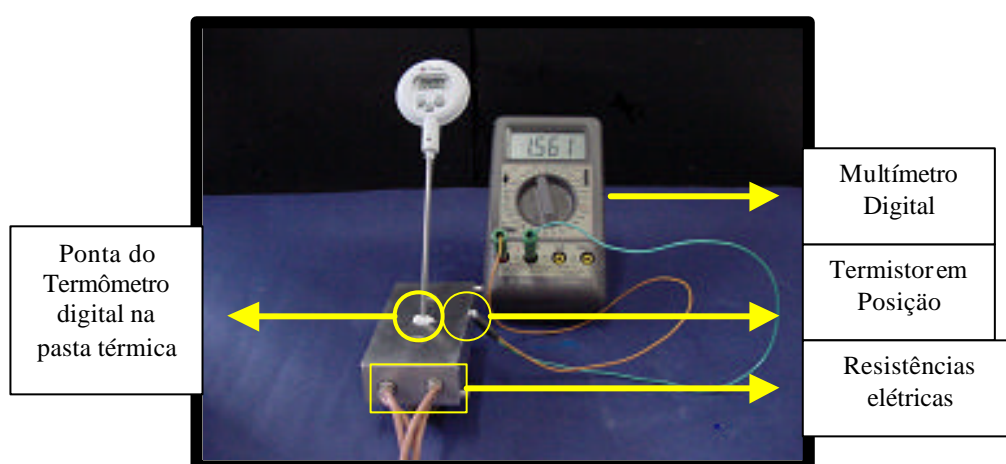
**Figura 7**



**Figura 8**

#### 4- Calibração da matriz bipartida

Foi instalado um termômetro digital em um dos orifícios da matriz, o qual foi previamente preenchido com pasta térmica, que auxilia a distribuir homogeneamente o calor da matriz para o sensor instalado na ponta do termômetro (figura 9). Os valores de temperatura obtidos foram registrados em °C.

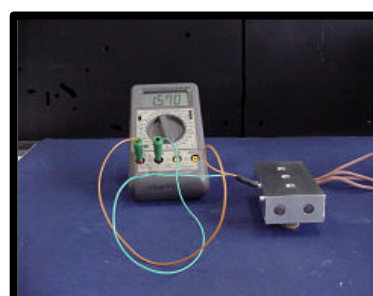


**Figura 9**

Outro orifício de aproximadamente 1,5 mm de diâmetro, também preenchido com pasta térmica, foi confeccionado lateralmente à matriz para a colocação de um termistor de alta precisão (120-202 EAJ, Fenwal Electronic). Para a calibração do termistor, ele foi conectado a um multímetro digital (em escala de Ohmímetro) (figura 9, 10 e 11).



**Figura 10** – Termistor comparado à ponta de uma grafite 0,7



**Figura 11**

Os valores em ohms obtidos no multímetro foram confrontados com os valores em °C obtidos com o termômetro digital. Estes valores foram registrados, pois durante a confecção dos corpos-de-prova, não será utilizado o termômetro, e sim o termistor calibrado ligado ao multímetro. É importante salientar que, a temperatura versus resistência foi registrada na queda da temperatura, isto é, a matriz foi aquecida até 100 °C e as temperaturas foram calibradas na medida em que a matriz perdia calor, pois a perda da temperatura era mais lenta e estável para registrar desta maneira, do que a registrando durante o aumento da mesma onde era visível uma irregular correlação entre a temperatura e os valores da resistência.

O calor foi gerado pelas resistências elétricas que ficaram embutidas na matriz (figura 9), estas resistências estão conectadas a um Transformador Variador de Voltagem, este Transformador será ligado e as resistências gerarão calor que mediante o fenômeno de condução térmica aquecerão a matriz. Tanto a calibração, quanto à confecção dos corpos-de-prova são realizadas com a matriz acomodada no interior de uma caixa de isopor para a melhor conservação da temperatura (figura 12).



**Figura 12-  
Calibração  
da matriz  
metálica**

Transformador  
variador de  
voltagem

## 5- Confeção dos corpos-de-prova

A matriz metálica foi isolada do ambiente externo em uma caixa de isopor. Logo, as resistências foram aquecidas até atingir a temperatura de 100 °C com o auxílio de um variador de voltagem (utilizando esta metodologia, não são recomendadas temperaturas superiores a 100 °C, pois o termistor pode sofrer danos irreversíveis, perdendo assim toda a calibração antes realizada com ele). Cada temperatura pesquisada corresponde a um grupo e eles são: 25, 35, 45, 55, 65, 80, 90 e 100 °C. As temperaturas foram previamente calibradas comparando a resistência (Ohms) com °C. Anéis espaçadores proporcionaram dois mm de espaço para a inserção e fotoativação dos corpos-de-prova de resina composta (figuras 8 e 13).

A pesquisa da literatura e o teste piloto realizado para este trabalho apontaram uma correlação entre aumento da dureza com o aumento da temperatura, por este motivo foram confeccionados três corpos-de-prova para cada grupo. Com este número de repetições, é possível testar estatisticamente a falta de ajuste da reta de regressão linear, isto é, se a reta é adequada. Além do mais, as múltiplas temperaturas testadas também indicam que este número de repetições é adequado.

A inserção da resina nos orifícios foi realizada em incremento único, utilizando uma espátula antiaderente GTX#6 (Thompson Dental, Manufacturing Co. Inc.) (figura 14). Após a inserção da resina, obteve-se um pequeno excesso de material, removido com o auxílio de uma tira de poliéster assentada sobre os corpos-de-prova e a espátula antiaderente, planificando ao mesmo tempo a superfície das amostras (figura 15).

Imediatamente após a remoção dos excessos a fotoiniciação foi realizada, por 60 segundos para o LEDs e 40 segundos para a fonte de luz halógena a uma distância de 1 mm das superfícies das resinas compostas e com o cuidado de proteger da luz os outros corpos-de-prova para não sofrerem uma sobre exposição.



**Figura 13**



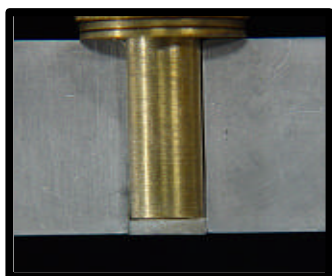
**Figura 14**



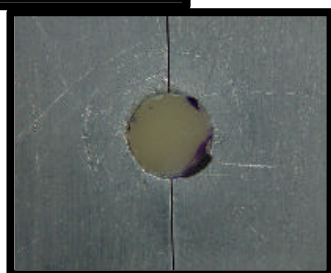
**Figura 15**

Os corpos-de-prova foram removidos da matriz metálica e acondicionados em recipientes à prova de luz e a seco (figuras 16, 17, 18 e 19), sendo mantidos a temperatura de 37°C em estufa por 24 horas.

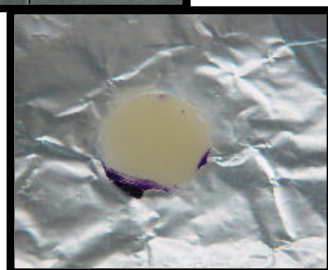




**Figura 16-**  
Corpo-de-  
prova  
polimerizado



**Figura 17-**  
Corpo-de-  
prova  
polimerizado



**Figura 18-**  
Abrigar da luz o  
corpo-de-prova  
com papel  
alumínio



**Figura 19-**  
Recipiente opaco para  
o armazenamento dos  
corpos-de-prova

## 6- Avaliação da microdureza

Após a polimerização das amostras, e respectivo armazenamento, um teste de dureza foi utilizado para avaliar a capacidade de polimerização das resinas compostas submetidas a diferentes temperaturas e fontes de luz.

O ensaio de dureza Vickers tem uma aceitação porque para uma única carga, basta uma escala de dureza, desde materiais muito duros

aos mais maleáveis. Neste trabalho foi utilizado o aparelho mhp 160 Microhardness Tester (Carl Zeiss, JENA) para o ensaio de dureza Vickers, no qual o penetrador é uma pirâmide de base quadrada, que entra em contato com a superfície plana e polida da amostra, deixando uma impressão do vértice da pirâmide. O valor da microdureza é determinado pelas medidas das diagonais da pirâmide com aparelhos de precisão, munidos de microscópio e, utilizando-se as fórmulas e tabelas estabelecidas de acordo a normas internacionais. A média das diagonais do losango foi aplicada na seguinte fórmula (mhp Microhardness Tester-Instruction Manual):

$$\text{VHN} = \frac{1854,4 \times P}{d^2} \text{ (kg/mm}^2\text{)}$$

onde, P é a carga em gramas e d, a média das diagonais em  $\mu\text{m}$ .

Os corpos-de-prova foram avaliados em quanto a sua microdureza, tanto na superfície de topo como na base das amostras. Foram feitas três endentações por cada superfície de cada amostra. Utilizou-se uma carga de 50 gramas por 30 segundos, somando 288 leituras de microdureza.

## ***Metodologia estatística***

Neste trabalho, o estudo da variação da microdureza em relação à temperatura foi efetuado pelos procedimentos da análise de regressão linear<sup>66</sup>. Foram determinadas as estimativas dos coeficientes da regressão: a *intersecção*, que é o valor de dureza para a temperatura zero, e a *declividade*, que representa a taxa de variação da dureza por unidade de temperatura. O ajuste da reta de regressão permitiu o cálculo do erro padrão e, através deste, a determinação de intervalos de 95% de confiança para os valores reais dos coeficientes, ou seja, dos valores que razoavelmente poderiam ser admitidos para os coeficientes de regressão.

Com a reta de regressão foram determinadas estimativas das médias de dureza em cada temperatura e intervalos de 95% de confiança para a média real. Então, a avaliação das médias de dureza resultantes da aplicação dos dois sistemas de polimerização, em função da temperatura, foi realizada por meio desses intervalos.

Para avaliar numericamente a qualidade do ajuste foi utilizado o procedimento da análise da variância, ao nível de 5% de significância. Quando o valor de probabilidade  $p$  correspondente à fonte de variação devida à regressão for menor do que 0,05 haverá evidência estatística de que existe regressão da dureza sobre a temperatura. Considerando que os experimentos foram realizados em triplicata, acrescentou-se na análise o teste para a falta de ajuste do modelo de regressão, ou seja, para testar se uma reta é adequada para representar as observações, também ao nível de 5% de significância. Complementado a avaliação da qualidade do ajuste, foi calculado o coeficiente de correlação para cada regressão, o qual indica o grau de associação entre a dureza e a temperatura em uma escala variando de -1 a 1.

## **Resultado**

Nas tabelas A1 a A4 do apêndice A são dadas as medidas de microdureza Vickers obtidas em corpos-de-prova da resina composta Z100, confeccionados em diversas temperaturas e, posteriormente, polimerizados por 60s com LEDs ou por 40s com luz halógena. Nessas tabelas são dadas também as médias e os desvios padrão de dureza em cada temperatura.

Para o estudo da variação da dureza em relação à temperatura foram empregados métodos da análise de regressão. Há certa evidência gráfica de que o modelo de regressão linear é adequado para descrever variação da dureza com a temperatura na *superfície de topo*, tanto com a polimerização com LEDs como com a polimerização por luz halógena.

Na *base*, entretanto, a variação parece ser um pouco mais complexa. Assim a regressão linear foi adotada para o estudo da dureza na *base* de corpos-de-prova polimerizados por LEDs como um modelo aproximado. No caso da luz halógena o conjunto de dados foi dividido em duas partes, ambas analisadas com o modelo de regressão linear. Essa subdivisão compreendeu as temperaturas de 22°C a 80°C e as temperaturas de 80°C a 100°C.

Nas tabelas B1 a B5 do apêndice B são dados os sumários das análises de variância da regressão da dureza em relação à temperatura, de acordo com o sistema de polimerização utilizado e se a medição foi realizada na superfície de *topo* ou na *base*. Em todas elas há evidência muito forte de existência de regressão ( $p < 0,001$ ). Esses sumários incluem a *falta de ajuste* como fonte de variação, a qual permite avaliar se a reta está bem ajustada às observações. Sempre o valor de probabilidade

correspondente à *falta de ajuste* foi maior do que 0,05, indicando que não há evidência de que a regressão linear não seja adequada.

Nas tabelas 1 e 2 são apresentados os resultados do ajuste do modelo de regressão linear. Quanto ao LED observa-se uma taxa de variação da dureza de 0,47 por unidade de temperatura na *superfície de topo* e de 0,32 por °C na *base*. Os intervalos de confiança sugerem que a taxa de variação é um pouco maior no *topo*. Para a luz halógena, até 80°C as taxas de variação na *superfície de topo* e na *base* são iguais, respectivamente, 0,56 e 0,62. Nessa faixa de temperaturas, os intervalos de confiança para as taxas de variação da dureza no *topo* e na *base* se sobrepõem, com uma cobertura um pouco acima da cobertura relativa à dureza com o LED na *base*. Entretanto, de 80°C em diante a dureza diminui com uma taxa de variação bastante alta. Os coeficientes de correlação linear estão próximos de 0,70 ou são maiores, indicando também que o modelo adotado é razoável para descrever a variação da dureza em relação à temperatura.

Os intervalos de confiança para os coeficientes de *intersecção* se sobrepõem quando se considera a dureza entre os dois sistemas de polimerização no *topo* ou quando se considera a dureza na *base*. Fica evidente também que os coeficientes de *intersecção* relativos ao *topo* são maiores do que os relativos à *base* na mesma proporção.

Nas tabelas 3 e 4 são apresentados, respectivamente para a polimerização com LEDs e com luz halógena, os valores previstos para a média de dureza de acordo com a temperatura. Junto com a média são mostrados o erro padrão e os limites inferior e superior de um intervalo de confiança de 95% para a média real. Uma visualização desses resultados pode ser obtida pela figura 1.

Verifica-se que, em relação ao LED, a dureza média no *topo* é entre 19% e 23% maior do que a dureza média na *base* em toda a faixa analisada de temperaturas. Para a luz halógena, na faixa de temperaturas até 80°C, a dureza média no *topo* é entre 8% e 15% maior do que na *base*. Após 80°C, a dureza continua aumentando no *topo*, mas diminui rapidamente na *base*.

Os intervalos de confiança sugerem que as durezas no *topo* são praticamente equivalentes para as duas fontes de polimerização utilizadas. Na *base*, nas temperaturas mais baixas as durezas também são equivalentes, mas, conforme a temperatura aumenta, a dureza relativa à luz halógena tende a ser maior, chegando à 18% maior na temperatura de 80°C. A partir daí, como destacado anteriormente, a dureza diminui sensivelmente para o grupo fotopolimerizado com luz halógena.

Tabela 1 - Estimativas dos coeficientes da regressão linear da variação da dureza com a temperatura em resina polimerizada com LEDs, limite inferior (LI) e limite superior (LS) de um intervalo de confiança (IC) de 95% para o valor real.

Superfície	Coeficientes Estimativas	Erro padrão	IC de 95%		
			LI	LS	
Topo	Intersecção	104,23	4,82	94,24	114,22
	Declividade	0,47	0,07	0,32	0,62
	Correlação	0,81			
Base	Intersecção	85,78	4,63	76,17	95,39
	Declividade	0,32	0,07	0,17	0,46
	Correlação	0,70			

Tabela 2 - Estimativas dos coeficientes da regressão linear da variação da dureza com a temperatura em resina polimerizada com luz halógena, limite inferior (LI) e limite superior (LS) de um intervalo de confiança (IC) de 95% para o valor real.

Superfície	Coeficientes	Estimativas	Erro padrão	IC de 95%	
				LI	LS
Topo	Intersecção	98,43	5,46	87,10	109,75
	Declividade	0,56	0,08	0,39	0,73
	Correlação	0,82			
Base (de 22°C a 80°C)	Intersecção	80,43	4,84	70,17	90,69
	Declividade	0,62	0,09	0,43	0,82
	Correlação	0,87			
Base (de 80°C a 100°C)	Intersecção	316,11	15,20	280,17	352,06
	Declividade	-2,31	0,17	-2,71	-1,91
	Correlação	-0,98			

Tabela 3- Valores médios previstos de dureza Vickers para a resina polimerizada com LEDs de acordo com a temperatura de confecção, limite inferior (LI) e limite superior (LS) de um intervalo de confiança (IC) de 95% para o valor real da média.

Superfície	Temperatura (°C)	Média prevista	Erro padrão	IC de 95%	
				LI	LS
Topo	25	116,1	3,2	109,4	122,7
	35	120,8	2,6	115,3	126,3
	45	125,5	2,2	121,0	130,1
	55	130,3	1,9	126,4	134,2
	65	135,0	1,8	131,2	138,8
	80	142,1	2,2	137,5	146,7
	90	146,8	2,7	141,2	152,5
	100	151,6	3,3	144,8	158,4
Base	25	93,7	3,1	87,3	100,1
	35	96,8	2,5	91,5	102,1
	45	100,0	2,1	95,6	104,3

55	103,1	1,8	99,4	106,9
65	106,3	1,7	102,7	109,9
80	111,0	2,1	106,6	115,5
90	114,2	2,6	108,8	119,6
100	117,3	3,2	110,8	123,9

Tabela 4 - Valores médios previstos de dureza Vickers para a resina polimerizada com luz halógena de acordo com a temperatura de confecção, limite inferior (LI) e limite superior (LS) de um intervalo de 95% de confiança para o valor real da média.

Superfície	Temperatura (°C)	Média prevista	Erro padrão	IC de 95%	
				LI	LS
Topo	22	110,8	3,9	102,8	118,8
	35	118,0	3,0	111,8	124,3
	45	123,6	2,5	118,5	128,8
	55	129,3	2,2	124,8	133,7
	65	134,9	2,1	130,5	139,2
	80	143,3	2,6	137,9	148,6
	90	148,9	3,1	142,4	155,4
	100	154,5	3,8	146,6	162,3
Base	22	94,7	3,1	88,2	101,2
	35	102,4	2,2	97,7	107,0
	45	108,3	1,8	104,5	112,1
	55	114,2	1,8	110,5	118,0
	65	120,2	2,2	115,6	124,8
	80	131,3	2,2	126,1	136,4
	90	108,2	1,4	104,9	111,4
	100	85,1	2,2	79,9	90,2



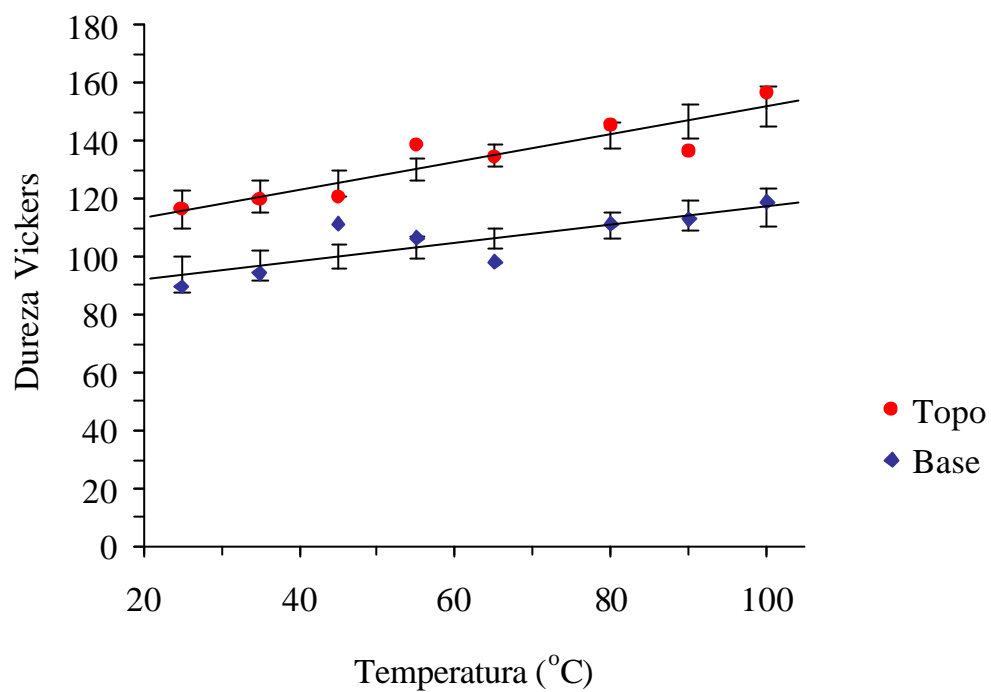


Figura 1- Representação gráfica das médias observadas de dureza Vickers em função da temperatura para a resina polimerizada com LEDs e a reta de regressão. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média real.

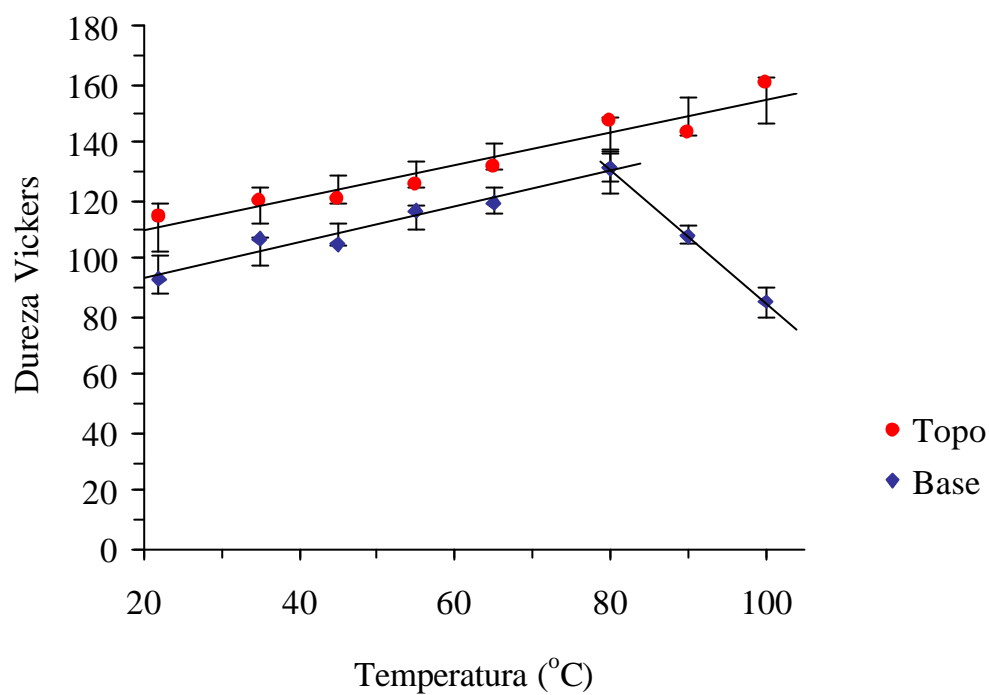


Figura 2- Representação gráfica das médias observadas de dureza Vickers em função da temperatura para a resina polimerizada com luz halógena e a reta de regressão. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média real.

## ***Discussão***

Desde o advento das resinas compostas odontológicas, muitas pesquisas foram conduzidas com o intuito de compreender e melhorar suas propriedades físico/mecânicas<sup>3, 4, 12, 14, 18, 25, 26, 27, 29, 37, 38, 39, 40, 41, 49, 58, 59, 64, 69, 70, 71</sup> e biológicas.<sup>4, 11, 22, 23, 46</sup>

Nesta pesquisa, foi avaliada a influência de várias temperaturas sobre os valores de microdureza de topo e de base de uma resina composta fotopolimerizável comercialmente disponível, variando o tipo de fonte de luz (LEDs e lâmpada halógena).

Quando um processo de fotopolimerização é estudado, é importante conhecer os mecanismos de emissão de luz envolvidos. No caso desta pesquisa, as fontes de luz utilizadas apresentam características muito diferentes entre si.

Os aparelhos de lâmpada halógena apresentam basicamente uma lâmpada de filamento de tungstênio (composto de bulbo e refletor), filtro, sistema de refrigeração ou ventilação, contador de tempo e cabo condutor (geralmente fibras ópticas encarregadas pela transmissão da luz). Estes aparelhos são dispositivos que apresentam uma lâmpada halógena (25 a 75 Watts), com filtro que permite a passagem de comprimentos de ondas na faixa de luz azul do espectro eletromagnético, com uma potência média de saída em torno de 200 a 400 mw,<sup>24</sup> e intensidade de luz entre 300 a 1000 mw/cm<sup>2</sup>.<sup>16</sup> O princípio de emissão é caracterizado por um filamento de

tungstênio, situado na parte interna do bulbo envolvido por gás inerte e flúor, que quando aquecido emite uma luz branca de alta intensidade. A luz produzida pelo filamento aquecido é direcionada para o filtro através de um refletor e as ondas do espectro eletromagnético que não estão no intervalo de interesse, serão dissipadas em forma de calor, o qual afetará tanto o dente como o material restaurador. Apesar destes dispositivos apresentarem sistemas de refrigeração, a degradação do bulbo, refletor, filtro e fibra óptica ocorre devido às altas temperaturas produzidas, gerando modificações no espectro de emissão e diminuição de potência de saída da luz com o tempo, em consequência, há uma diminuição da efetividade de polimerização com o uso do aparelho,<sup>5</sup> o que pode causar a falha prematura das restaurações de resina composta em virtude da polimerização ineficiente do material.<sup>5, 7, 11, 17,</sup>

54

Já o LED (light emitting diode) ou diodo emissor de luz azul é um diodo composto por um semicondutor de Índio-Gálio-Nitrogênio. O semicondutor apresenta características de condução eletrônica intermediárias, isto é, necessita da aplicação de uma tensão suficientemente alta para vencer a barreira de energia e, a partir de então, apresentar condução elétrica. Os LEDs são um tipo de luz divergente e não coerente, apresentam o espectro de emissão em banda estreita, com o pico de emissão em comprimentos de onda em torno de 470 nm. Por emitir exatamente o comprimento de ondas ideais para a polimerização das resinas compostas, esses aparelhos não necessitam de filtros, já que essa pureza espectral permite o aproveitamento total da luz emitida.<sup>18</sup> Outro aspecto diferencial desse sistema é que o mesmo gera níveis insignificantes de calor, o que o torna altamente seguro para ser utilizado na polimerização de materiais restauradores inseridos em cavidades profundas com alta

proximidade do tecido pulpar.<sup>27</sup> Estes dispositivos apresentam também baixo nível de ruído, baixo consumo de energia, podendo inclusive ser operados por baterias, são mais resistentes às vibrações e/ou choques, têm vida útil média de 10.000 horas de uso, baixo custo final, que os torna uma opção vantajosa como substituto dos aparelhos convencionais halógenos.<sup>16, 18, 25, 29, 41, 44, 59, 61, 70</sup>

A compreensão das características destes aparelhos é importante, já que o grau de conversão ou polimerização das resinas compostas, além de ser influenciada pelo tipo de luz do aparelho fotopolimerizador utilizado, também é afetado pelos seguintes fatores: estado de conservação do aparelho, intensidade de luz gerada, o comprimento de ondas fornecido, o tempo de exposição à fonte de luz, distância entre a fonte de luz e superfície da resina composta, presença de estrutura dental entre a fonte de luz e a resina composta, a técnica de fotoativação empregada, o tempo de pós-ativação, temperatura gerada pela lâmpada, concentração de pigmentos, translucidez e espessura da camada de resina composta a ser polimerizada.<sup>1, 2, 3, 6, 15, 21, 23, 33, 36, 37, 51, 54, 57, 58, 62, 65, 67, 71</sup>

No caso dos dispositivos de luz halógena, o comprimento de ondas depende da qualidade do filtro utilizado, do estado de conservação da lâmpada (refletor e bulbo), das variações de voltagem da rede elétrica, e do tempo e frequência de uso do aparelho, o que determina alta variabilidade da intensidade de luz gerada. Já os LEDs produzem uma intensidade de luz e comprimentos de ondas constantes, uma vez que o semicondutor utilizado sofre mínima degradação com o tempo de uso e dispensa o uso de filtros e outros acessórios.<sup>29</sup>

Para a obtenção de um corpo de resina composta com as propriedades físico/mecânicas adequadas, é preciso que a matriz da mesma se encontre polimerizada. O processo pelo qual os monômeros são ligados e convertidos em polímeros é denominada polimerização. Os monômeros utilizados na odontologia são geralmente líquidos altamente viscosos, e durante o processo da polimerização eles são convertidos em sólidos. A quantidade de monômeros transformados em polímeros é designado de grau de conversão.<sup>46, 47</sup> Este grau de conversão será determinante para a definição das propriedades físico/mecânicas e biológicas finais. Quanto maior o grau de conversão, melhores propriedades terá a resina composta.<sup>4, 26, 47, 55</sup> Nas resinas compostas fotopolimerizáveis são utilizadas substâncias químicas que ao serem excitadas pela luz, desencadeiam o processo de conversão de monômeros em polímeros: os fotoiniciadores. O fotoiniciador mais universalmente utilizado na composição das resinas compostas é a canforoquinona. Esta molécula é capaz de absorver energia de comprimentos de ondas entre 450 a 490 nm, com pico máximo de absorção em 470 nm.<sup>18, 25</sup> Assim, quando a canforoquinona fica exposta a uma luz com comprimento de ondas adequada, ela é capaz de absorver fótons de forma a entrar em um estado reativo, denominado estado tripleto.<sup>16</sup> Nesta condição, a canforoquinona colide com um co-iniciador (amina terciária), havendo uma transferência de elétrons, resultando na formação de radicais livres. Estes radicais são moléculas extremamente energéticas, com elétrons livres, que buscam ligações com as unidades monoméricas (C=C). Com a quebra das ligações duplas, será formado um complexo radical-monômero, que procura fazer mais ligações com outros monômeros, resultando então em uma molécula maior, ou seja, um polímero. Quanto maior a quantidade de fótons que sensibilizam a canforoquinona, maior será o potencial para formação de radicais livres resultando em alta taxa de conversão de polimerização.<sup>16</sup>

Na pesquisa realizada por Jandt et al.,<sup>25</sup> observaram que a intensidade de luz do dispositivo de luz halógena era 2,2 vezes maior que a intensidade de luz do dispositivo experimental a base de LEDs que testaram. Estes autores relataram que levando em consideração somente a intensidade de luz poderiam esperar-se propriedades físicas muito superiores das resinas compostas polimerizadas com luz halógena, mas os resultados da pesquisa não coincidem com essa expectativa. Segundo os autores, a proporção de luz que induz a polimerização em cadeia é proporcional à raiz quadrada da intensidade de luz, isto é, a proporção de polimerização aumenta somente 1,44 vezes quando a intensidade de luz é o dobro da intensidade de referência inicial. Os autores ainda argumentam que um pré-requisito para aplicar esta relação para ambas fontes de luz com diferentes intensidades é que o tempo de polimerização e outros parâmetros (material a ser polimerizado, espectro de emissão de luz, diâmetro da ponta, etc.) sejam mantidos constantes. Na nossa pesquisa, apesar do primeiro requisito ser preenchido, o espectro de emissão e o tipo de ponta fotocondutora são diferentes para as fontes de luz que utilizamos, o que não suporta a simples comparação das intensidades nominais dos aparelhos. Jandt et al.<sup>25</sup> consideram ser melhor comparar as propriedades mecânicas das resinas compostas polimerizadas com fontes de LEDs e luz halógena do que simplesmente avaliar os aparelhos baseados na sua potência nominal. Outros autores também fazem esta recomendação,<sup>18, 41, 70</sup> e apontam que tão ou mais importante que considerar somente a intensidade de luz, é preciso considerar a faixa espectral em que se encontram os fótons emitidos.

Por isso, na nossa pesquisa consideramos o teste de microdureza para avaliar a polimerização pelas diferentes fontes de luz. O teste de

microdureza utilizado nesta pesquisa foi o de microdureza Vickers. Este teste apresenta vantagens como: escala contínua, impressões extremamente pequenas que não inutilizam o corpo-de-prova, grande precisão, etc.<sup>1, 50, 62, 71</sup>

Compreendendo esta cinética da polimerização, é simples entender que, estando as camadas superficiais mais expostas aos fótons capazes de excitar a canforoquinona, estas poderão sofrer maior grau de conversão que as camadas mais profundas, pois estas estão mais distantes da fonte de luz. Por isso, alguns fatores dependentes da fonte de luz, como tempo de exposição, intensidade ou densidade de potência da luz gerada e comprimento de ondas fornecido, podem prejudicar a polimerização das resinas compostas, pela menor disponibilidade dos fótons para a sensibilização da canforoquinona. Inúmeras pesquisas analisam alternativas que buscam compensar o efeito desta redução na disponibilidade de fótons, quando são utilizadas lâmpadas de baixa intensidade e/ou danificadas. Concluem que a compensação clínica é possível, recomendando para tal a troca da lâmpada, filtragem seletiva dos comprimentos de ondas e aumento no tempo de exposição à luz.<sup>1, 13, 16, 33, 35, 50, 51, 54, 56, 61, 62, 68</sup>

Pelos resultados obtidos em nosso trabalho foi possível observar que os maiores valores de microdureza foram encontrados nas superfícies de topo independentemente da fonte de luz e temperatura utilizadas. O mesmo não ocorreu para a superfície de base, onde foram encontrados os menores valores de microdureza, independentemente dos fatores avaliados (Gráficos 1 e 2).

Nossos achados estão de acordo à literatura, onde os valores médios de microdureza mostram-se inversamente proporcionais à espessura da



resina composta, bem como à distância da fonte de luz da superfície considerada topo/base.<sup>1, 22, 33, 50, 61</sup> Os resultados de dureza indicam que apesar da intensidade de luz da fonte halógena representar mais do que o dobro da intensidade da fonte de LEDs, esta não determinou um aumento significativamente superior na dureza do topo e base das amostras, resultado que coincide com o de outros pesquisadores.<sup>18, 25, 41</sup> A pureza espectral dos comprimentos de ondas emitidos pelos LEDs e um maior tempo de polimerização (60 segundos) atuaram como mecanismos de compensação para a baixa intensidade de luz deste aparelho.

Com o intuito de compreender o comportamento das resinas compostas perante estímulos térmicos, propusemos o uso de calor durante a polimerização com as duas fontes de luz testadas. É sabido que o calor facilita as reações químicas, e segundo Lovell<sup>35</sup>, as resinas compostas, na sua cinética de polimerização, possuem fenômenos de autoaceleração, onde o percentual de polimerização aumenta ainda que o monômero e a quantidade de reagente esteja diminuído, e autodesaceleração, no qual ocorre a estagnação da formação de polímeros pela mobilidade limitada dos radicais dentro do ambiente da reação, levando a um aumento na concentração de radicais livres. Este fenômeno de “polimerização na ausência de luz”, permite a diminuição da quantidade destes radicais livres com o transcorrer do tempo. Elevando a temperatura durante a polimerização, é possível retardar a autodesaceleração devido ao efeito da temperatura sobre a viscosidade da resina composta e ao aumento da mobilidade dos monômeros. Este aumento da mobilidade permite que a reação continue por tempo maior, e possibilitem a obtenção de taxas de conversão mais altas daquelas obtidas à temperatura ambiente (25°C).

Assim, a dinâmica da polimerização se vê favorecida pelo aumento da temperatura, podendo ser inclusive expressa através de uma equação matemática.<sup>35</sup>

Ainda que a maioria dos trabalhos encontrados na literatura aponte a importância do uso do calor após a polimerização<sup>4, 26, 33, 39, 45, 47, 50, 68</sup>, na presente pesquisa utilizamos o calor durante a fotoativação para observar o comportamento da resina composta em relação às distintas fontes de luz (LEDs e luz halógena), onde os dispositivos a base de luz halógena, sabidamente emitem calor. Segundo Hansen e Asmussen,<sup>23</sup> alguns aparelhos podem causar uma espécie de polimerização complementar devido ao alto calor gerado durante a fotopolimerização. Já os LEDs, se caracterizam por emitir uma “luz fria”,<sup>27,61</sup> sendo que os tempos de polimerização adequados e a capacidade dos LEDs de polimerizar todos os tipos de materiais fotoativados ainda não estão completamente estabelecidos.

Nossos resultados evidenciam que para todas as temperaturas testadas e ambas fontes de luz houve um aumento linear e estatisticamente igual nos valores de dureza Vickers na superfície de topo dos corpos-de-prova. Pudemos constatar também que a dureza obtida no topo de todos os corpos-de-prova, submetidos às mesmas situações experimentais, foram superiores aos valores encontrados nas bases da resina composta utilizada, o que coincide com os trabalhos encontrados na literatura.<sup>1, 3, 10, 12, 14, 24, 29, 33, 37, 38, 48, 51, 56, 58, 62</sup>

O comportamento da dureza nas bases apresentou dados que indicam maior complexidade em relação ao topo, já que um aumento gradual

e proporcional da dureza com o aumento da temperatura foi encontrado também nas bases, mas, os valores sempre foram inferiores aos encontrados no topo, independentemente da fonte de luz e temperatura utilizados. Provavelmente isto se deve aos fenômenos de absorção, reflexão e dispersão da luz. No entanto, a diminuição da dureza por unidade de profundidade indica que a luz tem uma boa penetração para cada tempo de exposição, e o fato que a superfície de topo foi polimerizada em primeiro lugar, não evita a penetração da luz até as camadas mais profundas. Este aumento da microdureza foi gradual em todas as temperaturas testadas com a fonte de luz LEDs, e também foi gradual nos corpos-de-prova polimerizados com luz halógena, porém, só até a temperatura de 80° C, onde a dureza teve uma queda acentuada e igualmente linear.

Uma das hipóteses por nós apresentadas para este comportamento “imprevisto” está relacionada a uma rápida polimerização do topo destes corpos-de-prova, influenciado justamente pela polimerização facilitada pela diminuição da viscosidade da resina composta nestas temperaturas, associada à intensidade de luz de 500 mW/cm<sup>2</sup> proporcionada pela fonte de luz halógena, que teria levado a um aumento da reflexão e dispersão dos fótons emitidos durante a polimerização. Já o mesmo resultado não se deu com a fonte de LEDs, já que pela baixa intensidade que emite permitiu uma lenta e gradual polimerização da superfície de topo, o que não interferiu a passagem de fótons até a base dos corpos-de-prova e permitiram sua polimerização. Outra hipótese seria que pela alta fluidez da resina composta, esta não teve “tempo suficiente” para conseguir um arranjo estrutural adequado o que levou a um menor grau de conversão. Como a fonte de LEDs foi ativada por 60 segundos, este tempo extra foi o diferencial para

conseguir manter o padrão de progressão de polimerização na base para os corpos-de-prova fotopolimerizados nas maiores temperaturas. Este comportamento não coincide com dados encontrados na literatura, já que maioria das pesquisas que avaliam propriedades mecânicas das resinas compostas associadas a calor, submetem seus corpos-de-prova a uma polimerização térmica complementar, assim, é importante fazer novas pesquisas que auxiliem na interpretação deste achado quando a temperatura é aplicada durante a fase de polimerização.

Na pesquisa de Leonard et al.,<sup>33</sup> eles observaram que para a polimerização adequada no topo e na base de uma resina híbrida testada por eles (Z100), permitia o uso de intensidades de luz mais baixas durante 40 e 60 segundos de irradiação em comparação à quantidade de intensidade de luz necessária para polimerizar adequadamente uma resina microparticulada (Silux Plus). Indicando que o fenômeno de reflexão da luz por espelhamento das partículas de carga das resinas microparticuladas têm grande influência no grau de conversão das mesmas. Achado que coincide com outros autores<sup>16, 43, 56</sup>. Nossa pesquisa utilizou a mesma marca comercial utilizada no trabalho de Leonard et al.<sup>33</sup>, uma proposta para trabalhos futuros é aplicar a situação experimental apresentada por nós, variando o tipo de resina composta pelo tipo de carga e tipo de viscosidade. Estes dados permitirão complementar os nossos resultados.

Lovell et al.,<sup>35</sup> pesquisaram os efeitos da intensidade de luz, temperatura durante a polimerização, e a composição no comportamento de polimerização dos co-polímeros BisGMA e TEGDMA. Os autores puderam concluir que os valores máximos de grau de conversão foram

significativamente afetados pela intensidade de luz (maior número de fótons presentes), enquanto que a temperaturas maiores, maior grau de polimerização foi observado. Assim como ficou claro que a composição da resina também influenciava no grau de conversão de monômeros em polímeros, dado que coincide com os encontrados na literatura.<sup>4, 32, 43, 46, 56</sup> Segundo os autores,<sup>35</sup> a disponibilidade de maior número de fótons ajudou na polimerização da resina. Da mesma forma, temperaturas maiores favoreceram a cinética da polimerização, permitindo ao final menor número de monômeros não convertidos. No que se refere à composição das resinas compostas, a utilizada pelos autores foi uma resina experimental sem carga, que comprovou que a proporção dos elementos encontrados na matriz orgânica (BisGMA e TEGDMA) têm grande influência nas propriedades mecânicas finais. Um fato importante é que este trabalho indica claramente que a viscosidade da resina composta durante a polimerização, tem uma grande influência nos valores de dureza. Este trabalho coincide com o nosso, quando se observa que durante o aumento da temperatura, diminui a viscosidade da resina composta, e os valores de dureza aumentam com um comportamento linear progressivo. A extrapolação direta dos dados obtidos por algumas pesquisas como a do Lovell et al.,<sup>35</sup> para condições clínicas justamente ficam prejudicadas pela grande quantidade de fatores que podem influenciar a conversão de monômeros em polímeros, mas ajudam a orientar o desenvolvimento de novas pesquisas.

Segundo Bagis & Rueggeberg,<sup>4</sup> os valores dos benefícios das propriedades físicas resultadas do tratamento térmico pós-cura tem sido temporários. A resistência ao desgaste das resinas somente fotopolimerizadas aumentou lentamente quando deixaram de ser tratadas e ficou equivalente aos valores de materiais tratados com calor pós-cura após

um tempo. Ainda segundo estes autores, algumas propriedades mecânicas otimizadas com tratamento térmico adicional a corpos-de-prova fotopolimerizados (resistência à fratura, módulo flexural e resistência flexural) diminuíram a níveis idênticos aos obtidos com corpos-de-prova somente fotopolimerizados, quando submetidos a armazenamento em água após a polimerização. Mas, salientam que, se o calor pós-cura é aplicado dentro das primeiras seis horas da fotopolimerização, os valores de conversão permanecerão inalterados comparados às resinas compostas somente fotopolimerizadas. Um grau de conversão aumentado resulta em menores quantidades de monômeros não polimerizados e potencialmente diluíveis, obtendo restaurações mais biocompatíveis.<sup>4</sup> Segundo estes autores, algumas hipóteses que explicam a diminuição do número de monômeros em corpos-de-prova com tratamento após a polimerização pode ser explicada da seguinte forma: a) quando o grau de conversão de monômeros em polímeros é melhorado pelo aumento da temperatura os monômeros potencialmente diluíveis são ligados covalentemente à rede de polímero, evitando a fuga destes sob a exposição de solventes; b) a conversão adicional observada com o aquecimento resultou em um aumento na densidade das cadeias cruzadas, e os monômeros não reagidos remanescentes na matriz polimérica tiveram maiores dificuldades para a difusão para fora como resultado da diminuição dos canais de difusão; e, c) perda de monômeros como resultado da volatilização durante o processo de aquecimento. Segundo os autores, não existe ainda maneira de identificar a influência que cada fator separadamente ou em conjunto possam ter na diminuição do número de monômeros residuais com o tratamento térmico pós-cura.

Acreditamos que estas hipóteses não sejam as principais influências que causem a diminuição da quantidade de monômeros residuais nos

corpos-de-prova submetidos ao tratamento térmico durante a fotopolimerização, nossa hipótese é de que esta diminuição se obtenha em maior parte pela quantidade e qualidade fótons de luz emitidos pelos fotopolimerizadores, e a temperatura auxiliando com uma maior mobilidade dos radicais livres e dos monômeros. Esta hipótese está respaldada pelos achados de Lovell et al.<sup>35</sup> que indicam que os valores máximos de grau de conversão são obtidos imediatamente após a aplicação de calor associado à polimerização das resinas compostas, permanecendo sem maiores alterações nas seguintes horas.

Nossa pesquisa propôs a busca de uma temperatura ideal durante a polimerização das resinas compostas através da avaliação da microdureza, com o propósito de encontrar uma aplicabilidade clínica. Segundo a literatura,<sup>29, 51</sup> o valor de microdureza Vickers considerado satisfatório para os corpos-de-prova de resina composta, estaria em torno de 100 kgf/mm<sup>2</sup>.

Assim, no que diz a respeito às temperaturas e a fonte de LEDs testada, os resultados indicam, que uma adequada dureza é encontrado no topo de todos os corpos-de-prova. Porém, para a superfície de base, a média de microdureza de 100 kgf/mm<sup>2</sup> somente foi encontrada na temperatura de 45° C. Este resultado implica a inviabilidade de uso em função da temperatura, já que segundo a pesquisa de Zach & Cohen<sup>72</sup>, um aumento da temperatura intrapulpar acima de 5° C, causaria lesões irreversíveis à vitalidade pulpar. Com os mesmos parâmetros experimentais de fonte de luz e tempo de polimerização, mas aos 25 e 35° C, a média da microdureza Vickers foi de 93,7 e 96,7 kgf/mm<sup>2</sup> respectivamente, valores um pouco inferiores ao ideal que indicam a necessidade de talvez diminuir a espessura do incremento a ser polimerizado, como indica a pesquisa de Rastelli,<sup>51</sup> que

utilizou um tempo de exposição de 60 segundos com uma fonte de LEDs, e que somente conseguiu valores de mais de 100 kgf/mm<sup>2</sup> na profundidade de polimerização de 1,5 mm. Tsai et al.<sup>61</sup> também indicam incrementos de resina composta a ser fotopolimerizada com fontes de LEDs não superiores a 2 mm e até recomendam a fotopolimerização em incrementos menores.

A fonte de luz halógena utilizada na pesquisa, também apresentou dureza na superfície de topo com valores adequados para todas as temperaturas testadas. O valor da média ideal de dureza Vickers somente foi obtido na superfície de base aos 35° C. Para a temperatura de 25° C, a dureza média foi de 95 kgf/mm<sup>2</sup>. As maiores médias de dureza Vickers na base dos corpos de prova polimerizados com a fonte de luz halógena, mesmo sendo estatisticamente muito próximos, se devem pela maior intensidade de luz emitida por este aparelho<sup>29, 41, 70</sup> e pelo calor –ainda que mínimo- gerado pelo mesmo.<sup>22</sup>

Temperaturas maiores para a polimerização poderiam ser indicadas para resinas compostas para restaurações de uso indireto ou semi-indireto.

O sistema LEDs tem sido divulgado amplamente, com um “marketing” agressivo, e apesar de que tudo indica que representam um promissor sistema de polimerização, com todas as vantagens mencionadas neste trabalho e por outras pesquisas, as investigações ainda não determinaram que essa tecnologia é suficiente para substituir os aparelhos de luz halógena. Atualmente estes aparelhos vêm se aprimorando e estão sendo lançados ao mercado novos dispositivos até chamados de 2ª ou 3ª geração, porém, novas pesquisas direcionadas ao melhoramento das



propriedades físicas, mecânicas e biológicas das resinas compostas utilizando estes sistemas serão necessárias.

## **Conclusões**

Com a avaliação dos resultados podemos concluir que:

- Com o aumento da temperatura aumentou o valor da dureza Vickers com correlação linear positiva para ambos aparelhos.
- O valor da dureza de topo foi sempre superior à dureza de base independentemente da fonte de luz ou temperaturas empregadas.
- O aparelho de luz halógena só se mostrou superior à fonte de LEDs na região de base dos corpos-de-prova.

## **Referências**

- 1- ALENCAR JÚNIOR, E.A. **Influência da distância de uma fonte de luz halógena na microdureza superficial da resina composta.** 2002. 134f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- 2- ARAÚJO, R.M.; ARAÚJO, M.A.M.; MENDES, A.J.D. Influência da intensidade de luz de fotopolimerizadores na infiltração marginal. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v.50, p.408-413, 1996.
- 3- ATMADJA, G.; BRYANT, R. W. Some factors influencing the depth of cure of a visible light-activated composite resin. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.35, n.3, p.213-218, June 1990.
- 4- BAGIS, Y.H.; RUEGGERBERG, F.A. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.4, p.244-247, July 2000.
- 5- BARGHI, N.; BERRY, T.; HATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.25, n.7, p.992-996, July 1994.
- 6- BLANKENAU, R.J. et al. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.106, n.4, p.471-474, Apr. 1983.

- 7- CAUGHMAN, W.F.; RUEGGBERG, F.A.; CURTIS Jr., J.W. Clinical guidelines for photo curing restorative resins. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.126, n.9, p.1280-1286, Sept. 1995.
- 8- CHAN, K.C., BOYER, D.B. Curing light-activated composite resins through dentin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.54, n.5, p.643-645, Nov. 1985.
- 9- CHEN, R.S. et al. The effect of curing light intensity on the cytotoxicity of a dentin-bonding agent. **Oper. Dent.**, Seattle, v.26, n.5, p.505-510, Sept./Oct. 2001.
- 10-CRUZ, C.A.S. **Estudo da dureza e da resistência à compressão de resinas compostas para dentes posteriores após a imersão em água destilada. Efeito da aplicação de selante superficial.** 2001. 170f. Tese (Livre-Docência em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- 11-DENTAL PRODUCTS REPORT – Regular testing of curing lights helps reduce restoration failures. **Medc. Dental Communications Publication**, 1991.
- 12-ELDWANY, M., POWERS, J.N., GERGE, L.A. Mechanical properties of direct and post-cured composites. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.6, n.5, p.222-224, Oct. 1993.

- 13-EMAMI, N.; SÖDERHOLM, K.M.; BERGLUND, L.A. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. **J. Dent.**, Bristol, v.31, n.3, p.189-196, Mar. 2003.
- 14-FAN, P. L. et al. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.115, n.3, p.442-445, Sept. 1987.
- 15-FEILZER, A. J. et al. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restorations-cavity interface. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v.103, n.5, p.322-326, Oct. 1995.
- 16-FRANCO, E.D.; LOPES, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Bio Odonto: Revista Odontológica**, Maringá, v.1, n.2, p. 9-59, mar/abr 2003
- 17-FRIEDMAN, J. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. **J. Esthet. Dent.**, Philadelphia, v.1, n.6, p.189-190, Nov./Dec. 1989.
- 18-FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. **Dent. Jpn.**, Tokyo, v.34, p.49-53, mar. 1998.
- 19-FUSAYAMA, T. Indications for self-cured and light-cured adhesive composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, n.1, p.46-51, Jan. 1992.

- 20-GHENG, S.M.; GARONE NETO, N. Eficiência de polimerização de resinas compostas por sistema de luz visível e ultravioleta. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v.42, p.148-150, 1988.
- 21-GORACCI, G.; MORI, G.; MARTINIS, L.C. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. **Quintessence Int.**, Berlin, v.27, p.355-362, 1996.
- 22-HANNIG, M.; BOTT, B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.15, n.4, p.275-281, July 1999.
- 23-HANSEN, E.K.; ASMUSSEN, E. Reliability of three dental radiometers. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v.101, n.2, p.115-119, Apr. 1993.
- 24-HARRINGTON, E.; WILSON, H. J. Depth of cure of radiation – activated materials – effect of mould material and cavity size. **J. Dent.**, Bristol, v.21, n.5, p.305-311, Oct. 1993.
- 25-JANDT, K. D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.1, p.41-47, Jan. 2000.
- 26-KILDAL, K. K.; RUYTER, I. E. How different curing methods affect the degree of conversion of resin-based inlay/onlay materials. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.52, n.5, p.315-322, Oct. 1994.

- 27-KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.6, p.586-591, June 2001.
- 28-KORAN, P.; KURSCHNER, R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 11, n.1, p.17-22, Feb. 1998.
- 29-KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent. Mater.**, Copenhagen., v.17, p.309-315, 2001
- 30-LEE, S. Y. et al. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. **J. Dent.**, Bristol, v.21, n.6, p. 373-377, Dec. 1993.
- 31-LEINFELDER, K. F. Posterior composite resins: the material and their clinical performance. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 126, n.5, p.663-672, May 1995.
- 32-LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorative systems. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 128, n.5, p.573-581, May 1997.
- 33-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.

- 34-LIBERMAN, R. et al. Photo cure attachment lens: its effect on polymerization of visible-light-cure resin composite. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.6, n.1, p.10-12, Jan. 1990.
- 35-LOVELL, L.G.; NEWMAN, S.M., BOWMAN, C.N. The effects of light intensity, temperature and co monomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.78, n.8, p.1469-1476, Aug. 1999.
- 36-LUNDIN, S.A.; KOCH, G. Cure profiles of visible-light-cured Class II composite restorations in vivo and in vitro. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.8, n.1, p.7-9, Jan. 1992.
- 37-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.
- 38-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.



- 39-McCABE, J.F.; KAGI, S. Mechanical properties of a composite inlay material following post-curing. **Br. Dent. J.**, London, v.171, n.8, p.246-248, Oct. 1991.
- 40-MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K.H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without “softstart-polymerization”. **J. Dent.**, Bristol, v.25, n.3/4, p.321-330, May/July1997.
- 41-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.
- 42-MORO, N. R. N. L. et al. Variação de temperatura gerada durante a fotopolimerização de resinas compostas. **JBC: J. Brás. Clín. Estet. Odontol.**, Curitiba, v.3, p.37-42, 1999.
- 43-NAGEM FILHO, H. **Resina composta**. Bauru: FOB, 1993.
- 44-NOMURA, Y. et al. Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.63, n.2, p.209-213, 2002.
- 45-PARK, S. H.; LEE, C. S. The difference in degree of conversion between light-cured and additional heat-cured composites. **Oper. Dent.**, Seattle, v.21, n.5, p.213-217, Sept./Oct. 1996.

- 46-PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur. J. Oral. Sci.**, Copenhagen, v. 105, n.2, p. 97-116, Apr. 1997.
- 47-PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. The effect of post curing on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. **J. Dent.**, Bristol, v.28, n.6, p.447-452, Aug. 2000.
- 48-PIRES, J. A. et al. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. **Quintessence Int.**, Berlin, v.24, n.7, p.517-521, July 1993.
- 49-POWERS, J. M. et al. Effects of post-curing on mechanical properties of a composite. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.6, n.5, p.232-234, Oct. 1993.
- 50-QUANCE, S.C. et al. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. **J. Dent.**, Bristol, v.29, n.8, p.553-560, Nov. 2001.
- 51-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. 186f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

- 52-RUEGGERBERG, F. A., JORDAN, D. M. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 6, n.4, p. 364-370, July/Aug. 1993.
- 53-RUEGGERBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F. Factors affecting light transmission of single-use, plastic light curing tips. **Oper. Dent.**, Seattle, v.23, n.4, p.179-184, July/Aug. 1998.
- 54-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.
- 55-SAKAGUSHI, R. L.; BERGE, H. X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. **J. Dent.**, Bristol, v.26, p.695-700, 1998.
- 56-SANTOS, M. J. M. C.; SILVA E SOUZA JR, M. H. S.; MONDELLI, R. F. L. Novos conceitos relacionados a fotopolimerização das resinas compostas. **JBD: J. Bras. Dent. Estet.**, Curitiba, v.1, n.1, p.14-21, 2002.
- 57-SHANTHALA, B. M.; MUNSHI, A. K. Laser vs. visible-light cured composite resin: an in vitro shear bond study. **J. Clin. Pediatr. Dent.**, Birmingham, v.19, n.2, p.121-125, Winter 1995.

- 58-SHIN, D. H.; CHO, K. M.; KIM, H. C. Microhardness of esthetic restorative materials cured by 3 types of narrow-banded wavelength. **J. Dent. Res.**, Chicago, Washington, v.80, p.608, 2001. (Abstract 655).
- 59-STAHN, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials**, Guildford, v.6, p.117-119, 1995.
- 60-TAIRA, M. et al. Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.67, n.1, p.24-28, Jan. 1988.
- 61-TSAI, P.C.; MEYERS, I.A.; WALSH, L.J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.20, n.4, p.364-369, May 2004.
- 62-TANTBIROJN, D. et al. Fracture toughness and microhardness of a composite: do they correlate?. **J. Dent.**, Bristol, v.31, n.2, p.89-95, Feb. 2003
- 63-TARLE, Z. et al. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.25, n.6, p.436-442, June 1998.
- 64-TURBINO, M. L. et al. Photopolymerized resins: surface hardness variation in relation to time of polymerization and setting. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v.3, n.2, p.87-94, 1992.

- 65-UNTERBRINK, G.L.; MUESSNER, R. Influence of light intensity on two restorative systems. **J. Dent.**, Bristol, v.23, n.3, p.183-189, June 1995.
- 66-VIEIRA, S. Noções sobre regressão. In:\_\_\_\_. **Introdução à bioestatística**. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 1980. cap. 7,p.57-70.
- 67-WEAVER, W.S.; BLANK, L.W.; PELLEU Jr., G.B. A visible-light-activated resin cured through tooth structure. **Gen. Dent.**, Chicago, v.36, n.3, p.236-237, May/June 1988.
- 68-WENDT Jr., S.L. The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability. **Quintessence Int.**, Berlin, v.18, n.5, p.351-356, May 1987.
- 69-WENDT Jr., S. L.; LEINFELDER, K. F. The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.120, n.2, p.177-181, Feb. 1990.
- 70-WHITTERS, C. J.; GIRKIN, J. M.; CAREY, J. J. Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. **Opt. Lett.**, New York, v.24, p.67-68, 1999.
- 71-YEARN, J. A. Factors affecting cure of visible light activated composites. **Int. Dent. J.**, London, v.35, n.3, p.218-225, Sept. 1985.

72-ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v.19, p.515-530, Apr. 1965.

## Apêndice

Tabela A1- Medidas de microdureza Vickers obtidas na *superfície de topo* de corpos-de-prova de uma resina composta polimerizados com LEDs por 60s.

Corpo-de-prova	Temperatura (°C)							
	25	35	45	55	65	80	90	100
1	121,5	110,5	113,0	134,1	141,4	152,4	131,3	150,0
2	114,6	116,1	120,6	131,4	127,9	137,2	140,3	163,7
3	113,1	132,3	128,3	150,5	134,7	146,4	136,7	156,8
Média	116,4	119,6	120,6	138,7	134,7	145,3	136,1	156,8
Desvio padrão	4,5	11,3	7,6	10,3	6,7	7,6	4,5	6,8

Tabela A2- Medidas de microdureza Vickers obtidas na *base* de corpos-de-prova de uma resina composta polimerizados com LEDs por 60s.

Corpo-de-prova	Temperatura (°C)							
	25	35	45	55	65	80	90	100
1	78,6	99,5	106,2	115,4	102,5	108,7	104,3	122,6
2	86,9	98,0	119,0	98,9	93,5	113,7	121,7	115,0
3	103,8	85,7	107,9	104,7	98,0	110,7	113,0	118,8
Média	89,8	94,4	111,0	106,3	98,0	111,0	113,0	118,8
Desvio padrão	12,8	7,6	6,9	8,4	4,5	2,5	8,7	3,8

Tabela A3- Medidas de microdureza Vickers obtidas na *superfície de topo* de corpos-de-prova de uma resina composta polimerizados com luz halógena por 40s.

Corpo-de-prova	Temperatura (°C)							
	22	35	45	55	65	80	90	100
1	120,6	126,1	136,8	112,3	136,5	141,1	136,0	176,0
2	113,5	122,7	116,7	133,6	134,0	143,5	133,5	153,2
3	110,0	110,1	108,2	131,1	125,3	156,4	161,1	151,2
Média	114,7	119,6	120,6	125,7	131,9	147,0	143,5	160,1
Desvio padrão	5,4	8,4	14,7	11,6	5,9	8,2	15,3	13,8

Tabela A4- Medidas de microdureza Vickers obtidas na *base* de corpos-de-prova de uma resina composta polimerizados com luz halógena por 40s.

Corpo-de-prova	Temperatura (°C)							
	25	35	45	55	65	80	90	100
1	100,2	97,8	114,3	116,8	118,5	134,5	108,0	89,8
2	91,5	109,2	103,4	109,0	108,5	128,7	107,3	88,6
3	87,1	112,8	97,0	122,0	131,4	130,9	108,7	77,0
Média	92,9	106,6	104,9	115,9	119,4	131,4	108,0	85,2
Desvio padrão	6,6	7,9	8,8	6,6	11,5	2,9	0,7	7,1



## Apêndice B

Tabela B1 – Sumário da análise de variância da regressão da dureza em relação à temperatura no *topo*, sob a polimerização com LEDs

Fonte de variação	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Regressão	1	3362,08	43,05	<0,001
Desvios	22	78,10		
Falta de ajuste	6	125,11	2,07	0,115
Erro puro	16	60,47		

Tabela B2 – Sumário da análise de variância da regressão da dureza em relação à temperatura na *base*, sob a polimerização com LEDs

Fonte de variação	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Regressão	1	1491,71	20,63	<0,001
Desvios	22	72,30		
Falta de ajuste	6	112,62	1,97	0,131
Erro puro	16	57,19		

Tabela B3 – Sumário da análise de variância da regressão da dureza em relação à temperatura no *topo*, sob a polimerização com luz halógena

Fonte de variação	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
-------------------	--------------------	------------------	---	---

Regressão	1	4924,71	46,69	<0,001
Desvios	22	105,47		
Falta de ajuste	6	61,82	0,51	0,794
Erro puro	16	121,83		

Tabela B4 – Sumário da análise de variância da regressão da dureza em relação à temperatura (variando de 22° a 80°) na base, sob a polimerização com luz halógena

Fonte de variação	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Regressão	1	2553,43	48,21	<0,001
Desvios	16	52,97		
Falta de ajuste	4	28,60	0,47	0,758
Erro puro	12	61,09		

Tabela B5 – Sumário da análise de variância da regressão da dureza em relação à temperatura (variando de 80° a 100°) na base, sob a polimerização com luz halógena

Fonte de variação	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Regressão	1	3202,74	188,64	<0,001
Desvios	7	16,98		
Falta de ajuste	1	0,13	0,01	0,938
Erro puro	6	19,79		

CACERES BENITEZ, P. **Avaliação do efeito da temperatura sobre a microdureza de uma resina composta fotoativada com luz halógena e LEDs.** 2004, 101 p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora)- Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista. Araraquara

## **Resumo**

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a influência de várias temperaturas sobre os valores de microdureza de topo e base de uma resina composta fotopolimerizável comercialmente disponível, variando o tipo de fonte de luz (LEDs e lâmpada halógena). As temperaturas testadas foram 25, 35, 45, 55, 65, 80, 90 e 100° C. A resina composta utilizada foi a Z100 (3M). Com o auxílio de uma matriz metálica foram confeccionados 3 corpos-de-prova de 2 mm de espessura e 9,8 mm de diâmetro para cada temperatura. Os corpos-de-prova foram polimerizadas LEDs (60 s) ou lâmpada halógena (40 s) enquanto eram submetidas às diferentes temperaturas, após a polimerização as amostras foram armazenadas a seco, em estufa a 37° C. Após 24 horas as amostras foram submetidas ao teste de microdureza Vickers no topo e na base. Baseados nos resultados concluiu-se que com a elevação da temperatura aumentou o valor da dureza Vickers com correlação linear positiva e com ambos aparelhos; o valor da dureza de topo foi sempre superior à dureza de base independentemente da fonte de luz ou temperaturas empregadas; o aparelho de luz halógena só se mostrou superior à fonte de LEDs na região de base dos corpos-de-prova.

Palavras-chave: Resinas compostas; teste de dureza; calor; aparelhos fotopolimerizadores

CACERES BENITEZ, P. **Evaluation of the effect of the temperature on the microhardness of a composite resin light-cured with halogen lamp and LEDs.** 2004, 101 p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora)-Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista. Araraquara.

### *ABSTRACT*

The aim of this research was to evaluate the influence of several temperatures on the microhardness values of top and base of a light curing composites resin commercially available, varying the type of light source (LEDs and halogen lamp). The tested temperatures were 25, 35, 45, 55, 65, 80, 90 and 100° C. The composite resin used was Z100 (3M). With the aid of a metallic mould were made three samples of 2 mm of thickness and 9,8 mm diameter for each temperature. The samples were light cure while they were submitted to the different temperatures with LEDs (60 s) and halogen lamp (40 s), after the polymerization the samples were dry stored in a stove at 37° C. After 24 hours, the samples were submitted to the Vickers microhardness test in the top and in the base. Based on the results it was concluded that with the elevation of the temperature increased the Vickers hardness value with positive linear correlation on both devices. The hardness value of the top was always superior to the base hardness, independently of the light source or used temperatures. The halogen lamp source was superior to the source of LEDs in the area of base of the samples.

Keywords: Composite resins; hardness test; heat; curing light sources