

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ELIANE BEMERGUY ALVES

Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DE TÉCNICAS DE FOTOATIVAÇÃO NA ADAPTAÇÃO
MARGINAL E DUREZA KNOOP DE UM COMPÓSITO
RESTAURADOR FOTOATIVADO POR TRÊS FONTES DE LUZ**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
Título de Doutor em Materiais Dentários.

Piracicaba – SP
2005

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ELIANE BEMERGUY ALVES

Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DE TÉCNICAS DE FOTOATIVAÇÃO NA ADAPTAÇÃO
MARGINAL E DUREZA KNOOP DE UM COMPÓSITO
RESTAURADOR FOTOATIVADO POR TRÊS FONTES DE LUZ**

Orientador: Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho – FOP/UNICAMP

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
Título de Doutor em Materiais Dentários.

Piracicaba – SP
2005

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª / 6159

AL87e

Alves, Eliane Bemerguy.

Efeito de técnicas de fotoativação na adaptação marginal e dureza Knoop de um compósito restaurador fotoativado por três fontes de luz. / Eliane Bemerguy Alves. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador: Lourenço Correr Sobrinho.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Dureza. 2. Resinas compostas. 3. Polimerização. 4. Diodos emissores de luz. I. Correr Sobrinho, Lourenço. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: The effect of photoactivation technics in the marginal adaptation and Knoop hardness of a restorative when used three light curing units
 Palavras-chave em inglês (*Keywords*): 1. Hardness. 2. Composite resins. 3. Polymerization. 4. Light emitting diodes
 Área de concentração: Materiais Dentários
 Titulação: Doutor em Materiais Dentários
 Banca examinadora: Lourenço Correr Sobrinho, Mario Alexandre Coelho Sinhoreti, Regina Maria Puppin-Rontani, Oscar Munoz, Alysson Noriyuki Kajishima Konno
 Data da defesa: 14/09/2005



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 14 de Setembro de 2005, considerou a candidata ELIANE BEMERGUY ALVES aprovada.

PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

PROF. DR. ALYSSON NORIYUKI KAJISHIMA KONNO

PROF. DR. OSCAR FERNANDO MUÑOZ CHÁVEZ

PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

PROF.ª DR.ª REGINA MARIA PUPPIN RONTANI

200604125

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Titular da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela orientação e experiência com que conduziu este estudo. Agradeço pela oportunidade, facilidades, por tornar fácil o que parecia difícil e principalmente por nos ensinar que as coisas não são realizadas sem perseverança.

Ao Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti, Associado da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, por sua preciosa, paciente e precisa orientação, dignas de um verdadeiro mestre e amigo. Marinho, mais do que desfrutar do seu conhecimento recebi a influência de sua personalidade tranqüila, firme e determinada. Muito obrigada.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela amizade e atenção. Apenas pessoas que atingem um elevado nível de conhecimento e compreensão podem ser tão claras e simples. Seu exemplo foi mais importante que muito tempo de estudo. Obrigada por compartilhar sua sabedoria com todos nós.

Ao meu marido Rafael. Apenas uma pessoa com os seus valores e preceitos seria capaz de estimular a realização deste curso.

Aos meus filhos Rachel, Moysés, Myrian e Débora por compreenderem a minha ausência todos estes anos. Espero que tenha servido para fortalecer nosso amor e união.

À minha mãe Myrian, minha sogra Rachel, meus irmãos, cunhados e sobrinhos que sempre me incentivaram e acompanharam amorosamente meus filhos na minha ausência.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal do Pará, em especial ao Departamento de Clínica Odontológica do Curso de Odontologia, por proporcionar e incentivar meu desenvolvimento acadêmico.

À Universidade Estadual de Campinas, em especial à Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, representados pelo Diretor Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho e pelo Diretor associado Prof. Dr. Mario Fernando de Goes.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, pela concessão de bolsa, que viabilizou meu aperfeiçoamento e a execução deste trabalho.

Ao Professor Titular da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, Prof. Dr. Mario Fernando de Goes. Obrigada pelos sólidos conhecimentos transmitidos e por nos fazer compreender que não existem obstáculos que não possam ser vencidos.

À Prof^a Dr^a. Regina Maria Puppim Rontani e Prof^a Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, professoras do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP. A generosidade, empenho e entusiasmo com que transmitem seus conhecimentos são um estímulo e exemplo a ser seguido. Obrigada pelo carinho e disposição para nos ouvir.

Aos amigos do curso da Pós-Graduação em Matérias Dentários, mestrado e doutorado, Mirela Shinohara, Mônica Aratani, Evandro Piva, Rogério Réges Leonardo Cunha, Roberta Alonso, Luciana Sálvio, Gisele Correr, Daniela Fernandes, Murilo Lopes, Giovani Corrêa, Rubens Garcia, Eduardo Dall’Magro, Jacy Ribeiro, Rubens Tango, Américo Correr, Ana Flávia Borges, Marcelo Muzilli, Luis Felipe Schneider, Cíntia Carvalhal, Vinícius di Hipólito, Ricardo Guiraldo, Dario Segreto, Osvaldo Wodevovsky e Juliana Malacarne. Este tempo de nossas vidas ficará

marcado não só pelo conhecimento aqui adquirido, mas principalmente pela amizade verdadeira, companheirismo, bom humor e fraternidade. Obrigada pela acolhida, carinho e colaboração. Desejo que estas características, além do elevado espírito científico sejam sempre a marca de nossa família materiana.

Ao técnico do Laboratório de Matérias Dentárias, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, Engenheiro Mecânico Marcos Blanco Cangiani. Não sei o que é maior, a sua capacidade ou a boa vontade. Sua colaboração foi imprescindível para realização deste trabalho e sua presença amiga sempre nós tranqüilizou nas dificuldades. Muito obrigada.

À Selma Aparecida Barbosa de Souza Segalla, técnica do Laboratório de Matérias Dentárias, pelo carinho, atenção e amizade sincera.

Aos amigos Marlene, Geraldo Razera e família, que me acolheram com uma enorme hospitalidade, comparável a de uma verdadeira família.

Às amigas Márcia Nakaoka, Ettiene Romanelli, Belkis Melendes, Mônica Alcure, Karina Gortadello, Luana Fisher, Daniela Boletta, Rita Veloso e Nadja, com quem compartilhei minha vida estes anos. Todos os momentos vividos com vocês foram de respeito, tolerância e principalmente amizade. Tenho certeza que mesmo distante continuaremos unidas.

Ao amigo Prof. Dr. Luiz Alexandre Paulillo, pelo apoio e interesse. Suas palavras de otimismo e estímulo e experiência me ajudaram muito chegar até aqui.

As amigas do Departamento de Dentística Alessandra Peres, Larissa Cavalcante e Grace Souza que tive o prazer de conhecer e vivenciar bons momentos.

À amiga Cecy Martins Silva pelo apoio e estímulo constante e verdadeira amizade.

Aos colegas do Curso de Odontologia que sempre manifestaram interesse e facilitaram minha participação neste curso.

À Maria de Oliveira Baratinha pela dedicação, responsabilidade e carinho com que cuidou de minhas filhas.

À Microdont representada pela pessoa de Dov Pollacsez, pela doação das pontas diamantadas usadas neste estudo.

À bibliotecária da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Marilene Girello pela correção das Referências Bibliográficas desta tese.

SUMÁRIO

RESUMO - - - - -	1
ABSTRACT - - - - -	3
1 – INTRODUÇÃO - - - - -	5
2 – REVISÃO DA LITERATURA - - - - -	9
3 – PROPOSIÇÃO - - - - -	59
4 – MATERIAL E MÉTODOS - - - - -	61
4.1 – Material - - - - -	61
4.2 – Métodos - - - - -	62
4.2.1- Seleção dos dentes e fixação das coroas em resina- - -	62
4.2.2- Preparo da cavidade - - - - -	63
4.2.3- Confeção da lâmina de esmalte do dente bovino - - -	65
4.2.4- Procedimento restaurador - - - - -	66
4.2.4.1 – Condicionamento da dentina- - - - -	66
4.2.4.2 – Aplicação do sistema adesivo - - - - -	66
4.2.4.3 – Restauração da cavidade - - - - -	67
4.2.4.4 – Acabamento e polimento das restaurações- - - -	70
4.2.5- Avaliação da adaptação marginal- - - - -	70
4.2.6- Leitura da dureza Knoop- - - - -	72
4.2.7- Análise dos resultados - - - - -	74
5 – RESULTADOS - - - - -	75
5.1 – Adaptação marginal- - - - -	75
5.2 - Dureza Knoop- - - - -	77
6 – DISCUSSÃO - - - - -	79
6.1 – Adaptação marginal- - - - -	79
6.2 - Dureza Knoop- - - - -	86
7 – CONCLUSÕES - - - - -	93
REFERÊNCIAS - - - - -	95
ANEXO 1 - - - - -	103
ANEXO 2 - - - - -	106

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a adaptação marginal e a dureza Knoop da resina Filtek Z250, cor A2 (3M-ESPE) utilizada para restaurar 90 cavidades, com margens em dentina, confeccionadas na face vestibular de incisivos bovinos, empregando três técnicas e três métodos de fotoativação. As cavidades foram padronizadas com dimensões de 3mm no sentido mesio-distal; 3mm no sentido inciso-cervical e 1,5mm de profundidade. Os grupos, com 10 restaurações cada, foram divididos de acordo com a técnica de fotoativação: direta; transdental ou mista, e método de fotoativação, que correspondem a variações na fonte de luz: halógena com 600mW/cm² (XL 2500/3M), arco de plasma de xenônio com 1340mW/cm² (Apollo 95E/DMD) e LED com 500mW/cm² (Ultrablue IS/DMC). Os tempos para cada etapa de fotoativação foram estabelecidos em 20s para os aparelhos fotoativadores Ultrablue IS e XL 2500 e 9s para o Apollo 95E. A análise da adaptação marginal foi realizada em fotos digitais, obtidas das superfícies das restaurações, após 24 horas de armazenagem, polimento padronizado e pigmentação com vermelho ácido a 1% em propileno glicol (Caries Detector- Kuraray). Foi utilizado o programa analisador de imagens, UTHSCSA - Image Tool, tendo como referência a medida de 1mm de um paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) escaneado junto com cada restauração. As medidas de dureza Knoop foram obtidas no topo e na base da restauração, usando o microdurômetro HMV 2 (Shimadzu-Japão) com carga de 50 gramas atuando por 15 segundos. Em cada corpo-de-prova foram feitas seis endentações. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey (5%) e mostraram que independente do tipo de unidade fotoativadora, o emprego da técnica mista reduziu o percentual de fendas entre o material restaurador e o dente, determinando melhor adaptação marginal em relação à técnica direta, sendo que a técnica transdental não diferiu estatisticamente das demais. A adaptação marginal não foi influenciada pelas diferentes unidades de fotoativação utilizadas neste estudo, quando comparadas dentro da mesma técnica. A técnica de fotoativação direta apresentou as maiores médias de dureza em relação à mista e transdental, sendo que a transdental apresentou os menores valores de dureza. Independente da

técnica de fotoativação empregada, o aparelho LED (Ultrablue IS) apresentou os maiores valores de dureza em relação ao Apollo 95E. Nenhuma diferença estatística foi observada nos valores de dureza Knoop entre os aparelhos LED e XL 2500 e XL 2500 e Apollo 95E.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate marginal adaptation and Knoop hardness of the resin Filtek Z250 A2 (3M-ESPE). Ninety cavities, with margins in dentine, in the vestibular face of incisive bovine teeth were restored using three techniques and three photoactivation methods. The cavities were standardized with dimensions: 3mm mesio-distal; 3mm incisive-cervical, and 1.5mm deep. The groups, with 10 restorations each, were divided according to the photoactivation technique: direct; transdental or mixed, and method of photoactivation that correspond to variations in the light source: halogen light with 600mW/cm² (XL 2500/3M), xenon plasma arc with 1340 mW/cm² (Apollo 95E/DMD) and LED with 500mW/cm² (Ultrablue IS/DMC). The periods for each photoactivation stage were established in 20s for the units Ultrablue IS and XL 2500 and 9 s for the Apollo 95E. Marginal adaptation analysis was carried out in digital photography, obtained from the surfaces of restorations, 24 hours after storage, with standard polish and with red acid pigmentation at 1% in propylene glycol (Cáries Detector - Kuraray). The program image analyzer, UTHSCSA - Image Tool was used, having as reference the measure of 1mm of a digital caliper (Mitutoyo, Japan) scanned with each restoration. The measures of Knoop hardness were obtained on the top and on the base of the restoration, using the microhardness unit HMV 2 (Shimadzu-Japan) with load of 50 grams for 15 seconds. In each specimen were made six indentations. The data were submitted to the Analysis of Variance and the averages compared by Tukey's test (5%) and showed that independent of the type of photoactivating unit the use of the mixed technique reduced the percentile of gaps between the restoring material and the tooth, determining better marginal adaptation in relation to the direct technique. The transdental technique did not differ statistically from the others. The marginal adaptation was not influenced by the different photoactivation units used in this study, when compared inside the same technique. The technique of direct photoactivation showed the highest averages of hardness in relation to the mixed and transdental ones, and the transdental presented the lowest hardness values. Independent of the

photoactivation technique used, the Ultrablue IS unit presented the highest hardness values in relation to Apollo 95E. No statistical difference was observed on hardness values between the units Ultrablue IS and XL 2500 and XL 2500 and Apollo 95E.

1 – INTRODUÇÃO

Nas últimas cinco décadas as resinas de dimetacrilato têm sido amplamente empregadas em procedimentos restauradores diretos. O desenvolvimento deste material associado ao progresso obtido pelos sistemas adesivos lhe conferem propriedades funcionais e estéticas que o indicam como material restaurador anterior e posterior.

Embora a evolução tenha promovido melhoras nas propriedades dos compósitos, eles apresentam desvantagem inerente à sua reação de cura, que é a contração de polimerização que nos compósitos atuais gira em torno de 1,5 – 5% em volume. Durante a reação de polimerização, as moléculas do polímero se aproximam, levando a diminuição no volume do compósito. O aumento no grau de conversão leva a maior contração de polimerização (Silikas *et al.* 2000). O grau de contração pode ser alterado por mudanças na composição ou no grau de conversão dos compósitos. A redução na quantidade de monômeros leva a menor contração de polimerização. Compósitos recentes vêm utilizando em suas formulações monômeros com alto peso molecular, o que possibilita redução na quantidade de monômeros e, conseqüentemente, menor contração de polimerização. O aumento na quantidade em volume de partículas de carga é outra forma de diminuir a contração nos compósitos. As propriedades dos compósitos são controladas pelo grau de conversão associado à outros fatores. Portanto, a diminuição do grau de conversão pode afetar significativamente as propriedades mecânicas dos compósitos.

A substituição do sistema pasta/pasta, quimicamente ativado por uma pasta única, fotoativada, trouxe como benefício o aumento do tempo de trabalho e a possibilidade de inserção da resina em vários incrementos permitindo a ampliação do leque de indicações deste material e viabilizando os procedimentos estéticos.

A luz ultravioleta, primeiramente utilizada para a fotoativação, com comprimento de onda entre 340-380nm, foi substituída, no final da década de 70, pela luz visível que além de ser menos danosa é mais econômica e atinge maior profundidade de cura.

Assim, a maioria dos compósitos atuais inicia a reação de polimerização através da fotoativação por luz visível azul emitida na faixa dentro do espectro eletromagnético compreendida entre 400-500nm.

O sistema canforoquinona/amina é o sistema de fotoiniciadores mais utilizados atualmente nos compósitos. A canforoquinona é ativada por luz visível na faixa do espectro azul, com pico de absorção próximo a 468 nm (Stahl *et al.*, 2000). Inúmeras fontes de luz estão disponíveis para a fotoativação. Dentre elas se destacam os aparelhos de lâmpada halógena, as luzes emitidas por diodos (LEDs), o arco de plasma de xenônio (APX) e o LASER de argônio. Os aparelhos de lâmpada halógena são os mais antigos e utilizados. A luz produzida por estas lâmpadas possui um amplo espectro de comprimento de onda. Filtros são necessários para limitar o espectro da luz para a faixa do azul, que é responsável pela ativação da canforoquinona.

Os LEDs foram recentemente introduzidos para os procedimentos de fotoativação. Eles se caracterizam pela sua alta eficiência, já que produzem luz próximo ao espectro de absorção da canforoquinona, entre 440 e 490nm. Além disso, possuem maior eficiência na conversão da eletricidade em luz; menor produção de calor e um período de vida de milhares de horas, em contraste as 30 - 50 horas de durabilidade dos bulbos das lâmpadas halógena convencionais, além da perda do desempenho desta última, com o tempo de uso (Price *et al.*, 2003).

Outros dispositivos para a fotoativação são o arco de plasma de xenônio e o LASER de argônio. Eles se caracterizam pela produção de luz em alta intensidade, o que possibilita a redução do tempo de fotoativação (Peutzfeldt *et al.*, 2000). Embora a redução do tempo de exposição seja um fator muito importante durante a prática da dentística operatória, a alta intensidade luminosa pode aumentar a tensão gerada na interface dente-material restaurador durante a fotoativação dos compósitos, levando a perda da integridade marginal (Unterbrink & Muessner, 1995).

A estrutura dental, as resinas compostas e as cerâmicas odontológicas são materiais túrbidos ou translúcidos, os quais deixam passar a luz, porém sua intensidade é, consideravelmente, diminuída (Craig, 2004). Segundo Belvedere (1995), as fontes de luz com alta intensidade são capazes de penetrar 2 a 4,5mm,

através do esmalte e da dentina, polimerizando os compósitos em contato com as paredes internas do preparo. Segundo este mesmo autor, a polimerização com a técnica denominada TEP (Trans-Enamel Polymerization) promove o direcionamento da contração de polimerização, favorecendo a imediata adesão do material restaurador às paredes do preparo cavitário; no entanto, a baixa energia luminosa fornecida pode refletir negativamente nas propriedades finais da restauração. A fotoativação diretamente pela superfície oclusal, por sua vez, pode gerar deflexão das cúspides causando dor pós-operatória, podendo levar a ruptura do esmalte adjacente ao compósito, além de gerar maior formação de fendas no fundo da cavidade.

As paredes cavitárias sendo rígidas, não acompanham esta contração e então tensões podem ser desenvolvidas em uma magnitude tal, que se não forem dissipadas, levam à fraturas, sensibilidade pós-operatória e falhas na interface dente-restauração. Desta forma, a reação de presa das resinas tem sido apontada com um entre os múltiplos fatores que influenciam para a perda do selamento marginal. (Davidson *et al.*, 1984; Verluis *et al.*, 1998).

Várias estratégias têm sido propostas com o objetivo de reduzir ou minimizar as tensões decorrentes da polimerização. O conhecimento de que no início da reação de polimerização, na fase denominada pré-gel, existe a possibilidade de dirimir estas tensões, através do controle da velocidade da reação, levou ao desenvolvimento de técnicas de fotoativação, que, ao iniciar com baixa intensidade, determinam uma lenta polimerização, permitindo a mobilidade das moléculas por um maior tempo, o escoamento do material resinoso e alívio das tensões que tenham sido geradas (Davidson *et al.*, 1984; Koran & Kürschener 1998).

A velocidade da reação seria então controlada pela baixa densidade de potência aplicada nos segundos iniciais da reação e/ou por um tempo de espera, sem fotoativação, entre a etapa inicial e a final, com maior intensidade.

A modulação da energia luminosa é realizada através de técnicas conhecidas como: gradual ou *soft-start*; gradual exponencial (*ramping*); pulsada, pulso interrompido ou pulso tardio (*pulse delay*), e são efetivadas através da atenuação da luz que emana do aparelho, usando dispositivos do próprio

fotopolimerizador ou por artifícios como distanciamento entre fonte de luz e o material; interposição de filtros, de material restaurador ou mesmo da estrutura dental (Belvedere ,1995; Goracci *et al.*, 1996; Lösche, 1999; Sahafi *et al.*, 2001).

Muitos testes laboratoriais são empregados para avaliar as propriedades físicas dos materiais odontológicos entre eles, o estudo da adaptação marginal, é visto como uma análise através da qual pode-se prever o desempenho de um material ou técnica.

A adaptação é conceituada como o grau de proximidade e interligação entre o material restaurador e as paredes cavitárias. Seu estudo consiste basicamente em quantificar ou qualificar as possíveis fendas localizadas nas margens das restaurações. Desse modo, uma excelente adaptação marginal é considerada como um bom prognóstico para a almejada longevidade da restauração e interpretada como um indicativo de prevenção da microinfiltração e suas seqüelas (Friedl *et al.*, 2000; Vandewalle *et al.*, 2004).

Além da excelência da adaptação marginal a qualidade da restauração é determinada pelas propriedades mecânicas alcançadas pelo material restaurador (Arikawa *et al.*, 2002). A mensuração da dureza dos compósitos tem sido constantemente utilizada em avaliações laboratoriais para determinar a profundidade de cura e é considerada como medida indireta do grau de conversão monomérica. De modo geral, altos valores de dureza são indício de maior e eficiente polimerização, esta por sua vez é fundamental não apenas para otimizar e garantir as propriedades mecânicas como para evitar que ocorram problemas clínicos provenientes de uma sub-polimerização. (Pires *et al.*, 1993; Lindenberg *et al.*, 2004; Price *et al.*, 2004).

Assim, considerando que a densidade de potência, o tempo utilizado de fotoativação e o espectro de emissão de luz são determinantes para a obtenção de propriedades mecânicas satisfatórias e ainda a existência de uma grande variedade de protocolos e técnicas de fotoativação, faz-se necessário comparar o desempenho de novas tecnologias com as já existentes e simultaneamente desenvolver e avaliar técnicas que previnam de maneira eficaz a formação de fendas marginais sem que comprometam as propriedades finais dos compósitos restauradores.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

A influência das tensões de contração sobre a resistência adesiva foi estudada por DAVIDSON *et al.*, em 1984. Foram utilizadas resina quimicamente ativada (Silar), resina fotopolimerizável (Silux) e um sistema adesivo (Scotchbond) em modelo linear e tridimensional. No modelo linear, foi utilizado um tensiômetro e a resina composta foi aplicada a uma superfície plana, enquanto no modelo tridimensional a resina composta foi aderida a mais de uma parede dentinária. O aumento da resistência adesiva foi medido em diferentes intervalos de tempo para comparar com o desenvolvimento do estresse de contração. A integridade da adesão também foi avaliada após a imersão em corante e seccionamento das restaurações. Os resultados demonstraram que, no modelo linear, a adesão resistiu à contração de polimerização, o que é explicado pelo escoamento permitido nessa configuração. Já, no modelo tridimensional, o escoamento foi severamente limitado, o que permitiu que os valores de contração excedessem a resistência adesiva, levando à separação na interface. Segundo os autores o estresse não pôde ser compensado pelo escoamento, já que o material encontrava-se confinado na cavidade dental, determinando falhas na união, principalmente nas paredes em dentina. Estima-se que o desenvolvimento de tensões de estresse na ordem de 20 MPa quando a maior quando parte do material se encontra em contato com a estrutura dental.

Como foi determinado pelos estudos anteriores, a tensão de contração é maior quando se une duas ou mais paredes durante a confecção da restauração, dessa maneira a configuração da cavidade exerce grande influência no desenvolvimento de tensões de contração na situação aderida. Assim, com base nesta afirmação, o papel da configuração da cavidade no desenvolvimento de tensões de contração em restaurações de compósito foi avaliado por FEILZER *et al.*, em 1987, com o objetivo de estabelecer parâmetros que possam melhorar a adesão dos compósitos à dentina. Com esse propósito, desenvolveram um modelo experimental baseado em discos de aço silanizados montados em um tensiômetro, cuja função seria registrar a tensão provocada pelo estresse de contração entre os

discos. Compósitos odontológicos foram inseridos entre esses discos, de forma a simular as configurações de cavidade descritas por Black. As tensões de contração foram então registradas de acordo com a aproximação dos discos e deslocamento dos transdutores em função do Fator C e do volume de compósito utilizado. O Fator C foi definido como a relação existente entre o número de paredes aderidas e as não aderidas em uma restauração. Sendo assim, teríamos valores de $C=5$ para cavidades classe I e V, $C=2$ para classe II, $C=1$ para classe III e $C=0,5$ para classe IV. Partindo desse modelo experimental diversas situações de Fator C foram simuladas com volumes variáveis de compósito, empregando-se no teste materiais quimicamente ativados. Assim, os autores observaram que quando o fator C era menor ou igual a 1, as tensões se desenvolviam lentamente, sendo relaxadas pelo escoamento e suprimidas pelas faces livres de modo suficiente para manter a coerência da amostra e da união. No caso de fator C com valor entre 1 e 2 os resultados se mostraram inconsistentes, pois algumas amostras apresentaram falha espontânea, denotando desenvolvimento rápido de tensões. Clinicamente, esta situação poderia gerar tensões suficientemente altas para romper a união gerando falhas marginais. Considerando situações nas quais o fator C fosse superior a 2 os autores afirmaram que a união poderia ser fortemente prejudicada devido ao desenvolvimento extremamente rápido das tensões de contração. Após análise dos resultados, os autores concluíram que quanto maior o número de paredes aderidas, ou seja, quanto maior o fator C, menor a capacidade de escoamento do compósito durante a polimerização, de modo que as forças de adesão tornam-se insuficientes para preservar a união na interface dente-restauração.

BHASKAR (1989) descreve o esmalte dental como uma estrutura cristalina e translúcida, com espessura variando de 0 mm à 0,5 mm próximo ao rebordo da coroa, atingindo o máximo de 2 a 2,5mm nas cúspides de molares, pré-molares e bordas incisais.

A qualidade e durabilidade da adaptação marginal de restaurações adesivas foram foco da pesquisa de LUTZ *et al.*, em 1991. Os autores indicaram que a

durabilidade desse tipo de restauração é negativamente afetada pelas tensões residuais internas decorrentes da contração de polimerização; pela degradação química do adesivo na interface dente-restauração e pela diferença de propriedades físicas entre a estrutura dental e o material restaurador durante as variações térmicas e incidência de cargas oclusais. Com base nesses conceitos, o objetivo do estudo foi investigar até que ponto a magnitude das tensões internas residuais estava correlacionada com a durabilidade da adaptação marginal. Esta correlação foi avaliada em dois estágios: pela análise da deformação dental induzida pela contração de polimerização e pela avaliação das alterações na qualidade marginal produzidas pelas tensões térmicas e mecânicas. Para realização da parte experimental do estudo foram selecionados 36 molares humanos, nos quais preparo cavitário MOD foi confeccionado. Os dentes foram posteriormente divididos em 6 grupos, segundo a técnica restauradora empregada: 1) Restauração com compósito quimicamente ativado em único incremento; 2) Restauração com compósito fotoativado em único incremento; 3) Restauração com compósito fotoativado pela técnica incremental em dois passos; 4) Restauração com compósito fotoativado pela técnica incremental em três etapas; 5) Restauração com compósito fotoativado pela técnica incremental em dois passos com adição de base em ionômero de vidro e 6) Inlay em compósito resinoso ativado pelo calor, cimentado com cimento resinoso dual. As restaurações foram confeccionadas de acordo com as instruções dos fabricantes dos compósitos. A mensuração da deformação dental foi determinada pela variação na distância intercuspídea durante e 40 minutos após a fotoativação ou cimentação da restauração. Essa mensuração também foi realizada antes e após a incidência de uma carga de 90N sobre as restaurações. A adaptação marginal foi determinada em microscopia eletrônica de varredura com a técnica da réplica, nas margens oclusal e proximais antes e após a incidência da carga de 90 N. Os resultados indicaram que ocorre perda de qualidade marginal e estreitamento da distância entre cúspides em decorrência da contração rígida sofrida pelos compósitos durante o processo de polimerização e a contração rígida é influenciada pela técnica restauradora empregada. Fato que pôde ser comprovado pelo melhor desempenho da técnica restauradora indireta, com *inlay* em compósito uma vez que

nessa técnica a contração de polimerização ocorre fora da boca diminuindo as tensões geradas e a própria contração rígida *in situ*. Não foi observada alteração dimensional detectável com a aplicação da carga de 90N. Dessa maneira, os autores concluem que a qualidade marginal e sua durabilidade são inversamente proporcionais às tensões internas residuais induzidas pela contração rígida *in situ*. Os autores ainda apontam para a redução da quantidade de compósito polimerizado *in situ* e da proporção de superfícies aderidas como fatores chave na redução de tensões e melhora na adaptação marginal de restaurações em compósitos.

Ao avaliar as variáveis que podem influenciar na absorção de luz pelos compósitos e seus efeitos, SAKAGUCHI *et al.* (1992) encontraram uma relação direta entre a intensidade de luz emitida e a contração de polimerização. Foram estudados fatores como cor do compósito, distância entre a fonte de luz e o material, espessura do material e variação de temperatura. A fotoativação das resinas P-50, Herculite e Silux Plus foi efetivada com o aparelho Visilux 2, montado em um dispositivo que padronizava a distância entre a ponta do guia de luz e a resina. Além deste recurso, um filtro foi utilizado como atenuador, estabelecendo, desta forma, a variação na intensidade. Com base nos dados obtidos, os autores concluíram que o uso de baixa intensidade de luz pode ser compensada pelo aumento no tempo de exposição, porém, dentro de certos limites, pois, a aplicação de tempo excessivo promove aumento da temperatura. A elevação da temperatura foi diferente entre os materiais, com os menores valores obtidos com o P50. O aparelho Visilux 2 promoveu uma elevação de 14°C. Quando a superfície da amostra se encontrava a distância de 4mm da fonte de luz, 25% da intensidade era perdida.

Em 1993, COLI & BRANNSTRON investigaram se a microinfiltração e as fendas de contração poderiam ser prevenidas ou reduzidas, usando quatro diferentes adesivos, em restaurações classe II de resina composta. Os preparos cavitários foram realizados em 80 pré-molares com margem em cimento e com canaletas de retenção nas paredes laterais e na parede gengival. Também foram comparadas duas técnicas de inserção da resina composta: aplicação em incremento único com

matriz transparente ou em 2 incrementos horizontais, usando matriz metálica. A formação de fendas foi avaliada usando corante fluorescente associado à resina, que é aspirado para dentro da fenda. Essas fendas foram observadas e fotomicrografadas com luz ultravioleta refletida com aumento de 210 vezes. A infiltração foi avaliada após a imersão em solução de azul de toluidina a 0,5 % por 22 a 24 horas. Os adesivos Tokuso Light Bond e Superbond C&B tiveram pobre adaptação: formaram fendas em 90% e 57,5% das restaurações respectivamente. Em contraste, All-Bond teve uma taxa de 20% de restaurações com falhas e Superbond D-Liner teve taxa de 12,5%. Resultados similares foram obtidos para a aplicação da resina em incremento único polimerizado inicialmente pela área proximal com matriz transparente e com 2 incrementos polimerizados pela superfície oclusal com matriz metálica. A qualidade da adesão foi decisiva na melhora do selamento marginal.

PIRES *et al.*, em 1993, avaliaram a relação entre distância da fonte de luz e compósito, medidas da intensidade de luz por meio de radiômetro e grau de conversão. A dureza Knoop foi usada para avaliar o grau de conversão. Corpos-de-prova de 6mm de diâmetro por 2mm de espessura foram confeccionados em uma matriz de Plexiglass e polimerizados com luz visível por 40 segundos, sendo que a fonte de luz foi posicionada às distâncias de 0, 2, 6 e 12mm da superfície dos corpos-de-prova. Um disco de dentina plano e polido foi usado como base para simular o assoalho de um preparo cavitário. Cinco corpos-de-prova foram confeccionados para cada distância, a intensidade de luz foi medida com radiômetros colocados nas mesmas distâncias da ponta ativa do condutor de luz. Todas as medidas foram realizadas com 3 radiômetros. A intensidade de luz foi medida antes dos corpos-de-prova serem polimerizados a cada distância, sendo repetida após a polimerização dos 3º e 5º corpos-de-prova de cada grupo. Após a polimerização os corpos-de-prova foram armazenados por 24 horas e então, submetidos a um polimento, na parte superior e de fundo, para produzir uma superfície lisa e uniforme. Três medidas de microdureza Knoop foram feitas na superfície e no fundo de cada corpo-de-prova. Os autores concluíram que: a dureza na superfície dos corpos-de-

prova não é afetada pela distância da ponta ativa do fotopolimerizador ou intensidade de luz; nas regiões mais profundas a dureza é menor que a dureza na superfície a qualquer distância da ponta do fotopolimerizador e diminui à medida que a ponta se afasta do compósito; e para assegurar uma adequada profundidade de polimerização, os tempos de exposição recomendados pelo fabricante devem ser aumentados sempre que a intensidade de luz for reduzida pela distância da ponta ativa do fotopolimerizador.

RUEGGERBERG *et al.* (1994) avaliaram simultaneamente a influência do tempo de exposição e da intensidade de luz na polimerização das resinas compostas Silux Plus e P-60, com as quais confeccionaram corpos de prova com 1, 2, e 3mm de espessura. As amostras foram polimerizadas com diferentes intensidades de luz (233, 400, 578 e 800mW/cm²) sob os tempos de exposição de 20, 40, 60 e 80 segundos. Decorrido 24 horas da polimerização, as amostras foram analisadas utilizando espectrofotometria infravermelha (FTIR - Fourier Transform Infrared) e métodos padronizados, para determinar o percentual de conversão de monômeros em polímeros. A avaliação dos resultados mostrou diferença significativa na polimerização das resinas compostas quando submetidas à variações no tempo de exposição e na intensidade de luz, levando-os a recomendar a utilização de intensidade de luz não inferior à 400mW/cm² e incrementos com no máximo 2mm, considerando 1mm como espessura ideal. Observaram também que o tempo de 60 segundos foi capaz de compensar a diminuição na intensidade de luz. Porém, esta prática não é recomendada quando a intensidade cai para valores inferiores à 233mW/cm², situação na qual não seria possível a polimerização além da superfície do material. Neste caso, estaria indicado a avaliação e reparos técnicos no aparelho ou mesmo sua substituição.

BELVEDERE (1995) descreveu uma técnica restauradora para cavidades Classe II na qual a resina composta, inserida em um incremento, era fotoativada através do esmalte e dentina, pelo posicionamento do guia de luz na superfície vestibular e lingual do dente. De acordo com o autor, a polimerização com esta

técnica, denominada TEP (Trans-Enamel Polymerization), promoveria o direcionamento da contração de polimerização favorecendo a imediata adesão do material restaurador às paredes do preparo cavitário. Baseado em estudos anteriores, afirmou que a inserção da resina em camadas aumenta a contração total, já que cada camada contrairia em média entre 0,28 e 3,22%. A fotoativação diretamente pela superfície oclusal, por sua vez, tracionaria as cúspides causando dor pós-operatória, podendo levar a ruptura do esmalte adjacente ao compósito, além de gerar maior formação de fendas no fundo da cavidade. Considerando que a dimensão vestibulo-lingual dos dentes molares varia entre 9mm e 12mm e que os preparos são realizados com largura média de 3mm e 4mm, as paredes vestibular e lingual permaneceriam com 3 a 4mm de espessura. As fontes de luz com alta intensidade, segundo o autor, são capazes de penetrar 2 à 4,5mm, através do esmalte e da dentina, polimerizando os compósitos em contato com as paredes internas do preparo. Esta técnica poderia ser efetivada com o auxílio de matrizes metálicas nas quais se abriria uma fresta para a passagem de luz. Indicou o uso de matrizes transparentes, pois facilitariam a passagem de luz e a visualização do posicionamento e direcionamento da ponteira do fotopolimerizador. Finaliza afirmando que a Odontologia dispõe de excelentes compósitos, sistemas adesivos, matrizes e fontes de luz com alta intensidade, as quais quando utilizadas com a técnica TEP podem produzir restaurações com bom selamento marginal.

A influência da intensidade luminosa na integridade da interface dente/restauração em restaurações classe V *in vitro* e na contração de polimerização como medida indireta do grau de conversão foram determinados por FEILZER *et al.*, em 1995. Em adição, o efeito da aplicação de uma camada intermediária na absorção de tensões de contração também foi avaliado. A integridade da interface dente restauração foi determinada através de exame em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para tanto, 24 pré-molares e caninos humanos foram selecionados. Cavidades classe V foram preparadas em dentina nas superfícies lingual e vestibular com profundidade de $1,5 \pm 0,1$ mm, assim as cavidades foram divididas em 3 grupos de acordo com a elasticidade do material restaurador: Grupo 1

– Protect Liner + Clearfil Lustre; Grupo 2 – Clearfil Lustre; Grupo 3 – Protect Liner. Os grupos foram então subdivididos, segundo o método de fotoativação: Subgrupo A – Fotopolimerizador Translux CL – 250 mW/cm² e Subgrupo B – Fotopolimerizador Elipar II – 650 mW/cm². Os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados com pontas diamantadas e discos Soflex e após, as amostras foram termocicladas por 400 ciclos a 15 e 65 °C e então, seccionadas e preparadas para análise em MEV. A interface foi dividida em 5 zonas que foram classificadas em aberta ou fechada a partir disso foi calculado a porcentagem de margem íntegra. A contração de polimerização foi determinada com uso de linômetro. Os corpos de prova possuíam 1,5 mm de espessura e a fotoativação foi realizada com descrita para subgrupos A e B. A contração linear foi registrada e a partir desta calculada a contração volumétrica através de fórmula: $vol\% = 3lin\% - 0,03 (lin\%)^2$. Para cada intensidade 5 mensurações foram realizadas. Após análise estatística dos resultados, observou-se que não houve diferença estatística na técnica restauradora, isso foi explicado pela alta resistência de união promovida pelo sistema adesivo selecionado e também porque o módulo de elasticidade dos 2 materiais era próximo (Clearfil Lustre 6,1 GPa e Protect Liner 4,9 GPa) porém todas as técnicas restauradoras apresentaram resultados favoráveis. Com relação às técnicas de fotoativação o uso de baixa intensidade luminosa (250 mW/cm²) gerou menos defeitos marginais que o uso de alta intensidade (650 mW/cm²) esse comportamento pôde ser explicado pelas diferenças no padrão de polimerização com as intensidades luminosas alta e baixa. O uso da baixa intensidade luminosa permite atraso no curso da reação de polimerização, fato que diminui o desenvolvimento de tensões na interface, pois possibilita maior escoamento do compósito. Com relação à contração de polimerização, apenas houve diferença nos períodos iniciais, entre 3s e 15min, após 1h a contração foi semelhante, revelando um mesmo grau de conversão foi obtido com ambas intensidades de luz, sendo assim presume-se que as propriedades mecânicas não foram afetadas. Assim, com base nos resultados obtidos os autores puderam concluir que o uso de baixa intensidade luminosa contribui para obtenção de restaurações com melhor integridade marginal sem prejuízo para as propriedades mecânicas. Além disso os autores atentam para o fato

de que o tempo de reação influencia nas características de escoamento do compósito, o que pode moderar o desenvolvimento de tensões na interface.

UNTERBRINK & MUESSNER, em 1995, examinaram os efeitos da intensidade luminosa na formação de fendas marginais, desenvolvimento de resistência e módulo flexural e profundidade de polimerização de dois compósitos resinosos, buscando estabelecer possíveis correlações entre as características avaliadas. A análise marginal foi realizada através de exame em MEV. Para tanto, uma área plana de dentina foi exposta na superfície vestibular de dentes bovinos, onde cavidades circulares com 3,2mm de diâmetro e 2,5mm de profundidade foram confeccionadas com margem totalmente localizada em dentina, de modo que o fator C da cavidade fosse superior a 2,5. Para restaurar as cavidades foram utilizados 2 compósitos (Tetric e Z100) em combinação com 2 sistemas de união (Syntac e Scotchbond Multi Purpose). Os compósitos foram fotoativados com 2 fotoativadores (Visilux 2 – 450mW/cm² e Vivalux – 250mW/cm²). Após restauradas as amostras foram polidas e replicadas em resina epóxica para análise em MEV. As margens foram classificadas segundo o critério: 0- margem excelente; 1- imperfeição; 2- fenda. Além disso, foi calculado o índice marginal, através dos valores de extensão de formação de fenda e seu máximo comprimento. As propriedades mecânicas dos compósitos também foram avaliadas. A resistência a flexão e módulo flexural foram determinadas através de teste descrito pela ISO 4049; a contração de polimerização, através do método da densidade e a profundidade de polimerização através da dureza Vickers, avaliada na porção interna de corpos-de-prova com 8mm de diâmetro e 6mm de altura. Os resultados mostraram que a variação na intensidade de luz não afetou significativamente a contração de polimerização e a dureza até uma profundidade de 4,5mm para ambos os compósitos. Entretanto, o módulo flexural foi reduzido pela fotoativação com baixa intensidade, o que possivelmente foi o fator responsável pela melhora na adaptação marginal. Assim, os autores puderam estabelecer que a relação entre intensidade de luz e tensão de contração pode ser primariamente função do módulo de elasticidade desenvolvido pelo compósito. Assim, a redução da rigidez do compósito (determinada pela redução do módulo

flexural), provavelmente representa o fator mais importante na redução das tensões de contração. Com isso, os autores concluíram que a qualidade marginal das restaurações pode ser negativamente afetada pelo uso de alta intensidade de luz durante a fotoativação.

Um método alternativo de polimerização das resinas compostas também foi estudado por GORACCI *et al.*, em 1996. Foram comparadas as técnicas de polimerização convencional e de lenta polimerização. Para possibilitar essa lenta polimerização, o aparelho fotopolimerizador foi modificado e a intensidade de luz variou de 30 a 250 mW/cm² (potência máxima do aparelho convencional), em 4 minutos. Restaurações classe V foram preparadas em 12 pré-molares, realizando condicionamento ácido total, utilizando o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose e resina composta Z100, que foi aplicada e polimerizada com uma das técnicas. Em seguida, os dentes foram seccionados e réplicas foram obtidas, mostrando a interface entre o tecido dental e o material restaurador. Essas réplicas foram observadas em MEV e avaliou-se a presença de microfendas. No grupo em que foi utilizada a polimerização convencional foi observada continuidade na interface esmalte-resina composta, mas a interface dentina-resina composta revelou a presença de microfendas. No grupo em que a lenta polimerização foi usada também foi observada continuidade na interface esmalte-resina composta. No entanto, a análise da interface dentina-resina composta revelou excelente adaptação da resina composta à dentina, em todos os espécimes. Assim, concluíram que é possível melhorar a adaptação da resina composta à superfície dentinária pela redução da velocidade de polimerização. O autor recomendou a fotoativação gradual, sugerindo que esta técnica poderia contribuir para a solução do problema de perda de adesão em restaurações estéticas, pois, a lenta polimerização favoreceu a diminuição do estresse de contração, preservou as ligações adesivas, evitando a formação de fendas e desta forma prevenindo a microinfiltração.

MEHL *et al.*, em 1997, investigaram a influência de diferentes condições iniciais de fotoativação, seguidas por irradiação final com alta intensidade nas

propriedades de 2 compósitos fotoativados. Foram determinados: módulo flexural, resistência à flexão, dureza Vickers e formação de fenda marginal antes e após termociclagem. Os compósitos selecionados para este estudo foram Tetric e Charisma. A resistência e o módulo flexural foram determinadas de acordo com EN 24049:1993 em espécimes com 25mm de comprimento, 2mm de largura e 2mm de altura. A intensidade luminosa de 100% foi de 450mW/cm² e as distâncias de 2, 4, 6, 8, 10, 20 e 50mm correspondiam respectivamente a 80, 70, 62, 56, 50, 37 e 13% da intensidade máxima. Cada grupo continha 10 amostras que foram pré-polimerizadas por 20 ou 40s com as intensidades reduzidas, seguidas por uma exposição final, com 100% da intensidade, de modo a completar 60s de exposição total. O grupo controle foi irradiado por 60s com intensidade 100%. O teste de 3 pontos foi conduzido em máquina de testes universal com velocidade de 0,7mm/min, com 20mm de distância entre os suportes, de acordo com os parâmetros NIST nº 4877. O teste de microdureza foi selecionado, pois é indicativo do grau de cura. Os mesmos materiais do teste anterior foram selecionados para confecção de cilindros com 9mm de diâmetro por 2mm de altura, os grupos testados também foram os mesmos descritos anteriormente. A dureza Vickers foi mensurada com carga de 500g por 20s, três medidas foram feitas em cada superfície. Para a avaliação de integridade marginal 32 molares humanos foram selecionados e cavidades classe V foram confeccionadas com 2mm de diâmetro por 1,8mm de profundidade e bisel com 0,5 – 1mm na região da junção cimento esmalte. Para a restauração das cavidades utilizou-se o sistema adesivo Syntac e o compósito Tetric. O grupo controle foi irradiado por 60s a 100% de intensidade de luz, os demais grupos foram irradiados por 20s com 70, 50 ou 37% seguido por 40s a 100%. Os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados com discos Soflex. Então, foram confeccionadas réplicas em resina epóxica antes e após termociclagem. A termociclagem foi conduzida por 500 ciclos com banhos de 30s a 5 e 55 °C. As margens das restaurações foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura com aumento de 200X e as margens classificadas no seu comprimento em: margem perfeita, fenda marginal; sub preenchimento ou falta de material, excesso de material, fratura e sem possibilidade de avaliação. O comprimento de cada categoria

foi calculado como porcentagem do comprimento total. Adicionalmente, após a termociclagem foi realizado teste de penetração do corante, utilizando-se solução de azul de metileno durante 5 min. Os dentes foram cortados e suas margens classificadas em 1- penetração de corante através da margem ou 0 - outra situação. Os resultados mostraram que o uso de polimerização com baixa intensidade inicial de luz não afetou a microdureza, o que significa que o grau de conversão foi mantido com o uso de dupla intensidade de luz. A resistência à flexão e módulo flexural foram aumentados pela utilização da dupla intensidade, fato explicado pela redução nas tensões internas e melhora na cinética de polimerização, permitindo a formação de cadeias moleculares mais longas com maior número de ligações cruzadas. Os resultados também mostraram que a integridade marginal foi melhorada, a porcentagem de fendas marginais foi reduzida entre 5 e 25% com o uso de baixa intensidade inicial, isso porque permitiu que o compósito escoasse mais gerando menor tensão na interface com a estrutura dental. O teste de penetração do corante teve resultados análogos aos do teste de integridade marginal em MEV, porém a análise estatística não pôde detectar diferenças entre os grupos. Os autores concluíram que o uso de dupla intensidade é um método adequado, pois combina melhora na qualidade marginal de restaurações de resina composta com a manutenção de propriedades físicas ótimas.

PEREIRA *et al.* (1997) avaliaram a dureza da resina Herculite XRV , medida à cada milímetro de profundidade, polimerizando-a por 40 segundos em um único incremento. Usaram 12 aparelhos de marcas comerciais distintas e intensidades variando entre 30 e 800 mW/cm². Concluíram que: a) somente aparelhos que emitem 800mW/cm² de intensidade de luz proporcionam uniformidade na polimerização em até 4mm de profundidade de resina composta; b) os aparelhos que emitem maior intensidade de luz possuem maior capacidade de polimerização e c) valores máximos de dureza podem ser obtidos com intensidades de luz de 564, 628, 692 e 766mW/cm², determinados como ponto de estabilização da dureza para o 1º, 2º, 3º e 4º mm respectivamente, ou seja, o uso de intensidades acima destes valores não melhoraria a dureza do material.

FUJIBAYASHI *et al.*, em 1998, realizaram um experimento com objetivo de avaliar as características ópticas de aparelhos baseados em LEDs, além da profundidade de cura e grau de conversão dado para um compósito microparticulado. Primeiramente foi determinada a distribuição do espectro de emissão dos comprimentos de onda entre 300 e 800nm, e a partir disso foi calculada a disponibilidade de aparelho, ou seja, a porcentagem da emissão situada entre 410 e 500nm. O compósito Silux Plus na cor XL foi selecionado para determinação da profundidade de cura e grau de conversão. A profundidade de cura foi determinada, de acordo com as normas da ISO 4049, em 5 espécimes com 4mm de diâmetro por 8 mm de altura, com tempos de exposição de 10, 20, 40 e 60s. Após a fotoativação a resina não curada foi removida cuidadosamente com auxílio de espátula e a altura resultante do espécime foi determinada com micrômetro. O grau de conversão foi determinado através de espectroscopia de Fourier nos mesmos espécimes do teste anterior com tempo de exposição de 40s em cortes de 0,1 mm. Com relação às características ópticas dos aparelhos, os resultados mostraram que o pico de emissão e disponibilidade foram, respectivamente, 444nm e 84% para LED1, 466nm e 96% para LED2 e 484nm e 94% para Optilux. A profundidade de cura aumentou com o tempo de exposição. Aos 40s foram obtidas as seguintes profundidades: 7,14mm para LED2, 6,66mm para LED1 e 6,57mm para lâmpada halógena. LED2 também apresentou os melhores resultados no que diz respeito ao grau de conversão. Assim os autores puderam concluir que o aparelho o LED2 foi efetivo na polimerização de compósitos, principalmente porque seu pico de emissão está situado muito próximo ao pico de absorção da canforoquinona. Porém os autores ressaltaram para a necessidade de melhoras no *design* desses aparelhos para incorporação de um maior número de LEDs a fim de se obter energia suficiente para fotoativação de compósitos resinosos.

KORAN & KÜRSCHNER, em 1998, desenvolveram um estudo para examinar o efeito da fotoativação com dupla intensidade de luz em característica de um compósito tais como: contração, dureza, viscosidade, adesão e grau de conversão. O compósito resinoso Pertac foi selecionado. A avaliação da dureza é um

indicativo indireto do grau de conversão. Foram confeccionados 55 espécimes de 6mm de diâmetro por 3,5mm de altura e divididos em 11 grupos conforme o método de fotoativação, utilizaram intensidades luminosas e tempos de exposição variados. O teste foi conduzido com bola padronizada para teste de dureza, de acordo com DIN 53456. Para avaliar a adesão, matrizes de aço inoxidável pré-tratadas com Rocatec e ESPE Sil com cavidades em forma cônica com 9mm de diâmetro na parte superior e 6mm na base foram selecionadas e preenchidas com a resina Pertac. As amostras foram divididas em 4 grupos com 9 amostras cada de acordo com o método de fotoativação: 1) 150 mW/cm² por 10s + 500 mW/cm² por 30s; 2) 150mW/cm² por 10s + 700 mW/cm² por 30s 3) 500 mW/cm² por 40s 4) 700 mW/cm² por 40s. Após a fotoativação, os valores de adesão foram mensurados em máquina Zwick com velocidade de 0,5mm/min. A máxima força necessária para deslocamento da resina da matriz de metal era equivalente ao valor de adesão. A contração linear e volumétrica foi calculada com uso de linômetro ACTA durante o processo de fotoativação e após 2min, utilizando os mesmos espécimes de teste de adesão. A viscosidade foi mensurada durante a fotoativação em função de tempo com reômetro modificado de Bohlin. Cinco espécimes com 150mg de resina com 1mm de espessura foram utilizados em cada grupo (G1 - 150 mW/cm² por 10s + 700 mW/cm² por 30s; G2 - 700 mW/cm² por 40s). Para determinar se a fotoativação com dupla intensidade conduz a uma adequada polimerização comparável a ativação por luz contínua, a concentração de monômero residual foi mensurada, utilizando-se os mesmos parâmetros para fotoativação utilizados nos testes de adesão e contração. Com relação à dureza superficial, os resultados indicaram que quando a dose final de energia é maior que 17.000 mW/cm² a dureza tende a permanecer constante, e que doses de energia superiores a esta não levam a melhoras significativas. E, uma vez que a dose de energia final é adequada, o uso da fotoativação com dupla intensidade de luz é viável e não causa prejuízo às propriedades finais do compósito. O teste de adesão mostrou que há aumento nos valores de adesão com a utilização da fotoativação com dupla intensidade de luz, o que indica que a adesão é enfraquecida por polimerização rápida e que pode ser melhorada com o período inicial de polimerização com baixa intensidade de luz. Com relação à contração, os

valores finais são semelhantes, independente do método de fotoativação, se a dose final de energia for suficiente para promover polimerização adequada. Mas o uso da dupla intensidade de luz altera a cinética da polimerização, pois durante o início do processo, a contração é menor nos espécimes irradiados com menor intensidade luminosa. Com relação à viscosidade, grau de conversão e concentração de monômero residual, no grupo polimerizado com dupla intensidade de luz aos 10s a viscosidade era de apenas 20 Kpas e o grau de polimerização cerca de 60%, enquanto que no grupo polimerizado com alta intensidade, aos 10s a viscosidade era de 450 Kpas com grau de polimerização de 80%. Ao final da fotoativação ambos apresentavam viscosidade de 700 Kpas e grau de polimerização de 90%, indicando que a polimerização ocorre de maneira mais lenta com o uso da baixa intensidade luminosa inicial. A concentração final de monômero residual também foi semelhante em todos os grupos testados. Com isso os autores puderam concluir que o método de fotoativação com dupla intensidade de luz promove melhores resultados que o método convencional, pois a baixa intensidade inicial leva a uma polimerização mais lenta, permitindo melhor escoamento do material e com isso menores tensões de contração, e por outro lado, a polimerização final com alta intensidade luminosa permite um grau de conversão adequado, o que gera propriedades mecânicas satisfatórias, tornando o método com dupla intensidade de luz um meio prático e eficiente para produzir restaurações mais adequadas.

SAKAGUCHI & BERGE, em 1998, avaliaram a relação entre intensidade luminosa e (1) contração de polimerização linear pós-gel e (2) grau de conversão de um compósito odontológico. Para tanto foram confeccionadas amostras do compósito Bisfil P com 5,4mm de diâmetro e 1,7mm de altura. Essas amostras foram ativadas por aparelho Dementron 400 por 40s como se segue: Grupo A - 116mW/cm² (equivalente a 34% da energia total dada pelo aparelho – densidade energética: 5544mW.s/cm²); Grupo B- 164mW/cm² (49% - 7858mW.s/cm²); Grupo C- 241mW/cm² (71% - 11544mW.s/cm²); Grupo D- dupla intensidade- 20s a 241mW/cm² (71%) e 20s a 337mW/cm² (100% - 13855 mW.s/cm²) e Grupo E- controle- 337mW/cm² (100% - 16166 mW.s/cm²). Seis corpos de prova foram

confeccionados para cada grupo. A contração de polimerização foi mensurada continuamente durante o ciclo de polimerização através de um medidor de precisão acoplado ao fundo do molde. A avaliação do grau de conversão foi feita em 5 amostras por espectroscopia de Fourier tanto na superfície com na região de fundo. Como resultados os autores obtiveram que a contração linear pós gel aumenta linearmente com o aumento da intensidade luminosa, a contração ocorrida no grupo D foi semelhante a ocorrida no grupo C, porém menor que a ocorrida no grupo controle E. O grau de conversão foi semelhante para os grupos C, D e E, portanto considera-se que o grau de conversão é mantido com o uso da técnica de dupla intensidade de luz. Assim os autores concluíram que a contração de polimerização está linearmente relacionada com a densidade energética. Maiores intensidade geram maiores taxas de contração. Dessa forma, a aplicação de dupla intensidade de luz oferece oportunidade para reduzir a contração de polimerização, uma vez que a densidade energética é ligeiramente reduzida, sem alterar significativamente o grau de conversão.

VERLUIIS *et al.*, em 1998, realizaram um estudo para analisar o vetor de contração das resinas autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis e examinar a afirmação de que as resinas compostas contraem em direção à luz. A análise de elemento finito foi usada para simular o processo de contração, o alívio do estresse pelo escoamento e a solidificação. A distribuição dos vetores de contração foi observada em compósito autopolimerizável e fotopolimerizável, aderidos somente ao esmalte ou ao esmalte e dentina. Foi medida a penetração de luz através do compósito Z100, esmalte bovino e dentina bovina. A microdureza Knoop, com carga de 25g por 10s, foi usada para avaliar o grau de polimerização em função da profundidade, conseqüentemente da intensidade de luz. A polimerização foi feita com várias intensidades, com angulação de 45° e 90°. Para a análise de elementos finitos foram utilizados valores de contração linear, ponto gel, Módulo de Young e transmissão de luz através de várias espessuras de compósito, esmalte e dentina bovinos. As intensidades usadas no teste de transmissão de luz foram 175, 350, 525, e 700mW/cm². Também foi medida a distribuição do grau de polimerização em

restaurações de pré-molares. Os resultados mostraram que a taxa de contração pós-gel aumenta com o aumento da intensidade de luz. A intensidade medida através do esmalte, da dentina e do compósito, com espessuras de até 2mm, registraram valores inferiores à 100mW/cm². Constatou-se que a contração de polimerização das resinas fotopolimerizáveis não foi em direção à luz, mas em direção aos limites fixos (adesão material/estrutura dental) e as resinas autopolimerizáveis não contraem em direção ao centro da massa se a adesão com a estrutura dental permanecer intacta. Se não há adesão à estrutura dental, a resina composta fotopolimerizável também contrai em direção ao centro da massa. Desta forma a melhoria do selamento marginal não seria alcançada pelo posicionamento da fonte de luz, mas sim pela eficácia do sistema de união. Diferenças entre o comportamento dos compósitos auto e fotopolimerizáveis foram mínimas, o que corroborou a importância do sistema de união.

LÖSCHE, em 1999, investigou se a melhor adaptação marginal, alcançada com a técnica de polimerização em 3 locais (1ª cervical horizontal e 2ª e 3ª diagonais-laterais), podia ser atribuída à polimerização direcionada, ou ainda à diminuição do estresse de contração, devido à redução da intensidade de luz causada pela polimerização através do dente. Foram preparadas 40 cavidades do tipo “slot”. A resina foi inserida em três porções: a 1ª cervical – horizontal; as 2ª e 3ª diagonais – laterais. Mini-fotodetectores foram utilizados para medir a intensidade de luz. Foi observada que na técnica de polimerização em 3 locais, que usou cunha refletiva na parede cervical, a intensidade de luz registrada nesta parede foi de 50 mW/cm² e nas paredes verticais 150 mW/cm². Com polimerização por oclusal foi observada intensidade de 250 mW/cm² na parede cervical, 400 mW/cm² na porção média e 500 mW/cm² na porção oclusal. Após a proteção da dentina com ionômero de vidro e aplicação do sistema adesivo, os preparos cavitários foram restaurados utilizando uma das seguintes técnicas: baixa intensidade de luz, com polimerização transdental ou por oclusal e alta intensidade de luz, também com polimerização transdental ou por oclusal. Réplicas foram realizadas e observadas em MEV. A análise das amostras, em MEV não registrou diferenças entre as técnicas de

polimerização, quando foram mantidos os mesmos níveis de energia. As margens oclusal, vestibular e lingual, em esmalte apresentaram boa adaptação, sem diferença estatística entre os grupos. Não se pôde afirmar, que a melhor adaptação marginal teve alguma relação com as mudanças do direcionamento do guia de luz, no entanto, melhorias foram encontradas com a redução na intensidade de luz. Na margem cervical, o uso de baixa intensidade na polimerização direta ou transdental proporcionou melhor adaptação que com a alta intensidade, antes e após a termociclagem. O autor concluiu que os bons resultados obtidos com a técnica de polimerização em 3 locais não puderam ser atribuídos ao efeito da polimerização guiada, mas à polimerização com menor intensidade de luz.

Muitos estudos têm sugerido a redução da intensidade de luz como um artifício para controlar a contração de polimerização e desta forma reduzir a formação de fendas marginais, melhorando a adaptação do material ao dente e conseqüentemente a qualidade da restauração. Para mensurar esta redução PRATI *et al.* (1999) utilizaram um radiômetro (Sure Cure) o qual registrava a máxima intensidade de luz, emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores Visilux e Coltolux, após 10 segundos de ativação. Avaliaram a intensidade de luz, posicionando discos de resina composta e de dentina, com até 2mm de espessura, na janela do radiômetro, entre este e a ponteira do fotopolimerizador. A avaliação da passagem da luz através do ar foi efetivada distanciando a fonte de luz, com ou sem o acoplamento de espaçadores metálicos. Os resultados mostraram que a medida que a distância da ponta fotoativadora aumentava, a intensidade diminuía, promovendo redução da intensidade de luz a cada milímetro de afastamento. A barreira formada pela resina ou dentina reduziu a intensidade em 70%. A diminuição registrada quando se usou os espaçadores metálicos foi inferior a intensidade sem os mesmos, sugerindo que as matrizes metálicas podem ser utilizadas para evitar a dispersão da luz. Os autores concluíram que para evitar a polimerização inadequada: a) deve-se evitar a polimerização através do esmalte, dentina ou qualquer material; b) a ponta emissora de luz deve permanecer o mais próximo possível da resina, pois a presença de ar (distanciamento de 1mm) reduz em 10% a intensidade de luz; c) o

tempo de exposição seja ajustado ao tipo de resina; e, d) em de cavidades profundas se utilize alta intensidade de luz.

CORRER-SOBRINHO *et al.*, em 2000, realizaram um estudo para correlacionar a intensidade de luz emitida por seis aparelhos fotopolimerizadores, monitorados por um radiômetro, com o grau de conversão de um compósito fotoativado, através da dureza Knoop. Foram confeccionados três corpos-de-prova com 5mm de diâmetro por 2mm de espessura, polimerizados pela luz nos tempos de 30, 45, 60, 75, 90, 105, 135, 150, 165 e 180 segundos, por fotopolimerizadores com intensidade de luz de 50, 130, 220, 280 e 520 mW/cm². Após a polimerização os corpos-de-prova foram armazenados por 24 horas, à 37 °C. Em seguida os corpos-de-prova foram posicionados verticalmente e incluídos em resina a base de poliéster. Os corpos-de-prova foram desgastados até atingir a região central, polidos com lixas de granulação decrescente e solução aquosa de óxido de alumínio. Medidas de dureza Knoop foram realizadas em cinco pontos eqüidistantes, na região de superfície e fundo. O autor concluiu que: os aparelhos com maior intensidade de luz proporcionam valores de dureza Knoop superiores aos de menor intensidade; independente do aparelho fotopolimerizador, os valores de dureza da superfície eram sempre superiores em relação ao fundo; os aparelhos fotopolimerizadores com intensidade de luz de 130, 220 e 280 mW/cm² não apresentaram diferença para os valores de dureza nas regiões de fundo e superfície, à partir de 75 segundos de exposição. Com base nestes dados informaram que seria possível polimerizar 2mm da resina composta com baixa intensidade (130, 220, e 280) desde que o tempo seja igual ou superior a 75 segundos.

FRIEDL *et al.*, em 2000, avaliaram a influência dos métodos de fotoativação, utilizando intensidades luminosas variáveis, na integridade marginal de um compósito resinoso e duas resinas modificadas por poliácidos em restaurações classe V. Para isso, 60 terceiros molares humanos recém extraídos foram selecionados e armazenados em água a 37°C. Cavidades padronizadas em forma de caixa com paredes paralelas e dimensões de 5mm no sentido mésio- distal, 3mm

ocluso-gengival e 1,5mm de profundidade (fator $C \cong 3$) foram confeccionadas de modo que a margem gengival ficasse localizada 1mm abaixo da junção cimento esmalte. Os dentes foram então divididos em 6 grupos de 10 dentes cada, segundo o sistema restaurador e o método de fotoativação: Grupo 1 – Prime&Bond 2.1 + Dyract (800mW/cm² por 40s); Grupo 2 – OSB Primer + Hytac (800mW/cm² por 40s); Grupo 3 – Prime&Bond 2.1 + Spectrum (800mW/cm² por 40s); Grupo 4 – Prime&Bond 2.1 + Dyract (150mW/cm² por 10s 800mW/cm² por 30s); Grupo 5 – OSB Primer + Hytac (150mW/cm² por 10s 800mW/cm² por 30s) e Grupo 6 – Prime&Bond 2.1 + Spectrum (150mW/cm² por 10s 800mW/cm² por 30s). As restaurações foram realizadas de acordo com as instruções do fabricante e os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados com pontas diamantadas e disco Sof-lex. As amostras foram armazenadas em água deionizada por 7 dias a 37°C e cicladas térmica (5000 ciclos com banhos de 30 segundos a 5 e 55°C) e mecanicamente (500000 ciclos no centro da superfície oclusal dos dentes com frequência de 1,7Hz e carga de 72,5N). As amostras foram avaliadas em microscopia eletrônica de varredura, antes e após as ciclagens térmica e mecânica, em réplicas, que foram analisadas quantitativamente através da classificação das margens nos critérios: margem perfeita, fenda marginal, imperfeição marginal e margem não definida. A qualidade da margem foi calculada como porcentagem do comprimento total de cada margem em particular. A análise de penetração do corante foi realizada após a termociclagem. Dessa forma, as amostras foram armazenadas por 16h em solução de fucsina básica a 0,5% a 37°C. Os dentes foram cortados na direção vestibulo-lingual em fatias de 200µm e analisados em lupa estereoscópica com aumento de 16X e fotografadas por ambos os lados. A penetração do corante foi analisada através de escaneamento da fotografia e mensuradas em porcentagem do comprimento total da restauração. Com isso os autores obtiveram que o método de fotoativação com dupla intensidade não teve influência significativa na adaptação marginal dos materiais testados, considerando esmalte ou dentina e antes e após a termociclagem. Baseados nos resultados obtidos o autor concluiu que a pré polimerização com baixa intensidade de luz pode resultar em efeitos negativos pela

protelação da reação de polimerização e que este método não melhora a adaptação marginal de restaurações em compósito ou resina modificada por poliácidos.

PEUTZFELDT *et al.*, em 2000, avaliaram as propriedades obtidas por compósitos fotoativados por fotopolimerizadores Apollo 95E e 1000 PAC, cuja luz é emitida por plasma incandescente composto por mistura gasosa de moléculas ionizadas e elétrons. Estes aparelhos funcionam com comprimento de onda limitado em torno de 470nm, com alta intensidade luminosa, permitindo dessa forma que o tempo de exposição seja incrivelmente reduzido. Para avaliação dessas unidades fotopolimerizadoras 3 compósitos foram selecionados: Herculite XRV, Apollo Restore e Saremco Microhybrid. Para todos os testes realizados, os métodos para fotoativação eram: Apollo 95E com 3s e intensidade de 1370 mW/cm^2 , 1000 PAC por 10s com intensidade de 980 mW/cm^2 , o aparelho XR 3000 (controle) por 40s com intensidade de 480 mW/cm^2 . As características investigadas foram: 1) Quantidade de duplas ligações remanescentes, através de espectroscopia de Fourier utilizando-se 3 espécimes de cada compósito para cada fotopolimerizador; 2) Profundidade de polimerização, avaliada através de confecção de cavidade cilíndrica em molares humanos extraídos, onde os compósitos foram inseridos e polimerizados. Após, as amostras foram desgastadas de modo a deixar somente metade do cilindro de resina, desse modo pôde-se remover com uma espátula a parte de resina não polimerizada. A profundidade de polimerização foi medida com medidor de precisão (*dial gauge*). Foram confeccionados 4 espécimes para cada grupo; 3) Resistência e módulo flexural, avaliado através de teste de três pontos, com 6mm de distância entre os pontos com espécimes de $2 \times 2 \times 10 \text{ mm}$. Foram confeccionados 6 espécimes por grupo; 4) Contração parede-parede em molares humanos extraídos foi obtida uma área plana de dentina onde foi confeccionada cavidade cilíndrica com diâmetro de 3,2 – 3,6mm e 1,5 mm de profundidade e restaurada de acordo com as instruções do fabricante. Com auxílio de microscópio foi mensurada o ponto mais largo da fenda obtida. A contração foi calculada como largura da fenda em porcentagem do diâmetro da cavidade. Foram confeccionadas seis cavidades por grupo. Os resultados mostraram que, com o uso do Apollo 95E, as duplas ligações

remanescentes foram maiores que no grupo controle que utilizou o XR 3000, isso porque a densidade energética final dada pelo Apollo ($4,1 \text{ J/cm}^2$) é insuficiente para um grau de conversão adequado devido ao tempo de exposição reduzido. A densidade energética final dada pelo XR 3000 foi de $19,2 \text{ J/cm}^2$. O fotopolimerizador 1000 PAC exibiu eficácia relativa dependendo do compósito utilizado, sendo que a densidade energética final foi de $9,8 \text{ J/cm}^2$. Com relação à profundidade de polimerização, houve diferença entre os fotopolimerizadores utilizados devido às diferenças na densidade energética final dada por estes, sendo assim as maiores profundidades de polimerização foram obtidas com o XR 3000, seguido pelo 1000 PAC e o Apollo 95E que obteve as menores profundidades. Com relação à resistência a flexão, esta não foi afetada pelos métodos de fotoativação, entretanto o módulo flexural foi reduzido com o uso do Apollo 95E. O módulo flexural é um indicador mais sensível de redução de propriedades mecânicas que a resistência à flexão, pois reflete a alteração no módulo de elasticidade dada pela redução do grau de conversão. E finalmente, a contração de polimerização parede-parede, não foi afetada pelo uso dos fotopolimerizadores de alta intensidade luminosa, pois apesar da redução do grau de conversão, a cura extremamente rápida dada por esses aparelhos gera fendas semelhantes às aquelas obtidas com o XL 3000. Com base nesses resultados os autores concluíram que esses novos fotopolimerizadores devem ser utilizados com cautela uma vez que, com os tempos de fotoativação indicados pelos fabricantes desses aparelhos, pode haver redução das propriedades mecânicas dos compósitos restauradores e com isso haver diminuição a vida útil das restaurações.

Em 2000, SILIKAS *et al.*, avaliaram o grau de conversão e a contração de polimerização de compósitos resinosos, utilizando diferentes técnicas de fotoativação, buscando correlacionar tais características. Os compósitos Z100 e Tetric Ceram foram selecionados e o grau de conversão avaliado através de espectroscopia FTIR. As amostras foram fotoativadas de 4 maneiras: 1) 750 mW/cm^2 por 40s (controle - alta intensidade); 2) 200 mW/cm^2 por 10s + 750 mW/cm^2 por 30s (dupla intensidade); 3) 200 mW/cm^2 por 40s (baixa intensidade) 4) 200 mW/cm^2 por 10s (baixa intensidade

e tempo reduzido). A cinética de contração de polimerização foi avaliada pela técnica do disco aderido de Watts e Cash. Os disco possuíam 1mm de altura e 9 mm de diâmetro. As mensurações foram feitas continuamente por 30 minutos iniciando da fotoativação e 3 repetições foram feitas para cada material e técnica de fotoativação. Como resultados, no que se refere ao grau de conversão não houve diferença significativa entre o grupo controle (TCR- 60,3%; Z100- 55,5%) e o de dupla intensidade (TCR- 61%; Z100- 56,2%). Entretanto houve redução do grau de conversão nos grupos fotoativados somente baixa intensidade luminosa, independente do tempo (40s – TRC- 47,8%; Z100- 35,3% ou 10s – TCR- 36,7%; Z100- 26,9%). Nesse ponto, os autores atentam para o fato de que um grau de conversão inferior a 55% é contra indicado na situação clínica. Com relação à contração de polimerização, houve uma redução significativa da contração quando a intensidade luminosa foi reduzida. A contração foi maior nos grupos 1 (TCR-2,66%; Z100-2,54%) e 2 (TCR-2,55%; Z100-2,32%), sem diferença estatística. E apresentou valores significativamente menores nos grupos 3 (TCR-2,09%; Z100-1,91%) e 4 (TCR-1,44%; Z100-1,28%). Com base nos resultados, os autores puderam confirmar a hipótese de existência de uma forte correlação entre grau de conversão e contração de polimerização. Além disso, os autores concluíram que o uso do método de fotoativação por dupla intensidade de luz não reduz o grau de conversão e tem efeitos pequenos no que se refere ao impulso de contração do compósito. Ressaltando que altas intensidades de luz não são essenciais, pois baixas intensidades reduzem a velocidade de reação trazendo benefícios como a redução no desenvolvimento de tensões de contração na interface aderida, por estender o período de escoamento, o que pode compensar o desenvolvimento de parte das tensões.

Neste mesmo ano, STAHL *et al.*, realizaram um estudo com o objetivo de investigar as propriedades flexurais de 3 compósitos em 3 diferentes cores, quando polimerizados por aparelhos baseados em LEDs ou por lâmpadas halógenas convencionais. Foram utilizados os compósitos Spectrum TPH nas cores A₂ e A₄, Z100 nas cores A₂ e A₄ e Solitaire nas cores A₂ e A₃. Os fotopolimerizadores

utilizados foram Spectrum 201 (Dentisply) com intensidade de luz de 755mW/cm^2 e um aparelho composto por 27 LEDs azuis, feito sob encomenda, cuja intensidade de luz emitida era de 350mW/cm^2 . Foi conduzido teste de resistência à flexão de acordo com as instruções da ISO 4049. As amostras possuíam dimensões de $25 \times 2 \times 2$ mm e foram irradiadas por 40s. Os resultados mostraram que não houve diferença entre cores dentro de um mesmo material, porém na comparação dos compósitos, diferenças foram detectadas nos valores de resistência e módulo flexural. Esses valores também foram alterados pelos métodos de exposição, pois a resistência à flexão e módulo flexural dos espécimes polimerizados com luz halógena foram maiores que os valores obtidos pelas amostras polimerizadas com LEDs, porém todos os materiais testados preencheram os requisitos da ISO 4049 sendo polimerizados tanto com luz convencional quanto com LEDs. Os autores explicam que os LEDs funcionam bem porque o pico do comprimento de onda por eles emitido (465nm) é muito próximo ao pico de absorção da canforoquinona (467nm), enquanto que o pico da lâmpada halógena foi de 497nm. Concluindo, os autores não indicaram equipamentos a base de LED para uso clínico, porém consideram este um método que pode tornar-se viável e efetivo para polimerização de compósitos.

ABATE *et al.* (2001) observaram os efeitos das variáveis: densidade de energia; tempo de polimerização e distância entre a fonte de luz e o material restaurador, por meio da dureza Barcol dos materiais fotoativados sob diversas condições. Foram confeccionados discos das resinas Z100, Filtek A110, Tetric Ceram e Tetric Flow. As densidades de energia utilizadas nesse estudo foram de 22,6, 15,7, 9,0 e 6,7 J/cm^2 , determinada pela intensidade de luz, nos tempos de exposição de 40, 28, 16 e 12 segundos. Estabeleceram como fator de variação as distâncias de 0, 5, 10 e 15mm entre o material restaurador e a fonte de luz. Após a polimerização, a dureza Barcol foi medida nas superfícies expostas à luz. Os autores observaram que nenhuma diferença estatística significativa foi observada entre o tempo de exposição e distância da ponta do fotoativador. A dureza das resinas compostas foram influenciadas pela densidade de energia total.

Em 2001, HASEGAWA *et al.* investigaram o efeito da irradiação por dupla intensidade de luz na performance de cura e adaptação às paredes cavitárias de restaurações com margem em dentina. Para tanto, os compósitos Clearfil APX, Estelite, Silux Plus e Z100 em combinação com os sistemas adesivos Megabond e Clearfil Photo bond. Foram utilizados 160 molares humanos, nos quais cavidades cilíndricas com 3mm de diâmetro e 1,5mm de profundidade foram confeccionadas em superfície de dentina plana na área proximal e restauradas com um dos quatro compósitos e um dos sistemas adesivos. As amostras foram fotoativadas pelo método de dupla intensidade de luz (10s a 100mW/cm² e 30s a 600mW/cm²) e pelo método convencional (40s a 600mW/cm²) com aparelho Elipar Highlight. As restaurações foram então polidas e a integridade marginal foi avaliada em microscópio óptico e a largura da fenda de contração foi mensurada em 8 pontos na área da margem. Os valores de fenda foram calculados somando-se a largura da fenda de áreas opostas mensurados como porcentagem do diâmetro da cavidade, foi considerado o maior valor entre as fendas analisadas. A profundidade de polimerização foi avaliada em corpos de prova com 4mm de diâmetro por 8mm de altura fotoativadas pelos métodos acima expostos. Imediatamente após a fotoativação, a parte não polimerizada do corpo de prova foi eliminada com etanol e o comprimento resultante foi considerado a profundidade de polimerização. Cinco espécimes por grupo foram confeccionados. Os resultados mostraram que a adaptação marginal não foi alterada significativamente pelo método de dupla intensidade de luz, porém as fendas marginais puderam ser prevenidas pelo uso do sistema adesivo Clearfil Photo Bond. Com isso os autores puderam concluir que a adaptação marginal de compósitos às paredes cavitárias é mais influenciada pela eficácia do sistema adesivo que pelo método de fotoativação empregado.

KURACHI *et al.* (2001) verificaram a dureza Vickers da resina composta Z100/3M nos tempos de fotoativação de 20, 40, 60, 120, ou 180 segundos, com aparelhos de 2 à 6 LEDs. A dureza Vickers obtidas por estes equipamentos foram inferiores as obtidas com aparelhos com luz halógena convencional com 475 mW/cm², por 40s de fotoativação. Os autores atribuíram estes resultados à baixa

intensidade de 79 mW/cm² com o LED, a qual determinou a necessidade de um longo período de exposição para polimerizar adequadamente uma fina camada de resina. Apesar das diferenças encontradas, os autores afirmaram que esta nova tecnologia é promissora e que o aperfeiçoamento desses equipamentos poderá resultar em um dispositivo de fotoativação mais eficiente do que a lâmpada halógena convencional, por possuir um espectro de emissão de luz mais próximo ao espectro de absorção da canforoquina.

LEONARD *et al.* (2001) em estudo *in vitro* determinaram, através do teste de microdureza, os valores mínimos de intensidade de luz necessários para uma adequada polimerização das resinas compostas. Era considerado como satisfatório, quando a dureza da base atingisse níveis de 80% da dureza medida na superfície dos corpos-de-prova. Os ensaios foram realizados em amostras, com 2 mm de espessura, das resinas Silux Plus (micropartícula) e Z100 (híbrida). O aparelho Optilux 401 atuou com intensidades que variaram entre 100 e 700mW/cm², havendo um acréscimo de 25mW/cm² entre um grupo e outro. Os tempos utilizados para todos os grupos foram de 40 e 60 segundos. Os resultados mostraram que a resina Z100 atingiu os níveis de dureza esperados com a intensidade de luz de 260,1mW/cm² fotoativada por 40 segundos ou com 187mW/cm² em 60 segundos de exposição. Para a polimerização da resina de Silux Plus, o percentual mínimo de 80% da dureza registrada na superfície foi conseguido com a intensidade de 540 mW/cm², por 40 segundos ou 449 mW/cm², com 60 segundos de exposição.

Neste mesmo ano, SAHAFI *et al.* determinaram os efeitos da fotoativação por dupla intensidade de luz na adaptação marginal de compósitos em cavidades situadas em dentina. Para realização do estudo, cavidades cilíndricas com 3,1-3,3mm de diâmetro e 1,5mm de profundidade foram confeccionadas em molares humanos, cuja superfície radicular havia sido desgastada para obtenção de área plana em dentina. As amostras foram divididas em 8 grupos. Os grupos de 1 a 4 foram restaurados com Scotchbond Multi-purpose e Z100 e os grupos de 5 a 8 com Optibond FL e Herculite XRV. Os grupo 1 e 5 foram ativados durante 40s a

750mW/cm², grupos 2 e 6 foram ativados por 10s a 150mW/cm² e 30s por 750mW/cm², os grupos 3 e 7 a lâmpada foi afastada 2cm da cavidade durante os primeiros 20s (100mW/cm²), aproximada gradualmente nos 10s seguintes e deixada em contato com a restauração nos 10s finais, e nos grupos 4 e 8 nos 20s iniciais da fotoativação utilizou-se um filtro verde de vidro que foi colocado entre a ponta do fotoativador e a restauração (140mW/cm²) e nos 20s finais a lâmpada foi colocada em contato com a restauração. A adaptação marginal foi calculada através da mensuração, em microscópio óptico, da maior fenda formada como porcentagem do diâmetro da cavidade. Os resultados mostraram que o método de fotoativação por dupla intensidade de luz não influenciou na adaptação marginal de restaurações em compósito. Entretanto, a seleção do material restaurador foi relevante, uma vez que o sistema Optibond FL – Herculite XRV apresentou valores de contração significativamente menores que o sistema Scotchbond – Z100.

YAP *et al.*, também em 2001, avaliaram a influência do método de fotoativação com dupla intensidade de luz na efetividade de cura e contração de polimerização de um compósito resinoso utilizando dois aparelhos fotopolimerizadores comercialmente disponíveis (Kavo Poly LUX II e Spectrum). A efetividade de cura foi avaliada através de teste de dureza por comparação da dureza da superfície e da região de fundo de corpos-de-prova com 2mm de espessura confeccionado com o compósito híbrido Z 100 na cor A2 e fotoativado com 3 métodos diferentes e com 3 tempos: 1) alta intensidade luminosa (540mW/cm² por 40, 80 e 120s); 2) baixa intensidade luminosa (374mW/cm² por 40, 80 e 120s); 3) Dupla intensidade de luz (soft start – modulação da energia luminosa aplicada em 3 passos: 60% do tempo de cura a 289mW/cm², 20% do tempo a 354mW/cm² e 20% do tempo a 433mW/cm² por 40, 80 e 120s). Após a confecção de 5 corpos-de-prova para cada grupo, a medida da dureza Knoop foi realizada na região superficial e de fundo com carga de 500g aplicada por 15s. A efetividade de cura foi calculada através da proporção: número de dureza de superfície dividido por número de dureza de fundo. A contração de polimerização foi avaliada através da inserção da resina composta em moldes com 7mm de comprimento, 4mm de largura e 2mm de

profundidade e fotoativados com os mesmos métodos do teste anterior. Na parte superior e inferior do molde foram colocadas lamínulas de vidro aderidas ao compósito e ligadas a um aparato que monitorava alterações dimensionais no compósito através das mesmas. As mensurações foram feitas a cada 10s durante a polimerização e após 60, 80 e 120s em sala a temperatura ambiente. Cincos espécimes foram confeccionados para cada grupo. Os resultados mostraram que tanto a efetividade de cura quanto à contração de polimerização aumentaram com o aumento do tempo de exposição, pois em um mesmo método a exposição por 80 segundos gerou maior dureza superficial que a exposição por 40 segundos. Além disso, o método de fotoativação por dupla intensidade de luz não afetou a efetividade de cura, pois o mínimo gradiente de dureza de 0,8 foi alcançado em ambos os casos. A contração de polimerização também não foi afetada pelos métodos de fotoativação pois a diferença de contração entre o método convencional, com alta intensidade e o com dupla intensidade de luz foi apenas 0,05%. Mas apesar de não haver diferença nos valores absolutos de contração, os autores observaram que a dinâmica de contração ocorre de maneira diferente durante o curso da reação de polimerização, o uso de baixa intensidade inicial gera polimerização mais lenta, o que produz moléculas de cadeias maiores com melhores características de escoamento. De acordo com esses resultados, os autores comprovam que as propriedades de dureza e contração não são negativamente afetadas pelo método de dupla intensidade de luz.

Em 2001, YOSHIKAWA *et al.* avaliaram o efeito dos métodos de fotoativação no selamento marginal, taxa de contração de polimerização e dureza de um compósito resinoso. Foram selecionados 50 incisivos bovinos e suas faces vestibulares foram desgastadas de modo a expor uma superfície plana de dentina, onde 2 cavidades circulares (3mm de diâmetro x 1 mm de profundidade) foram confeccionadas com auxílio de pontas diamantadas em alta rotação sob refrigeração. O fator C da cavidade era de 2,3. Então, os dentes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos segundo o sistema adesivo a ser utilizado: A) Clearfil Photo Bond e B) Super Bond D Liner. Em seguida, as amostras dos 2 grupos foram subdivididas em 5 grupos segundo o método de fotoativação: 1) 600mW/cm² / 60s; 2) 270mW/cm² / 10s

+ 5s intervalo + 600mW/cm² /50s; 3) 20mW/cm² /10s + 5s intervalo + 600mW/cm² 50s; 4) 270mW/cm² /30s + 5s intervalo + 600mW/cm² /30s e 5) 20mW/cm² 30s + 5s intervalo + 600mW/cm² /30s. Dessa forma os dentes foram restaurados de acordo com as instruções do fabricante com o compósito híbrido Photo Clearfil Bright. A fotoativação foi realizada com aparelho LUXOR e as intensidades luminosas controladas com radiômetro. Após a confecção das restaurações, os espécimes foram armazenados em água a 37°C por 24h e termocicladas 300 ciclos 4°C e 60°C com duração de 30s para cada banho. Para determinar o grau de adaptação às paredes e selamento de margens o teste de penetração de solução corante foi escolhido. O corante selecionado foi uma solução de vermelho ácido em propileno glicol (Caries Detector, Kuraray) que foi aplicado sobre as margens da restauração por 5s. O grau de penetração foi avaliado em lupa estereoscópica com aumento de 20X e registrado com fotografias. Os espécimes foram então cortados longitudinalmente e o corante aplicado nas paredes cavitárias e novamente fotografados. Dessa forma, o comprimento de penetração do corante foi avaliado a partir das fotografias com a utilização de *Digitizer* e a porcentagem relativa de penetração calculada. O segundo teste realizado foi o de contração linear de polimerização do compósito. A contração foi avaliada através da técnica de imersão em mercúrio, utilizando as mesmas técnica de fotoativação descritas no teste anterior a mensuração ocorreu durante os 15 minutos subseqüentes à fotoativação. Os espécimes possuíam 3mm de diâmetro por 5 mm de altura e cada mensuração foi feita 3 vezes. O terceiro teste realizado foi o de microdureza, também utilizando os métodos previamente descritos para fotoativação do compósito. Os corpos-de-prova possuíam as mesmas dimensões da cavidade preparada no teste de penetração de corante. Mensurações de dureza Knoop foram obtidas da superfície e da região de fundo do corpo-de-prova utilizando carga de 100g por 15s e foram realizadas 10segundos e 2 semanas após a fotoativação. Assim, com relação ao selamento marginal e adaptação às paredes cavitárias, o método de fotoativação do grupo 2 (270mW/cm² 10s + 5s intervalo + 600mW/cm² 50s) apresentou os melhores resultados com os 2 sistemas adesivos testados, melhorando significativamente o selamento. O método de fotoativação do grupo 1 (600mW/cm² / 60s) apresentou os

piores resultados em termos de selamento marginal e adaptação às paredes cavitárias. Com relação ao teste de contração de polimerização, a maior taxa de contração ocorreu 5s após o início da fotoativação em todos os grupos exceto o grupo 3, além disso pôde-se observar que a duração da contração dos métodos que utilizavam baixa intensidade de luz inicial (cerca de 2 minutos) era menos da metade da duração de contração do método de alta intensidade (5 minutos), não havendo entretanto diferença estatística nos valores absolutos de contração. Com relação ao teste de microdureza, não houve diferença estatística entre o grupo 1 ($600\text{mW/cm}^2 / 60\text{s}$) e o grupo 2 ($270\text{mW/cm}^2 10\text{s} + 5\text{s intervalo} + 600\text{mW/cm}^2 50\text{s}$) após 2 semanas provando que há efetividade na polimerização quando se utiliza baixa intensidade de luz inicial. Com base nos resultados obtidos os autores puderam concluir que o método de fotoativação com baixa intensidade de luz inicial promove uma polimerização mais uniforme, melhorando o selamento marginal sem alterar a dureza e, portanto, as propriedades físicas do material, fato explicado pela ocorrência de um maior grau de contração no estágio inicial (fluido) da polimerização o que leva a diminuição nas tensões de contração. Além disso, os autores afirmaram que a fotoativação somente com altas intensidades de luz leva a formação de mais fendas marginais e menor adaptação às paredes cavitárias.

ALVES (2002) não encontrou diferença no nível de microinfiltração nas paredes cervicais, em dentina, de restaurações Classe V restauradas com a resina Filtek Z250/3M associada ao sistema adesivo Single Bond/3M. As restaurações foram fotoativadas por LASER de argônio com potência de 150mW (AccuCure 3000/Laser Med) durante 10s; com luz halógena (Heliomat II/Vigodent) emitida no modo contínuo com baixa intensidade de luz (300 mW/cm^2) por 40s; com lâmpada halógena contínua com 500mW/cm^2 por 40s ou gradual iniciando com 280 mW/cm^2 durante 20s complementado com 20s sob a intensidade de 550 mW/cm^2 (Degulux *soft-start*/Degussa). Nas paredes em esmalte foi registrada diferença significativa apenas entre o grupo com baixa intensidade e o que utilizou o LASER de argônio, que apresentou maior microinfiltração. Não havendo diferença nas margens em cimento/dentina. Não foi observada diferença entre a leitura da microinfiltração

realizada em fotografias ou imagens digitais, obtidas em lupa estereoscópica.

ARIKAWA *et al.* (2002) verificaram a influência da diminuição da intensidade de luz nas propriedades mecânicas de três resinas compostas: Silux Plus-3M (SP), Durafill- Heraeus Kulzer (DF) e Lite-Fil II A-Shofu(LF) em 12 cores. Foi avaliada a dureza Knoop, sendo que a fotoativação foi efetivada com a interposição de filtros com características de transmissão de luz que simulavam espessuras de 0,5, 1,0 e 1,5mm de esmalte dental. A diminuição média da luz conseguida com estes filtros foi equivalente 45%, 67% e 81%, respectivamente. Todos os valores de dureza Knoop, tanto na base quanto no topo e o módulo de elasticidade dos espécimes irradiados com esta metodologia foram significativamente menores que os fotoativados diretamente, e decresceram com o aumento da espessura do filtro. Proporcionalmente, a atenuação da luz, com o uso de filtros, ocasionou maiores reflexos na diminuição do módulo de elasticidade do que na dureza Knoop, assim como, cores mais escuras, de um mesmo material, revelaram maiores alterações nesta propriedade. De acordo com os autores, o efeito dos filtros na dureza Knoop, foi substancialmente diferente entre os materiais (LiteFil>SiluxPlus>Durafill), levando-os a concluir que o tipo de partícula, a composição química e os pigmentos podem influenciar decisivamente nas propriedades. A atenuação da luz, através do filtros simuladores de esmalte dental, intensificou estas diferenças. Apesar dos testes de dureza serem usados como indicadores de propriedades mecânicas de resinas fotopolimerizáveis, os autores ressaltam que a redução da intensidade de luz pode afetar outras propriedades mecânicas, na mesma magnitude e tão relevantes quanto a dureza.

A observação de fendas marginais por microscopia eletrônica de varredura foi o método utilizado por CHO *et al.* (2002) para avaliar o efeito da qualidade da união no direcionamento da contração de polimerização. Cavidades com 2mm x 2mm x 2mm foram preparadas, nas faces vestibular e lingual de dentes humano e restauradas com a resina Z100 (3M) e com o sistema adesivo All Bond 2 (Bisco). As amostras foram divididas em 4 grupos experimentais: G1 - resina fotoativada sem

aplicação prévia de adesivo; G2 - sistema adesivo e resina fotoativados simultaneamente; G3 - adesivo dual, ativado primeiro quimicamente e fotoativado junto com a resina e G4 - adesivo fotoativado antes da resina composta. Um dia após a polimerização, a depressão formada na superfície livre foi verificada com o perfilômetro. Os “*gaps*” nas paredes internas do preparo foram observados e mensurados em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que a maior média de depressão na superfície foi para o G4, com diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo G1. O Grupo 4 mostrou, as menores fendas nas paredes laterais e de fundo com diferença estatisticamente significativa em relação aos outros grupos. Os autores afirmaram que, a contração foi direcionada a um centro localizado próximo a interface de união, em vez de em direção ao local da incidência de luz. Mesmo com uma boa adesão, os efeitos da contração ainda se manifestaram na interface resina/dentina. Desta forma, a aplicação do sistema de união deve ser meticulosa e a fotoativação deve ser realizada criteriosamente com o objetivo de conseguir a melhor polimerização possível e melhores propriedades físicas, antes da polimerização do material restaurador. Assim, aumentariam as possibilidades de um menor desenvolvimento de fendas e melhor adaptação marginal

FANO *et al.* (2002) avaliaram as taxas de contração de polimerização e a indução de temperatura em cinco materiais resinosos: Ariston (Vivadent); Pyton (TPOrtodontics), EXI-119 (3M), Transbond XT(3M) e Transbond LR(3M). A fotoativação com arco de plasma de xenônio (Apollo 95E) com intensidade de 1300 mW/cm² foi comparada a realizada com a luz halógena convencional (XL3000 – 3M) com 400 mW/cm². A contração de polimerização foi avaliada durante 60 minutos, contados a partir do início da fotoativação, em intervalos de 10 minutos. O tempo total de fotoativação foi de 60 segundos para a luz halógena (LH) e 6 segundos para o arco de plasma (AP). Os valores de contração de polimerização não mostraram diferenças estatisticamente significantes após 60 minutos. A análise das curvas de contração de polimerização de cada material, mostrou que a exposição ao aparelho Apollo 95E pode substituir o XL 3000, com tempo fotoativação dez vezes menor. As

taxas de contração foram diferentes entre os materiais, devido as diferenças na composição química, porém não sofreram influência das diferentes fontes de luz.

HALVORSON *et al.*, em 2002, avaliaram a relação entre grau de conversão e densidade de energia (dose) aplicada durante a fotoativação de compósitos resinosos. O método FTIR foi utilizado para determinar, após 5 min e 24h, o grau de conversão de amostras confeccionadas em compósito resinoso, polimerizadas em condições decrescentes de intensidade e tempo de exposição constante (30s) utilizando aparelho fotoativador de lâmpada halógena. Adicionalmente, foram avaliadas amostras fotoativadas com variação de intensidade de luz e tempo de exposição de modo que a dose de energia aplicada fosse a mesma. Os resultados demonstraram que o grau de conversão é dependente da dose de energia aplicada, uma vez que houve decréscimo do grau de conversão com a diminuição da dose aplicada ao compósito. Além disso, o grau de conversão foi similar nas diferentes condições de polimerização, quando da aplicação de doses equivalentes, o que determina uma relação recíproca entre tempo de exposição e irradiância. Com isso os autores puderam concluir que o grau de conversão dos compósitos é função direta da dose energética aplicada.

HOFMANN *et al.* (2002) em estudo comparativo entre as unidades de fotoativação LED (320 mW/cm²) e luz halógena (800mW/cm²), mediram a dureza Knoop, na superfície e na base das amostras com 1,5 mm de espessura. Além destas duas intensidades, um equipamento LED com 160 mW/cm² foi avaliado. As resinas Herculite XRV, Filtek Z250 e Definite foram irradiadas durante 40 segundos no modo contínuo e gradual exponencial (*ramping*). A luz halógena e o LED com 320 mW/cm² proporcionaram valores de dureza Knoop similares para as resinas Herculite XRV e Filtek Z250. A resina composta Definite apresentou dureza Knoop inferior quando fotoativada pelo LED. Este resultado foi atribuído à presença, em sua composição, de outro fotoiniciador, além da canforoquinona, cujo espectro de absorção de luz se encontra em uma faixa abaixo da emitida pelo LED. Em relação à contração de polimerização, foi observado um rápido aumento na velocidade com

uso da luz halógena no modo contínuo, seguida pelo LED mais intenso e pelo mais fraco. O modo gradual exponencial diminuiu a velocidade da contração. O estresse de contração após 60 minutos também foi maior com a luz halógena. O aumento de temperatura durante a polimerização com LED foi inferior ao da luz halógena.

IRIE *et al.*, em 2002, buscaram estabelecer correlações entre a contração de polimerização, a resistência de união e a formação de fendas marginais imediatamente após a fotoativação de três classes de materiais restauradores, incluindo os compósitos resinosos. A contração de polimerização foi determinada pela inserção dos materiais em moldes de *Teflon* e mensuração do diâmetro do disco formado antes e após a fotoativação. A resistência de união ao esmalte e à dentina foi determinada através de teste de cisalhamento com velocidade de 0,5mm/min. A formação de fendas marginais foi determinada em cavidades com 3,5mm de diâmetro e 1,5mm de profundidade, confeccionadas em área planificada da coroa de dentes humanos. As restaurações foram examinadas em microscópio com 400X de aumento e a presença, localização e extensão das fendas marginais detectadas. A largura máxima da fenda também foi determinada. A mesma metodologia foi utilizada para determinar a largura das fendas formadas em cavidades de *Teflon*, uma vez que esse material não reage com os materiais restauradores. Os autores puderam demonstrar a alta correlação entre a formação de fendas nas cavidades dentais e de *Teflon*, entretanto não houve correlação entre a formação de fendas e a contração de polimerização ou resistência de união ao esmalte e dentina. Com base nesses resultados, os autores concluíram que a formação de fendas marginais tem pouca correlação com a contração de polimerização e resistência de união demonstrando a complexidade do fenômeno que é mais dependente do vetor da contração e da velocidade com que esta se desenvolve. A adesão entre o material restaurador e as paredes do preparo tiveram uma importante influência na prevenção de *gaps*, pois apesar de não evitar sua formação contribuiu para diminuir sua extensão.

KNEZEVICK *et al.* (2002) avaliaram através de espectroscopia infravermelha de Fourier (FTIR), o grau de conversão dos compósitos: Tetric Ceram (Vivadent),

Pertac II (ESPE) e Z100 (3M). As amostras foram polimerizadas por arco de plasma (Apollo 95E) com 1370 mW/cm^2 durante 5s e com luz halógena com dupla intensidade de luz correspondendo a 200 mW/cm^2 nos primeiros 10s adicionados de 700 mW/cm^2 durante 40 segundos (Elipar Trilight). Também registraram variações de temperatura, com o termômetro digital, Metex M3850, conectado em um computador. O material Pertac II mostrou o maior grau de conversão, quando fotoativado por luz halógena, ficando o menor valor com a resina Z100, independente da fonte de luz. Os autores ressaltaram o desempenho do arco de plasma, que com um tempo menor de fotoativação, obteve um grau de conversão apenas discretamente inferior ao Elipar Trilight, levando-os a considerá-lo como um equipamento alternativo satisfatório, comparado à luz halógena. As variações de temperatura foram conceituadas como desprezíveis.

A introdução da tecnologia LED como fonte de energia alternativa para a polimerização de materiais resinosos propiciou pesquisas como a realizada por LEONARD *et al.* (2002). Neste estudo, os equipamentos LED (Zap Dual Curing/CMS; Luma Cure/Luma Light e Versalux/Centrix), foram comparados com a fonte de luz halógena Optilux 401- Kerr/Demetron. Para determinar o tempo ideal de fotoativação com estes aparelhos, realizaram testes de dureza Knoop, com mensurações no topo e na base de amostras das resinas Z100 e Silux Plus. Se o valor de dureza medido na base do corpo-de-prova excedia 80% da valor da superfície, a amostra era considerada como adequadamente polimerizada. Os resultados foram submetidos a análise de regressão linear para mostrar o tempo de fotoativação para cada aparelho. Também foram medidas as densidades de potência com um medidor à laser (Molelectron PowerMax 550 D). As mensurações foram feitas à 1mm e à 20mm de distância determinando uma razão entre as duas medidas e a porcentagem de potência perdida. Obtiveram dois valores para cada equipamento de acordo com cada faixa espectral: 380-780 nm ou 450-500 nm. Para o Luma Cure foram 173 e 150 mW/cm^2 ; para o Versalux 122 e 116 mW/cm^2 e para o Zap (LED) com 32 e 27 mW/cm^2 ; Zap(LED+halógena) 364 e 285 mW/cm^2 e o Optilux com 1080 e 603 mW/cm^2 . O espectro de emissão dos LEDs esteve sempre mais próximo do espectro de

absorção da canforoquinona, fotoiniciador usado na maioria dos compósitos. Especificamente, 95% da emissão do Versalux, 87% do Luma Cure, 84% do ZAP LED e 78% da combinação do ZAP LED com a luz halógena, em contraste com apenas 56% do espectro de emissão do Optilux 401. Desta forma, para a luz LED foi necessário entre 39-61 segundos para a polimerização de 2mm da resina Z100 e entre 83 e 131 segundos para a resina Silux Plus dependendo do equipamento, enquanto a luz halógena necessitou, respectivamente, de 21 e 42 segundos para a polimerização das mesmas resinas. Os LEDs, de primeira geração, avaliados neste estudo necessitaram de tempo de irradiação consideravelmente maior do que a luz halógena para polimerizar adequadamente as resinas compostas.

LIM *et al.* (2002) compararam, simultaneamente, o grau de conversão, a contração de polimerização e o estresse desenvolvido. A fotoativação foi realizada por luz halógena, no modo contínuo com o tempo de 60 segundos e intensidade de 330mW/cm². Na técnica denominada pulso interrompido, atrasado (*pulse delay*) foi utilizado 5 segundos de ativação com 60, 100 ou 150 mW/cm² seguidos por 2 minutos de espera, sem irradiação, e finalmente 60 segundos com 330 mW/cm². A contração volumétrica e o grau de conversão não foram estatisticamente significantes entre os grupos, no entanto o estresse de contração de polimerização, medido 10 minutos após a fotoativação, foi significativamente reduzido com a técnica pulso tardio (*pulse delay*): 29,7% para o Heliomolar; 26,5% para o Heculite XRV e 19,0% para a resina Z100. Foram também avaliados, outros grupos nos quais o tempo inicial foi diminuído ou aumentado para 2 ou 10 segundos e o tempo de espera eliminando ou aumentado. Os autores constataram que para alcançar uma substancial redução no estresse de contração, deveria-se utilizar 5 segundos para a polimerização inicial e no mínimo 2 minutos de espera antes da polimerização adicional e que a intensidade inicial deve ser inferior à 100 mW/cm², para garantir redução nas tensões de contração de polimerização.

MILLS *et al.*, em 2002, investigaram a efetividade de aparelhos fotoativadores LEDs, através da determinação da profundidade de polimerização por dureza Barcol e resistência à compressão de um compósito fotoativado, além de avaliar a intensidade e o espectro de luz emitido pelos aparelhos utilizados. O compósito Spectrum TPH nas cores A2 e A4 foi selecionado e fotoativado por 20 ou 40 segundos por protótipos compostos por 27 e 54 LEDs, um aparelho LED comercialmente disponível (7 LEDs) e um convencional de luz halógena. Para determinação da dureza Barcol e profundidade de polimerização foram confeccionadas duas amostras com 6 mm de profundidade para cada grupo. Dureza equivalente ou superior a 90% da dureza superficial foi considerada adequadamente polimerizada. O teste de resistência à compressão foi conduzido em máquina de testes mecânicos Zwick com velocidade de 1 mm/min em amostras cilíndricas com 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura. Os resultados do teste de profundidade de polimerização demonstraram que os protótipos experimentais com 27 e 54 LEDs são tão ou mais efetivos que o aparelho convencional de luz de lâmpada halógena na fotoativação das amostras, tanto com 40 quanto com 20 segundos de irradiação. O aparelho composto por 7 LEDs não foi efetivo na polimerização das amostras fotoativadas com 20s e proporcionou uma profundidade de polimerização de 3 mm com 40s. Com relação aos valores de resistência à compressão, os protótipos experimentais de aparelhos LEDs e o aparelho por luz halógena não apresentaram diferenças estatísticas entre si, o aparelho comercialmente disponível apresentou resultados estatisticamente inferiores. O pico de emissão dos aparelhos LED ficou centrado entre 457 e 466 nm e o do aparelho de luz lâmpada halógena em 495 nm. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que a tecnologia LED representa uma boa alternativa às técnicas fotoativadoras convencionais, uma vez que a intensidade dos aparelhos experimentais foi adequada, apresentando resultados de profundidade de polimerização semelhantes ou até mesmo superiores ao aparelho convencional de luz halógena.

OBICI *et al.*, em 2002, realizou um estudo com o objetivo de investigar a fenda causada pela contração de polimerização de materiais com diferentes

composições e viscosidades, fotoativados por três diferentes métodos. Foram utilizados os materiais de alta viscosidade (Alert - Jeneric/Pentron, Surefil - Dentsply e P60 - 3M), de viscosidade regular (Z100 - 3M, Z250 - 3M e Definite - Degussa) e de baixa viscosidade (Flow-it-Jeneric/Pentron). Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas circulares com 7 mm de diâmetro interno por 2 mm de altura. O compósito foi inserido e acomodado no interior da matriz e fotoativado por um dos três métodos: a) luz contínua (intensidade de luz de 500 mW/cm²) durante 40 segundos; b) dupla intensidade de luz, sendo os primeiros 10 segundos à baixa intensidade (150 mW/cm²), seguidos pela fotoativação à alta intensidade de luz (500 mW/cm²), por 30 segundos; c) luz intermitente, cujo aparelho proporcionou aproximadamente meio segundo de luz (intensidade de 450 mW/cm²), seguido de meio segundo na ausência de luz, pelo tempo de 60 segundos. Logo após, tanto a superfície da região da base quanto da região superficial foram acabadas e polidas com lixas de óxido de alumínio. Após 24 ± 1 hora, a fenda decorrente da contração foi mensurada em Microscópio Eletrônico de Varredura sob baixo vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England) e os dados submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram que o método contínuo de fotoativação resultou na maior média de fenda pela contração e diferiu estatisticamente dos métodos de dupla intensidade de luz e luz intermitente, os quais não mostraram diferença entre si. O compósito Flow-it apresentou a maior fenda pela contração com diferença significativa dos demais materiais. Com base nestes resultados os autores concluíram que os métodos de fotoativação por luz pulsátil e dupla intensidade podem reduzir a contração de polimerização dos compósitos melhorando a qualidade das restaurações.

PRICE *et al.* (2002), compararam a dureza Knoop medida imediatamente, em 24 horas ou após sete dias da fotoativação. As resinas compostas Filtek P60 e Prodigy foram inseridas em cavidades com profundidade de 2, 3, 4 e 5 mm, em um único incremento e fotoativadas com: arco de plasma (Apollo 95E) com intensidade de 1999 mW/cm² por 3s e luz de lâmpada halógena procedente do aparelho Optilux 401 em duas intensidades distintas, 558 e 844 mW/cm² por 40s. As espessuras do

compósito e a fonte de luz tiveram significativo efeito nos valores de dureza Knoop. A luz halógena com a mais alta intensidade alcançou o maior valor de dureza enquanto o arco de plasma de xenônio obteve o menor valor. Todas as amostras com 2mm de espessura não apresentaram diferença entre as medidas do topo e da base, o que não ocorreu com as espessuras de 4 e 5 mm. Apenas, o P60 não mostrou diferença estatística entre o topo e base com a espessura de 3mm sob a ação da luz halógena. Com embasamento nestes resultados os autores recomendaram a fotoativação de incrementos com espessura máxima de 2 mm.

CALDAS *et al.* (2003) avaliaram a dureza Knoop da resina composta Filtek Z250 quando fotoativadas por diferentes fontes de luz, variando também a distância entre a ponta do aparelho e a superfície do material restaurador entre 0mm, 6mm e 12mm. As unidades de fotoativação utilizadas foram: 1) XL 1500/3M com 430mW/cm² por 20s no modo de emissão contínua; 2) Elipar Trilight/ESPE por 40s no modo de irradiação gradual exponencial durante os primeiros 16 segundos adicionados de 24 segundos com a intensidade de 800mW/cm² e 3) Apollo 95E (arco de plasma) por 3 segundos. A análise dos dados de dureza, medidos no microdurômetro HMV 2 (Shimadzu), 24 horas após a fotoativação revelou que, para o equipamento Elipar Trilight, a dureza Knoop da resina diminuiu à medida que a ponta distanciava do corpo-de-prova. Com o XL 1500, a dureza Knoop diminuiu significativamente com o aumento da profundidade da leitura e o uso do Apollo 95E promoveu a diminuição da dureza para os dois fatores de variação.

CUNHA *et al.* (2003) avaliaram a eficiência de quatro unidades de fotoativação, através de teste da dureza Knoop. Os corpos-de-prova confeccionados com a resina Z100 mediam 5 mm de diâmetro por 5 mm de altura e foram fotoativados da seguinte forma: 1 - Luz halógena contínua (520 mW/cm² por 40s); 2 - Luz halógena gradual (150 mW/cm² por 10s + 520 mW/cm² por 30s); 3 - Luz intermitente (ciclos de 1s, sendo ½ s com luz e ½ s sem luz durante 60s) com 520 mW/cm² e 4 - Arco de plasma (1370 mW/cm² durante 3s). As leituras de dureza Knoop foram realizadas após 24 horas da armazenagem, na superfície, à 1,5; 2,5 e 4

mm de profundidade e na base dos corpos de prova. A análise dos resultados mostrou que quando do uso da luz contínua, os valores de dureza da superfície foram estatisticamente superiores a de outras áreas; os outros métodos não apresentaram diferença estatística entre a superfície e a profundidade de 1,5mm. Os menores valores foram registrados na base, exceto para o método com fotoativação contínua. Não houve diferença entre a fotoativação com a luz halógena (XL 3000/3M) contínua ou gradual, ambas apresentaram as maiores médias de dureza e foram superiores ao método com luz intermitente. O método que utilizou o arco de plasma (Apollo 95E) mostrou similaridade entre a luz halógena contínua e a gradual, na superfície e até 2,5 mm, porém decaiu nas porções mais profundas.

DIETSCHI *et al.* (2003) compararam a microdureza das resinas Z100/3M e Tetric Ceram/Vivadent fotoativadas nos tempos de 5, 10, 20 e 40s com luz halógena com o arco de plasma usado por 1, 3, 6s e 3 x 6s (*soft-start*). De modo geral, a fotoativação com o arco de plasma necessitou um tempo superior aos 3s, normalmente recomendados, para alcançar a dureza similar à obtida com 40 segundos da luz halógena. Também realizaram, neste estudo, a polimerização indireta com a interposição de 2 ou 4 mm de material, 1 mm de esmalte ou 2 mm de esmalte/dentina. Condições que mostraram similar ou inferior efetividade do arco de plasma (Apollo 95E), mesmo com o aumento do tempo para 18s. De acordo com os autores não houve vantagem no uso do Arco de Plasma de Xenônio, pois não atendeu as expectativas de polimerização

Para avaliar se a união às margens é sensível à variação dos métodos de fotoativação, OBERHOLZER *et al.* (2003) realizaram um estudo *in vitro* preenchendo discos de aço inoxidável com os materiais: Z250, Dyract AP, Filtek flow e Dyract flow. A técnica utilizando discos metálicos foi escolhida por estes possuírem a superfície uniforme, diferente da estrutura da dentina, o que segundo os autores padronizaria o teste de resistência adesiva. Os protocolos selecionados para a fotoativação foram: irradiação por 40s com luz halógena contínua com 450 mW/cm² com aplicação de 18 J/cm² de densidade de energia; 40s com 800 mW/cm² totalizando a energia em 32

J/cm² e o método de ativação exponencial com densidade de energia de 18 J/cm² que iniciou com 150mW/cm² aumentando gradativamente até a intensidade de 1130 mW/cm², na qual permaneceu por dez segundos. A irradiação no modo contínuo com 450mW/cm² apresentou os maiores resultados de resistência adesiva ficando os menores valores com o modo exponencial (*ramping*). A resina composta Z250 alcançou os maiores valores de resistência e não revelou diferença entre a alta e a mais baixa intensidade de luz. O teste de resistência adesiva (*push out*) foi utilizado como indicador de que a polimerização levou à tensões de contração e este fenômeno foi capaz de causar a ruptura do material das paredes que o circundavam com consequente diminuição na resistência. Todos os materiais demonstraram valores inferiores de resistência, quando fotoativados pelo método gradual exponencial (*ramping*). De acordo com os autores, neste método, a alta intensidade, de 1130 mW/cm² por 10s, foi responsável pelo aumento das tensões de contração. Os autores afirmaram que a densidade de potência de 450 mW/cm² por 40s mostrou ser o protocolo mais promissor para a cura de compósitos no que se refere a melhoria da qualidade de união.

PRICE *et al.* (2003) verificaram a dureza das resinas compostas Z250, Supreme, Esthet-X, Heliomolar e Tetric Ceram, polimerizadas por equipamentos com alta intensidade: FreeLight 2/3M-ESPE (LED) e TriLight/3M-ESPE (luz halógena). Para este estudo foram preparadas cavidades na superfície oclusal de dentes humanos, com 4 mm de profundidade. As mensurações da dureza Knoop foram realizadas 15 minutos após a fotoativação até a profundidade de 3,5 mm. Na profundidade de 3 mm, o aparelho FreeLight (LED) mostrou ser mais eficiente que a luz halógena. O LED, quando usado com 50% do tempo recomendado pelo fabricante teve um comportamento similar ao da luz halógena com 100% do tempo preconizado. Os autores apontaram algumas vantagens da tecnologia LED em relação à luz halógena, entre elas: a maior eficiência na conversão da eletricidade em luz; a menor produção de calor e um período de vida de milhares de horas, em contraste as 30-50 horas de durabilidade das lâmpadas halógenas convencionais, além da perda do desempenho desta última com o tempo de uso.

A controvérsia quanto ao uso de unidades de fotoativação com alta intensidade de luz tem estimulado pesquisas que visam avaliar o desempenho destes equipamentos comparando-os com a luz halógena convencional. O principal problema advindo da alta intensidade, seriam falhas no desenvolvimento das cadeias poliméricas e nas ligações cruzadas com provável reflexo nas propriedades dos materiais resinosos. Com a intenção de observar o comportamento da alta intensidade ST. GEORGES *et al.* (2003) avaliaram a dureza, resistência a compressão, tenacidade e a resistência à tração diametral das resinas Herculite XRV e Revolution fórmula 2 (Kerr). A fotoativação foi realizada com dois equipamentos com alta intensidade, um arco de plasma (Virtuoso/Dent Mat Corporation) com 1980mW/cm^2 e o laser de argônio Accucure 3000 (LaserMed) e dois aparelhos com luz halógena: Spectrum 800 (Dentisply/Caulk) com 550 mW/cm^2 e Elipar Trilight atuando no modo *soft- start* com intensidade inicial de 100 mW/cm^2 por 20s + 20s com 850 mW/cm^2 . Os resultados mostraram que o uso do arco de plasma proporcionou menores valores de dureza quando comparado com a luz halógena convencional ou com a técnica gradual. Entretanto, esta foi a única propriedade realmente afetada pela alta intensidade. Desta forma, os autores não puderam afirmar que a alta intensidade teve efeito negativo sobre todas as propriedades mecânicas estudadas, assim como, não foi possível generalizar o mesmo efeito sobre todos os materiais, visto que para a resina com baixa viscosidade os reflexos não foram os mesmos.

Unidades de fotoativação com estreito espectro de emissão de luz, como os LEDs, atuam satisfatoriamente em materiais resinosos que contêm a canforoquinona como fotoiniciador. Entretanto, alguns materiais poderiam ter suas propriedades mecânicas diminuídas quando polimerizadas por esta fonte de luz. Com o objetivo de verificar a relação entre a composição química do material e a fonte de luz usada para ativá-lo, UHL *et al* (2003) mensuraram a dureza Knoop e a profundidade de polimerização dos compósitos Z100 e Spectrum, que contêm apenas a canforoquinona e das resinas Definite e Solitaire 2 as quais são adicionados co-iniciadores. Estes materiais foram fotoativados com luz de lâmpada halógena,

(Trilight) com 660mW/cm², no modo de emissão contínuo ou gradual e por dois LEDs, um comercial, Freelight, com 270mW/cm² e um protótipo (63LEDs) com 638 mW/cm². Todas as resinas foram fotoativadas por 5, 10, 20 ou 40 segundos. Os resultados revelaram que a profundidade de polimerização sofreu influência dos fatores tempo, material e fonte de luz. A luz halógena no modo contínuo atingiu maior profundidade de polimerização que no modo *soft - start* (gradual) e que os LEDs. Entre os materiais, o Z100 foi superior com significância estatística em relação ao Definite e Solitaire 2, este último apresentou a menor profundidade de polimerização. A dureza Knoop também sofreu influência de todos os fatores. Os compósitos com co-iniciadores obtiveram os menores valores quando fotoativados pelos LEDs. Não houve diferença entre as duas técnicas com a luz halógena. Na comparação do fator tempo o LED 63 e o Trilight no modo contínuo foram similares para os compósitos Z100 e Spectrum, nos tempos de 20 e 40 segundos. Discutindo o trabalho os autores comentam que o teste de profundidade de polimerização adotado para este estudo, que usou um penetrômetro, não se mostrou eficaz para as avaliações propostas. Este fato se deveu provavelmente a menor força aplicada por seu endentador levando a resultados divergentes dos obtidos nos testes de dureza Knoop.

Segundo CRAIG (2004) a translucidez é uma propriedade das substâncias que permite a passagem de luz, porém a dispersa, de maneira que os objetos não podem ser vistos através do material. A estrutura dental, as resinas compostas e as cerâmicas odontológicas são materiais túrbidos ou translúcidos, o que quer dizer que deixam passar a luz, porém sua intensidade é consideravelmente diminuída.

DANESH *et al.* (2004) realizaram um estudo comparando o arco de plasma, Apollo 95E com a luz halógena convencional (Eliopar Visio), no qual foram avaliadas cinco propriedades: resistência flexural, módulo de Young, resistência de união à dentina, profundidade de polimerização e quantidade de duplas ligações remanescentes. O equipamento Apollo 95E avaliado neste estudo emitiu luz na faixa do espectro eletromagnético compreendida entre 440 e 500 nm com pico de emissão em 470 e intensidade de 1320 mW/cm². O aparelho Eliopar Visio gerou luz com

comprimento de onda na faixa entre 400 e 500 nm com intensidade de 400 mW/cm² e o tempo de ativação foi de 40s resultando na densidade de energia de 16 J/cm². A densidade de energia do arco de plasma foi determinada em função do tempo de fotoativação, assim com 3s a dose foi de 3,96 J/cm²; com 6s 7,92 J/cm²; chegando à 11,88 J/cm² com 9s. Os resultados mostraram que o módulo de Young, resistência flexural, resistência de união e profundidade de polimerização foram inferiores quando a fotoativação foi realizada com apenas 3s, e foram fortemente dependentes do material. Em geral foram necessários 6 e 9 segundos para o Apollo 95E produzir propriedades mecânicas que não fossem inferiores às da luz halógena convencional, com 40 segundos. Concluíram, que o uso do tempo recomendado pelo fabricante, para o arco de plasma, resultou em propriedades inferiores comparada as obtidas com a halógena.

LINDBERG *et al.* (2004) avaliaram a profundidade de polimerização das resinas Tetric Ceram e Tetric Flow (Vivadent) após a fotoativação com diferentes unidades de luz halógena: Demetron 200 (500 mW/cm²); Astralis 7(700 mW/cm²); Bisco VIP(modos pulsado) e Elipar Trilight(modo gradual). Foram também avaliados dois aparelhos LED (LuxOmax com 200 mW/cm² e Ultralume com 360 mW/cm²) usados no modo contínuo por 20s ou 40s. Com o objetivo de simular condições clínicas foi mantida uma distância de 6 mm entre a ponta do equipamento e a superfície das resinas. A profundidade de polimerização foi determinada pela medida da dureza Wallace a cada 0,5 mm, em corpos-de-prova com 4mm de diâmetro e 6mm de altura. O autor esclarece que a dureza Wallace mede a profundidade de penetração do diamante Vickers sob uma carga pré-determinada. Alto valor de dureza Wallace significa menor dureza do material. Os resultados deste estudo não indicaram diferenças na profundidade de polimerização entre as unidades de fotoativação, nem entre os materiais, apesar da intensidade do LED ser inferior a luz halógena convencional. Todos os aparelhos foram capazes de polimerizar adequadamente 2 mm dos materiais com 20 segundos de irradiação e 3 mm com o aumento do tempo para 40 segundos. Os autores apontaram como vantagem o fato dos LEDs, serem pequenos, portáteis, não necessitarem de refrigeração e como

principal desvantagem a incapacidade de polimerizar compósitos que contenham fotoiniciadores com curva da absorção de luz inferior à da canforoquinona. Comentaram ainda que nas primeiras unidades LEDs, a densidade de potência era limitada, comparada a luz de lâmpada halógena convencional, ao passo que, nos novos equipamentos os diodos convencionais foram substituídos por apenas um LED que possui um *chip* com maior dimensão e são capazes de emití-la com intensidade acima de 900 mW/cm², com a vantagem da emissão da luz, em uma estreita faixa espectral, entre 440 e 490 nm.

MOON *et al.* (2004) estudaram a dureza Vickers da resina Z250, medida imediatamente após a cura e após sete dias de imersão em álcool. Os métodos de fotoativação (contínua, dupla intensidade ou pulsado) tiveram as densidades de energia modificadas por alterações no tempo ou na intensidade de luz irradiada. O LED foi utilizado por 40s, no modo contínuo, nas intensidades de 300, 400 ou 500mW/cm². Para a luz de lâmpada halógena foi mantido o tempo de exposição em 40s, com as intensidades de 260, 340, 420 ou 530 mW/cm², enquanto que com o arco de plasma de xenônio, Apollo 95E, variaram o tempo entre 3, 6, 9 e 12 segundos para a intensidade constante de 1370 mW/cm². A técnica de dois passos foi usada com o LED com 100 ou 200mW/cm² por 10s + 500 mW/cm² por 30s e com luz de lâmpada halógena com 100 ou 200 mW/cm² por 10s + 530 mW/cm² durante 30s. Estes mesmos protocolos foram utilizados para o modo pulsado com 2 minutos de intervalo entre as intensidades. A dureza Vickers, antes da imersão em álcool, apresentou valores similares para o arco de plasma e luz de lâmpada halógena. O arco de plasma com 3 s, apresentou a menor dureza. Quando a densidade de energia foi mantida no nível entre 15,6 e 17,7 J/cm² não houve diferença entre o modo contínuo e a dupla intensidade, porém o método pulsado foi inferior. Estas diferenças desapareceram com densidade superior à 17J/cm² não havendo aumento da dureza com esta densidade.

PRICE *et al.* (2004) estudaram a dureza Knoop de cinco compósitos (Heliomolar, Herculite, Virtuoso Sculptable, Virtuoso Flowable e Esthet-X)

polimerizados por luz halógena convencional (Optilux 401/Kerr) em tempos que variaram entre 20, 30, 40 e 60s; pela luz halógena com alta intensidade (Phase II/Dent-Mat) com 5, 10, 15 ou 20s e por um arco de plasma (Saphire) nos tempos de 3, 5, 10 e 15 segundos. Com o objetivo de simular situações clínicas, o guia de luz foi posicionado à 2 mm ou à 9mm de distância da superfície dos materiais. As diversas combinações de tempo, intensidade e distanciamento determinaram densidades de energia que variaram entre 1,2 J/cm² e 38,0 J/cm². As medidas de dureza foram tomadas em 15 minutos e após 24 horas do início da fotoativação, em espécimes com 1,6mm de espessura. Os resultados mostraram que para todos os materiais houve uma relação linear entre a dureza e a densidade de energia. Não houve diferenças entre o *ranking* da dureza obtida nas leituras aos 15 minutos e após 24 horas. Porém, dependendo do compósito e da fonte de luz houve diferença com a variação da distância. O arco de plasma à 2mm de distância e com 15s de irradiação alcançou as maiores médias de dureza e com 3 segundos a menor dureza. Aos 9mm de distância este mesmo equipamento com 15s de ativação também produziu maior dureza, enquanto os menores valores foram observados com 3 segundos, quando a densidade de energia oferecida foi de apenas 1,2 J/cm². A dureza medida na base dos corpos-de-prova foi significativamente menor que 80% da dureza medida no topo, para várias combinações de tempo e intensidade, o que levou os autores a afirmarem que os tempos de 3s e 5s, mesmo com alta energia, não foram suficientes para polimerizar adequadamente os compósitos usados neste estudo.

Segundo UHL *et al.* (2004), os equipamentos para fotoativação compostos por LEDs foram introduzidos na década de noventa e até 1995 apresentavam uma densidade de potência muito baixa. Esta tecnologia foi rapidamente desenvolvida estando atualmente no que se chama de segunda geração de LEDs. Este aparelho se caracteriza por emitir alta intensidade de luz em um estreito espectro que se encontra próximo ao espectro de absorção da canforoquinona. O objetivo deste estudo foi avaliar a performance de um protótipo LED de segunda geração, através da medida da dureza Knoop e da profundidade de polimerização de compósitos. O LED foi comparado com a luz halógena convencional (Polfil/VOCO). Os compósitos

usados neste estudo: Z100/3M Dental Products e Admira/VOCO, contêm canforoquinona em sua composição, ao passo que a resina Revolcin/Merz Dental é composta por outro co-iniciador, além da canforoquinona. Os compósitos nas cores A2, A3,5 e A4 foram fotoativados por 40 segundos. A intensidade do LED foi de 901 mW/cm² com pico de emissão em 458 nm. A intensidade da luz halógena foi de 860 mW/cm² com espectro na faixa entre 456 e 485 nm. A profundidade de polimerização foi medida com um penetrômetro, e mostrou um melhor desempenho do LED atingindo maior valor que a luz halógena, para todos os compósitos e em todas as cores. Os autores, no entanto, argumentam que as diferenças observadas *in vitro* não teriam relevância clínica, visto que, as médias de profundidade de polimerização foram sempre superiores aos 2mm preconizados para cada incremento de resina composta. Ainda afirmaram que este teste não foi adequado para medir a performance do LED. O teste de dureza, foi realizado 24 horas após, em corpos-de-prova com 2 mm de espessura. A análise estatística não revelou diferença entre o fator cor, no entanto houve diferença entre os compósitos. A unidade de fotoativação LED apresentou resultados de dureza superiores ou iguais à luz halógena para os compósitos Z100 e Admira, porém, não foi eficiente para polimerizar a resina composta Revolcin, com valores de dureza significativamente menores. A presença, nesta resina, de co-iniciadores que absorvem luz com comprimento de onda inferior a 410nm justificou a ineficiência do LED. A luz halógena, com espectro de emissão mais amplo foi capaz de excitar o co-iniciador, contribuindo para a efetividade da polimerização. Este estudo mostrou que a segunda geração de LEDs, com alta intensidade de luz, pôde alcançar propriedades mecânicas similares às da luz halógena para compósitos sem co-iniciadores, com a vantagem adicional de possuir emissão de luz mais consistente, serem silenciosos e de fácil manuseio. Estas fontes de luz não seriam prejudiciais a saúde do operador e do paciente, pelo fato do espectro de emissão estar longe da faixa da radiação ultra violeta.

VANDEWALLE *et al.* (2004) analisaram a integridade marginal e a microinfiltração na margem gengival e oclusal de cavidades Classe II restauradas com a resina Z250/3M submetidas à estresses térmico e mecânico. O grau de

conversão e a dureza Knoop foram medidos após o emprego de crescente densidade de energia (4, 6, 8, 12 e 24 J/cm²). Os resultados mostraram que o uso de apenas 4 J/cm² resultou em um menor grau de conversão e levou à falha e dissolução nas margens com perda da integridade marginal. Os resultados de dureza mostraram haver uma relação direta entre densidade e dureza. Baseado nos resultados foi determinado um limite mínimo aceitável para a manutenção da qualidade na margem gengival, em restaurações com a resina Z250. Estes valores corresponderam à 73% da dureza máxima, 70% do módulo e resistência flexural e à 80% do grau de conversão. O estresses térmico e mecânico não produziram efeitos significantes na margem gengival.

BALA *et al.* (2005) afirmaram que a unidade de fotoativação tipo LED apresentou intensidade suficiente para polimerizar 2 mm de resinas compostas (híbridas, condensáveis e ormocer) com tempo de ativação de 40 s e intensidade de 400 mW/cm². Ao compararem esta fonte de luz com a halógena (Hilux Ultra Plus), não encontraram diferença estatisticamente significativa no grau de conversão das resinas Filtek Z250 e Surefil. Os outros materiais estudados (Esthet-X, Filtek P60, Prodigy Condensable, Solitaire e Admira) atingiram grau de conversão superior quando fotoativados pelo LED apesar da sua intensidade, neste estudo, ter sido inferior à da luz halógena (600mW/cm²). As diferenças observadas entre os materiais foram atribuídas às suas composições químicas

OBERHOLZER *et al.* (2005) avaliaram o efeito de vários métodos de fotoativação sobre a dureza, microinfiltração e resistência de união. O aparelho de luz halógena Spectrum 800 com 400 mW/cm² e os tipo LED Ultralume 2 (400 mW/cm²) e Elipar Freelight (3M), também com 400 mW/cm², foram usados no modo de emissão contínua, sendo que o Elipar Freelight foi também ativado no modo gradual (*soft start*). A análise do teste de dureza revelou inferioridade nos valores alcançados pela fotopolimerização com a luz halógena. Não houve diferença entre os outros aparelhos, nem entre as regiões mensuradas, tanto na leitura imediata quanto na realizada em 24 horas. A microinfiltração obteve leitura negativa nas margens em

esmalte. O melhor resultado, nas margens em dentina, foi obtido pelo Elipar Freelight no modo de ativação gradual com infiltração significativamente menor, não houve diferença entre os demais. A análise da resistência de união mostrou uma maior e significativa resistência para a fotoativação com o Spectrum 800 e com o Elipar Freelight no modo *soft start*. Os autores afirmaram que, o menor valor de resistência de união com os LED no modo contínuo pode ser um indicativo de que este método levou à uma maior contração de polimerização, com conseqüente enfraquecimento da união. Concluíram que o LED é uma fonte de luz mais eficiente que a luz halógena e que usá-lo no modo *soft-start* pode reduzir a contração de polimerização e a microinfiltração.

PRICE *et al.* (2005) constataram a superioridade do LED (Freelight 2) em relação à luz halógena (Trilight) ao avaliar o seu desempenho na polimerização de 10 resinas compostas, comparando-o a luz halógena. As seguintes conclusões foram registradas: na profundidade de 3mm, o LED quando usado à distância de 2mm da superfície do compósito produziu uma dureza maior que a luz halógena; com o LED as resinas Z250, Tetric Ceram cor A2 e Tetric Ceram Bleach XL mantiveram a dureza Knoop, até a profundidade de 3,5 mm, superior à 80% da dureza máxima registrada na superfície. O LED quando utilizado com apenas a metade do tempo indicado pelo fabricante não foi diferente da luz halógena com o tempo total recomendado. Além destes resultados, os autores apontaram algumas erros em trabalhos científicos, como a insuficiente informação sobre os aparelhos fotoativadores empregados; a tentativa de determinar a performance avaliando apenas um equipamento; comparações inadequadas entre equipamentos e compósitos e condenaram o uso de moldes plásticos ou metálicos nos testes, por produzirem efeitos que não ocorrem nos dentes. Em relação aos testes de dureza, os autores revelaram maior confiabilidade aos testes de dureza Knoop, em detrimento de outros métodos, devido este ser mais sensível para determinar a profundidade de polimerização ou para distinguir a eficácia de diferentes fontes de luz, além de sua forte correlação com o grau de conversão de monômeros.

3 – PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar:

1 – O desajuste marginal do compósito Filtek Z250 tendo como fatores de variação:

1.1. A técnica de fotoativação – direta, transdental ou mista.

1.2. O método de fotoativação – luz visível emitida por lâmpada halógena (XL 2500), arco de plasma de xenônio (Apollo 95E) ou LED.(Ultrablue IS)

2 – A dureza Knoop, através da mensuração, nas mesmas condições experimentais do item anterior.

4 – MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – Materiais

O compósito, o sistema adesivo e aparelhos fotoativadores utilizados nesse estudo estão descritos nos Quadros 1 e 2.

Quadro 1 - Características do sistema adesivo e do material restaurador.

Material	Características	Composição	Fabricante	Lote
Single Bond*	Requer condicionamento prévio (ácido fosfórico 37%). Adesivo e <i>primer</i> em um único frasco.	Bis-GMA, HEMA PAA, Água e Etanol	3M - ESPE, St Paul MN,USA	1 FH
Filtek Z250*	Resina Híbrida: para uso anterior e posterior Cor- A2 % em volume – 60% Partículas: 0,19 – 3,5 µm	Matriz Orgânica Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA e TEGDMA Carga inorgânica Zircônia / Sílica	3M - ESPE, St Paul MN,USA	4 AL

*Informações do fabricante.

Quadro 2 – Descrição dos aparelhos fotoativadores.

Aparelhos Fotoativadores	Fonte de Luz	Intensidade da Luz	Densidade de Energia	Fabricante
XL 2500	Luz de lâmpada Halógena	600 mW/cm ²	12 J/cm ²	3M/ESPE Dental, EUA
LED - Ultrablue Is	Luz emitida por diodo	500 mW/cm ²	10 J/cm ²	D.M.C. Equipamentos Ltda, São Carlos, Brasil
Apollo 95E	Arco de plasma de Xenônio	1340 mW/cm ²	12 J/cm ²	DMD, Westlake, CA, USA

4.2 Método

4.2.1 Seleção dos dentes e fixação das coroas em resina.

Foram utilizados 90 incisivos bovinos inferiores, hígidos recentemente extraídos, com coroas livres de alterações morfológicas no esmalte e na dentina. Os dentes foram armazenados em água, à temperatura de 5°C, até o momento da utilização.

A inclusão das coroas foi efetuado com o objetivo de facilitar o desgaste da superfície vestibular para a exposição da dentina e de permitir o correto posicionamento dos dentes na máquina de corte.

As raízes dos dentes (Figura 1A) foram seccionadas na região cervical com discos de diamante sob refrigeração e as polpas foram removidas. A superfície vestibular do esmalte foi planificada (Figura 1 B) sob refrigeração à água, com auxílio de uma politriz horizontal (APL 4, Arotec Ind. e Com. Ltda) e lixas de papel de carbetto de silício (Carburundum, Brasil) de granulação 200. A planificação teve como objetivo facilitar o posicionamento dos dentes em uma matriz plástica, medindo 270mm comprimento.x 90mm largura x 25mm de altura, contendo 12 aberturas com 40mm de comprimento x 30mm de largura x 25mm de altura. As faces vestibulares

das coroas foram posicionadas na base da matriz plástica, a fim de que após a inclusão ficassem voltadas para a parte externa. Em seguida, a resina (Resapol T208, São Paulo, SP, Brasil) foi proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante e vertida no interior da matriz.



Figura 1: A – Dente bovino; (B) Corte da raiz do dente bovino e planificação da parede vestibular do dente antes da inclusão da coroa.

As coroas incluídas (Figura 2A) foram numeradas para melhor identificação e distribuídas aleatoriamente, de acordo com a técnica e método de fotoativação, em nove grupos com 10 dentes cada. Os conjuntos coroa-resina foram mantidos refrigerados em água destilada à temperatura de 5°C, até o momento da confecção dos preparos.

4.2.2 Preparo da cavidade.

Previamente à realização dos preparos, a superfície do dente foi novamente desgastada, sob refrigeração à água, em uma politriz horizontal (APL 4, Arotec Ind. e Com. Ltda) com lixas de papel de carbetto de silício (Carburundum, Brasil) com granulações 200 e 400, removendo o esmalte dental até a exposição de uma superfície suficiente para a confecção do preparo cavitário com todas as margens em dentina.

Após o desgaste, as coroas dentais tiveram as faces mesial e distal seccionadas (Figura 2B), com discos de diamante montados em uma máquina de

corte (Isomet 1000- Buehler, Lake Bluff, Illinois-USA) com rotação de 250 rpm, carga de 150 gramas, sob constante refrigeração. Os cortes foram realizadas no sentido vestibulo-lingual, transformando estas faces em paredes paralelas entre si e em relação ao longo eixo do dente. Este procedimento teve como objetivo a preservação de uma porção da coroa do dente padronizada com 7mm de largura, na qual o preparo cavitário foi centralizado (Figura 2C)

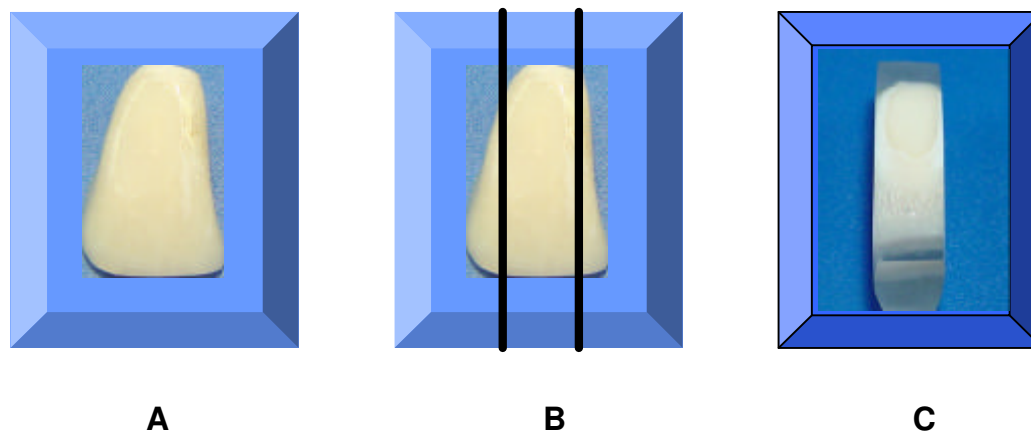
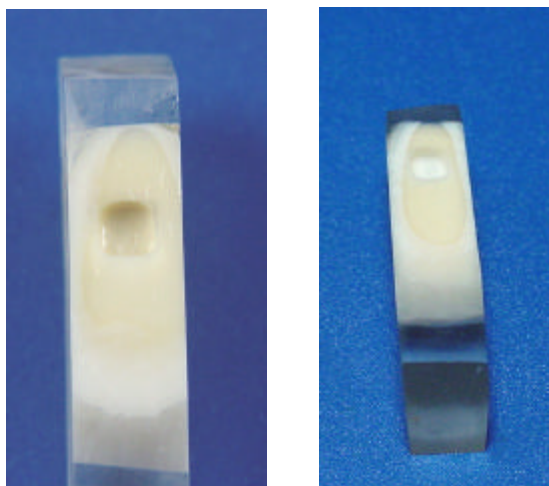


Figura 2: (A) – Inclusão da coroa em resina; (B) - Seccionamento das coroas dentais.

Os preparos cavitários foram realizados com pontas diamantadas cilíndricas nº 1094 (Microdont) sob constante refrigeração ar-água. A ponta diamantada foi montada em uma caneta de alta rotação (Kavo do Brasil) posicionada no centro da coroa do dente e cavidades quadrangulares foram preparadas, medindo 3mm no sentido mesio-distal, 3mm no sentido inciso-cervical e 1,5 mm de profundidade (Figura 3 A e 3 B). Resultando em um preparo com Fator de Configuração Cavitária igual a 3 (Fator C= 3). As medidas foram conferidas com um paquímetro (Mitutoyo, Japan) com precisão de 0,01 mm, objetivando a padronização de todos os preparos. As pontas diamantadas eram trocadas a cada cinco preparos para que fosse mantida a eficiência do desgaste. Os preparos foram mantidos em água destilada na temperatura de 5º C até o procedimento restaurador.



A

B

Figura 3: (A) e (B) – Preparo cavitário realizado.

4.2.3 - Confecção da lâmina de esmalte de dente bovino.

Para a fotoativação nas técnicas transdental e mista, propostas neste estudo, ficou estabelecido que a luz proveniente dos diversos aparelhos fotoativadores deveria transpor a espessura de 3mm de esmalte e dentina. Assim, além do procedimento citado anteriormente, que preservou 2 mm de dentina em cada lado do preparo, foi necessário a confecção de uma lâmina de esmalte com 1mm de espessura (Figura 4). A lâmina foi obtida desgastando-se, com a ponta diamantada nº3118 (Microdont), toda dentina da porção vestibular de um incisivo bovino seguida pela planificação do esmalte em uma politriz horizontal (APL 4, Arotec Ind. e Com. Ltda) usando-se lixas de papel de carbeto de silício (Carburundum, Brasil) de granulações 200 e 400.

A lâmina de esmalte bovino foi justaposta à dentina das faces mesial e distal dos preparos onde foi mantida durante a fotoativação transdental e mista. Independente da unidade de fotoativação utilizada, a luz ao atravessar a estrutura dental reduzia sua densidade de potência para valores entre 30 e 60 mW/cm², verificado por um radiômetro.



Figura 4 – Lâmina de esmalte bovino com 1mm de espessura.

4.2.4 - Procedimento restaurador.

4.2.4.1 - Condicionamento da dentina.

Em todas as paredes cavitárias foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico 37%, por 15 segundos e lavagem com *spray* ar-água por 15 segundos. O excesso de água foi removido com um suave jato de ar e pequenas porções de papel absorvente.

4.2.4.2 - Aplicação do sistema adesivo.

Seguindo as recomendações do fabricante, foram aplicadas em todas as paredes do preparo, com pincel tipo *microbrush*, duas camadas consecutivas do adesivo Single Bond (3M) seguido de leve jato de ar por 5 segundos. A fotoativação do adesivo foi realizada, em todos os grupos, de forma direta, ou seja, pela vestibular com a ponteira do fotoativador próxima à cavidade. O tempo de 10 segundos foi adotado para a fotoativação com os aparelhos LED e luz halógena. Para o arco de plasma foram utilizados 3 segundos para a fotoativação.

4.2.4.3 - Restauração da cavidade.

O compósito Z250 (3M) foi levado à cavidade em incremento único com auxílio de espátula nº1 e condensador de Ward nº 2.

Três técnicas foram utilizadas para fotoativação:

1 - Técnica direta - ponta do aparelho fotoativador posicionada em contato com a superfície vestibular, estando esta protegida por matriz de poliéster.

2 - Técnica transdental - ponta do aparelho fotoativador posicionada nas faces mesial e distal dos corpos-de-prova (Figura 5 e 6). A luz deveria transpor os 2mm de dentina e a lâmina de esmalte com 1mm de espessura, sendo que esta foi interposta entre o dente e a ponta do fotoativador.

3 - Técnica mista - fotoativação iniciada com a técnica transdental conforme descrito acima e finalizada pelo modo direto.

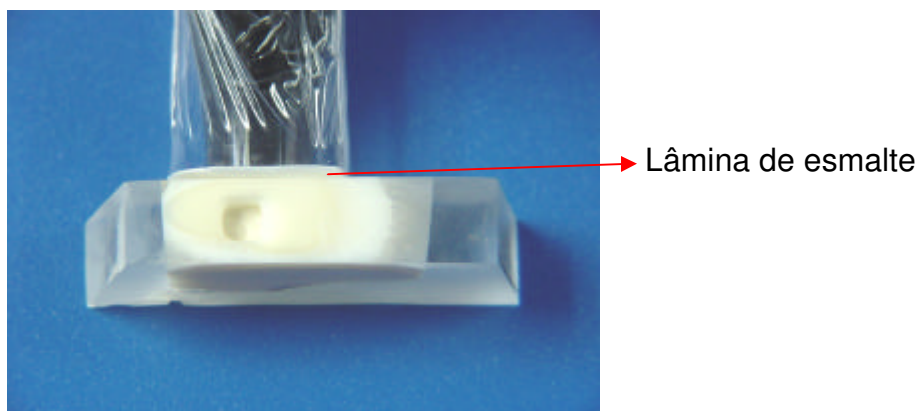


Figura 5 - Lâmina de esmalte posicionada entre o dente e a ponta do aparelho fotoativador.

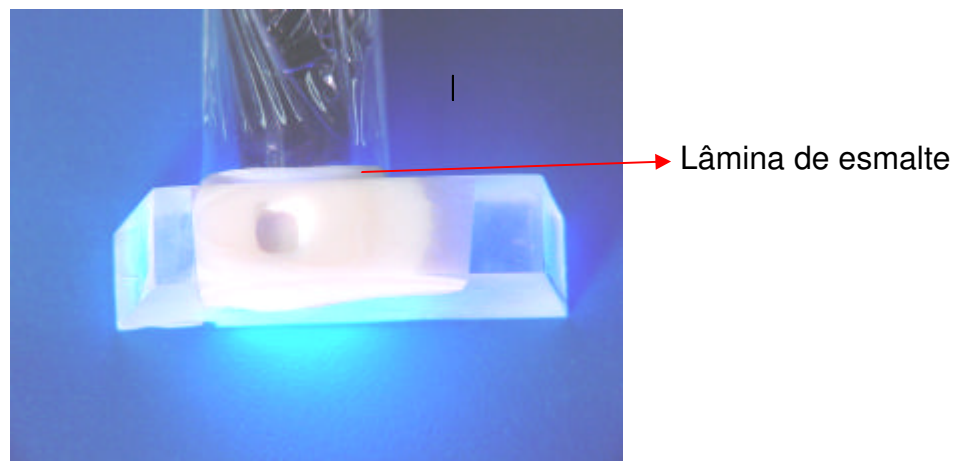


Figura 6 – Procedimento de fotoativação transdental.

Para cada técnica de fotoativação foram utilizados três aparelhos de fotoativação que correspondiam ao método, totalizando 9 grupos com 10 amostras cada.

O Quadro 3 mostra o tempo de fotoativação e a densidade de energia de cada aparelho para cada técnica

Quadro 3 – Aparelhos, técnicas, tempos de fotoativação e densidades de potência.

GRUPOS	APARELHOS FOTOATIVADORES	TÉCNICA	TEMPO DE FOTOATIVAÇÃO DENSIDADE DE POTÊNCIA
DH	XL 2500	Direta	20s vestibular – 12 J/cm ²
TH	XL 2500	Transdental	20s mesial + 20s distal –12 J/cm ²
MH	XL 2500	Mista	20s mesial + 20s distal + 20s vestibular – 13,2 J/cm ²
DL	Ultrablue IS	Direta	20s vestibular – 10 J/cm ²
TL	Ultrablue IS	Transdental	20s mesial + 20s distal –1,6 J/cm ²
ML	Ultrablue IS	Mista	20s mesial + 20s distal + 20s vestibular - 11,6 J/cm ²
DA	APOLLO 95E	Direta	9s vestibular – 12 /cm ²
TA	APOLLO 95E	Transdental	9s mesial + 9s distal -1 J/cm ²
MA	APOLLO 95E	Mista	9s mesial + 9s distal + 9s vestibular – 13 J/cm ²

A intensidade de luz dos aparelhos fotoativadores foi aferida com o radiômetro Hilux Dental Curing Light Meter (Benlioglu Dental Inc, Binnaz SK 1-6 Kavaklidere, Ankara 06700, Turquia), antes da restauração de cada grupo.

O mesmo radiômetro foi utilizado para medir a intensidade de luz ao atravessar 1 mm de esmalte e 2 mm de dentina. As intensidades variaram entre 30-60 mW/cm².

Após o procedimento restaurador, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada em recipientes escuros em estufa a 37° C, durante 24 horas, a fim de evitar qualquer exposição adicional à luz.

4.2.4.4 - Acabamento e polimento das restaurações.

Decorrido o período de armazenagem, as restaurações foram submetidas ao acabamento e polimento da superfície da restauração, em uma politriz horizontal (APL 4, Arotec Ind. e Com. Ltda), sob abundante refrigeração à água, usando-se lixas de papel de carbeto de silício (Carburundum, Brasil) com granulação decrescente 400 (2 segundos), 600 (10 segundos) e 1200 (20 segundos).

As restaurações foram examinadas em uma lupa, com aumento de 20X, para certificar que não havia qualquer falha na restauração e nas margens que compromettesse a avaliação da adaptação marginal.

4.2.5 - Avaliação da adaptação marginal.

Para evidenciar a formação de fendas nas margens da restauração e desta forma, permitir a avaliação da adaptação marginal foi utilizado o corante Caries Detector (Kuraray), a base de vermelho ácido (1%) em propileno glicol.

Antes da aplicação, o conjunto dente restauração foi seco com jatos de ar, para em seguida receber uma gota do corante (Figura 7 A e B). Com pincel *microbrush* o corante foi friccionado na região da restauração durante 20 segundos, após os quais os dentes foram lavados e secos.

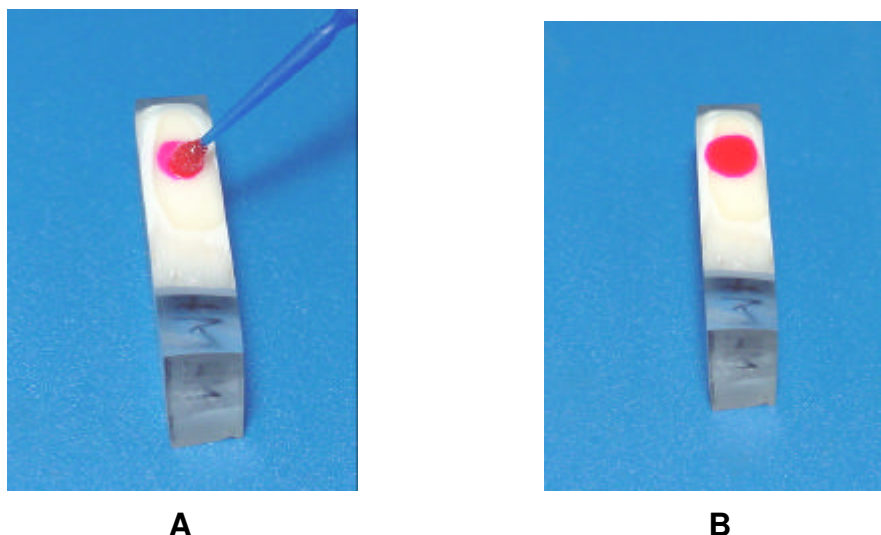


Figura 7 - (A) - Aplicação do corante Caries Detector (Kuraray) e (B) – Corante sobre a restauração.

Em seguida, todas as restaurações foram digitalizadas (HP ScanJet 4C) com o mesmo padrão de definição: 600dpi 150 Path, Sharp Millions of Colors e ajuste individual de brilho e contraste. Cada corpo-de-prova foi escaneado individualmente junto a um paquímetro (Mitutoyo) com abertura padronizada em 1mm, que serviu como referencial milimétrico para a mensuração das fendas durante a utilização do programa analisador de imagens.

A avaliação da adaptação marginal foi realizada com auxílio do Programa UTHSCSA Image Tool. Este programa científico trabalha com imagens digitais e permite mensurar linhas, ângulos e calcular perímetros através da transformação de pixels para a unidade de medida selecionada. As imagens digitais foram transferidas para o Programa UTHSCSA Image Tool (Figura 8). No ícone *Setting* foi escolhido o caminho *Calibrate Spatial Measurements*. Com o *mouse* foi traçada uma linha correspondendo à abertura do paquímetro (1mm) e então o valor, fornecido em pixels, foi transformado para milímetros. Através do ícone *distance*, cada restauração teve seu perímetro medido várias vezes, até que se obtivesse três medidas com diferenças centesimais, a partir das quais foi calculada uma média. O mesmo critério foi adotado para as regiões pigmentadas que correspondiam ao comprimento das

fendas. De posse destes valores foi calculado o percentual de fenda de cada corpo-de-prova.

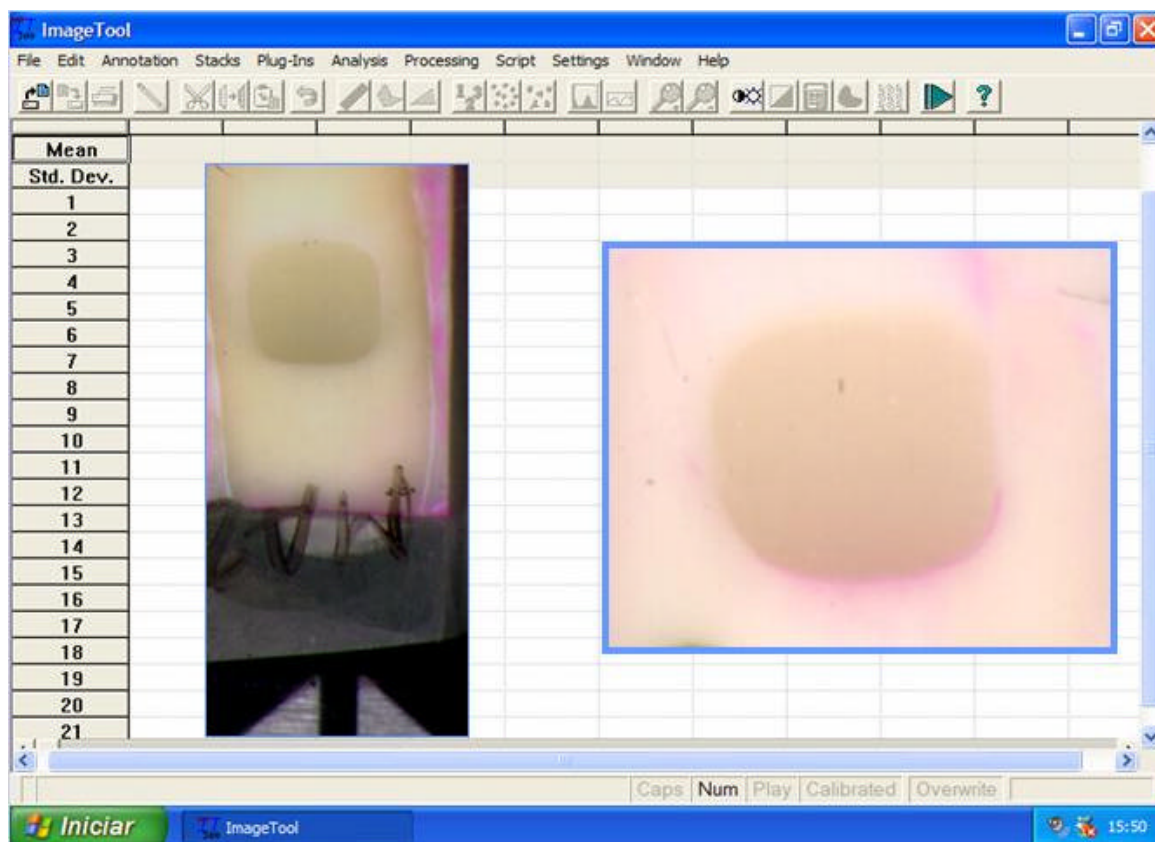


Figura 8 – Imagens digitais transferidas para o Programa Image Tool para avaliação da adaptação marginal.

4.2.6 - Leitura da dureza Knoop.

Finalizado o escaneamento das restaurações, os dentes foram posicionados na máquina de corte (Isomet 1000- Buehler, Lake Bluff, Illinois-USA.) para seccionar as restaurações ao meio, no sentido vestibulo-lingual, dividindo-as em uma porção incisal e outra cervical. Uma das porções foi cuidadosamente polida com lixas de carbetto de silício em ordem decrescente de granulação, 400 por 5s, 600 durante 10s e 1200 por 180s, deixando a superfície plana e lisa. Este procedimento favoreceu a visualização e medição do comprimento da marcação deixada pela penetração do

endentador. Em seguida, os corpos-de-prova foram fixados com cera numa base metálica e o conjunto submetido à pressão em uma prensa, com a finalidade de promover o paralelismo da superfície do corpo-de-prova.

Os corpos-de-prova foram levados individualmente ao aparelho HMT 2 (Shimadzu, Japão) (Figura 9). O aparelho foi calibrado para uma carga de 50 gramas, atuando por 15 segundos. Foram realizadas seis penetrações em cada corpo-de-prova, sendo três no topo da restauração, à 0,5 mm da superfície, e três na base. No sentido mesio-distal foram tomadas medidas à 0,5mm das paredes mesial e distal e no centro das restaurações (Figura 10). As dimensões das penetrações foram medidas por um microscópio mensurador acoplado ao aparelho e a dureza Knoop foi determinada.



Figura 9 – Aparelho de microdureza HMT 2 (Shimadzu).

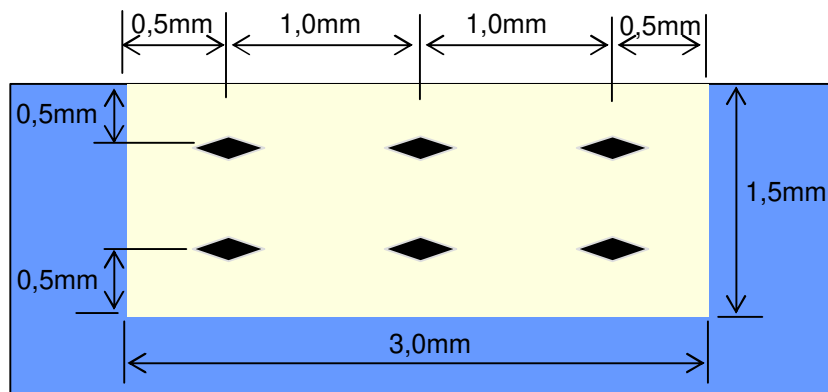


Figura 10 – Representação esquemática das penetrações para a determinação da dureza Knoop.

4.2.7 - Análise dos resultados.

Os dados de dureza Knoop e os percentuais de comprimento das fendas foram tabulados e submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade.

5 – RESULTADOS

Os valores do desajuste marginal foram transformados segundo arco de seno de $x/100$ e submetidos à análise de variância multifatorial (Two Way). Os valores de dureza não foram transformados segundo (raiz de $X + 0$). O teste de Tukey, em nível de 5% de significância, foi aplicado para a detecção das diferenças entre médias dos diferentes grupos. Os resultados estão expostos nas Tabelas 1 e 2 e nas Figuras 11 e 12.

5.1 – Desajuste marginal

Na análise do desajuste marginal foi detectada significância estatística ($p < 0,05$) somente para o fator técnica.

A Tabela 1 e Figura 11 apresentam as médias de adaptação marginal (%) para a interação dos dois fatores, bem como para os fatores isoladamente. Pôde-se observar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os aparelhos fotoativadores utilizados ($p > 0,05$). No entanto, quando as três técnicas de fotoativação das restaurações foram comparadas, observou-se que a técnica mista mostrou melhor adaptação marginal e diferiu estatisticamente da técnica direta ($p < 0,05$). A técnica transdental apresentou média intermediária e não diferiu das demais ($p > 0,05$).

Tabela 1 - Médias dos valores de desajuste marginal (%), para as técnicas de fotoativação das restaurações, utilizando os três tipos de aparelhos fotoativadores.

TÉCNICA	APARELHOS FOTOATIVADORES			
	LED	XL 2500	Apollo 95E	
Direta	13,26 (5,85)	19,75 (6,37)	17,48 (5,27)	a
Transdental	12,28 (3,00)	9,68 (2,58)	6,19 (1,52)	ab
Mista	6,33 (2,75)	8,17 (1,83)	7,72 (2,22)	b
	A	A	A	

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão da média entre parênteses.

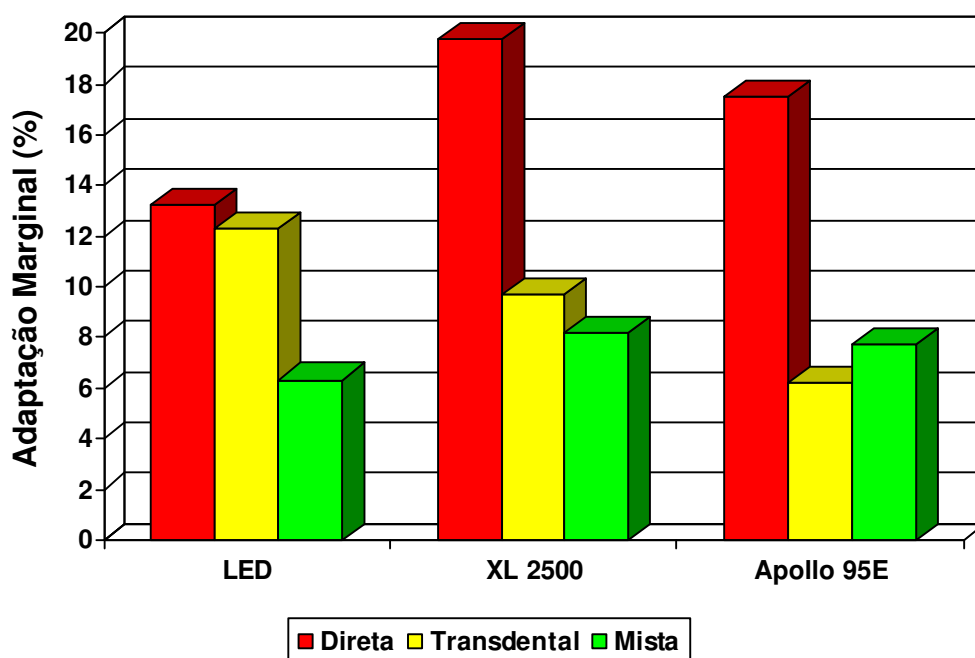


Figura 11 – Ilustração gráfica das médias dos valores de desajuste marginal (%), para as técnicas de fotoativação das restaurações, utilizando os três tipos de aparelhos fotoativadores.

5.2 – Dureza Knoop

Na Tabela 2 e Figura 12, estão apresentados as médias das técnicas e métodos de fotoativação. Pode-se observar que, quando as três técnicas de fotoativação das restaurações foram comparadas a técnica direta mostrou os valores de dureza estatisticamente superiores a técnica mista e transdental ($p < 0,05$). A técnica mista apresentou média intermediária e diferiu estatisticamente da transdental ($p < 0,05$).

Quando os três métodos de fotoativação foram comparados, observou-se que o aparelho LED mostrou valores de dureza estatisticamente superior ao Apollo 95E ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre os aparelhos fotoativadores LED e XL 2500 e XL 2500 e Apollo 95E ($p > 0,05$).

Tabela 2 - Médias de dureza Knoop, para as técnicas de fotoativação das restaurações, utilizando os três tipos de aparelhos fotoativadores.

TÉCNICA	APARELHOS FOTOATIVADORES			
	LED	XL 2500	Apollo 95E	
Direta	95,30 (1,06)	96,21 (1,35)	87,35 (1,88)	a
Mista	88,63 (1,61)	87,11 (2,16)	86,54 (1,86)	b
Transdental	63,21 (1,33)	56,51 (3,00)	58,25 (3,32)	c
	A	AB	B	

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão da média entre parênteses.

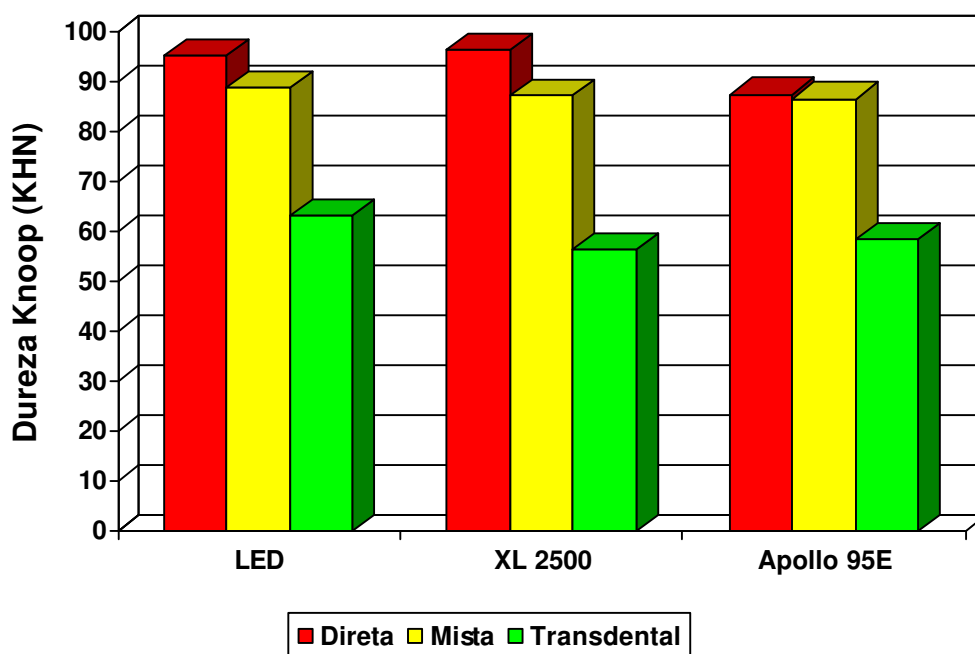


Figura 12 – Médias de dureza Knoop, para as técnicas de fotoativação das restaurações, utilizando os três tipos de aparelhos fotoativadores.

6 – DISCUSSÃO

6.1 - Adaptação Marginal

No presente estudo, a avaliação da adaptação foi realizada em imagens digitais, conseguidas pelo escaneamento da superfície das restaurações, que previamente haviam sido coradas, com o objetivo de evidenciar a presença de fendas. O percentual do comprimento de fendas, apresentados na Tabela 1 e Figura 11, mostram que não houve diferença significativa entre os aparelhos de fotoativação.

A diferença pôde ser observada entre as técnicas. A técnica direta, independente do fotopolimerizador utilizado, apresentou aproximadamente, o dobro de fendas (16,83%) da técnica transdental (9,39%) e da técnica mista (7,41%).

A técnica mista obteve os melhores resultados em relação à adaptação marginal, pois a menor proporção na extensão das fendas, significou que a maior parte da união do material ao dente foi preservada e maior extensão de margens permaneceu selada.

Falhas na adaptação marginal são vistas como resultado da inerente contração de polimerização das resinas compostas. Não apenas a contração, mas, as tensões desenvolvidas durante a polimerização seriam a causa da perda da união, em situações nas quais as tensões de contração forem superiores à resistência proporcionada pelo sistema adesivo. (Davidson *et al.*, 1984; Coli & Brännström, 1993).

Tem sido atribuído à intensidade de luz muito alta, uma maior formação de fendas. A alta intensidade seria responsável pelo maior índice de conversão de monômeros, que levaria à maior contração do material (Sakaguchi *et al.*, 1992; Unterbrink & Muessner, 1995; Mehl *et al.*, 1997). A magnitude desta contração poderia gerar tensões de tal ordem que levariam a perda da união, e do selamento marginal (Davidson *et al.*, 1984; Feilzer *et al.*, 1987; Lutz *et al.*, 1991; Silikas *et al.*, 2000; Irie *et al.*, 2002).

O uso da alta intensidade proveniente do arco de plasma é preconizado como o objetivo de melhorar as propriedades do material, garantindo em cavidades profundas, que suficiente intensidade de luz atinja o material restaurador, e ainda

com a justificativa de uma considerável diminuição do tempo clínico, já que o tempo de fotoativação recomendado para o Apollo 95E (arco de plasma de xenônio) é de apenas 3s, em oposição a 20s ou 40s da luz de lâmpada halógena convencional (XL 2500) e do LED (Moon *et al.*, 2004).

Deste modo, existe a preocupação de que a irradiação com alta intensidade promovida pelo uso do Apollo 95E determine maior formação de *gaps* e aumento da tensão de contração parede à parede. Entretanto, os estudos mostram que a fotoativação com o arco de plasma leva a contração igual ou inferior à ocasionada pela luz de lâmpada halógena (Sakagushi *et al.*, 1998; Peutzfeldt *et al.*, 2000, Fano *et al.*, 2002; Kenezevik *et al.*, 2002) sem que haja no entanto, uma evidente melhoria das propriedades como a dureza, por exemplo (Price *et al.*, 2002; Caldas *et al.*, 2002; Cunha *et al.*, 2003; Danesh *et al.*, 2004). Por outro lado, não se pode afirmar que a alta intensidade tenha o mesmo efeito em todas as propriedades mecânicas, nem generalizar sua boa atuação sobre todos os materiais (St. Georges *et al.*, 2003).

O comportamento insatisfatório do arco de plasma, de acordo com a maioria das pesquisas (Price *et al.*, 2002; Caldas *et al.*, 2002; Cunha *et al.*, 2003; Danesh *et al.*, 2004), é decorrente da aplicação de baixa densidade de energia, pois, apesar da alta intensidade (1.300mW/cm^2 a 2.000mW/cm^2), o baixo tempo (3s) determina densidade entre 4J/cm^2 e 6J/cm^2 . Peutzfeldt *et al.*, 2000, observaram que mesmo com baixa densidade de energia e uma menor conversão, a formação de fendas com o arco de plasma foi igual à produzida pela luz de lâmpada halógena.

Recentemente, pesquisas foram conduzidas, propondo o aumento do tempo de fotoativação quando do uso destes aparelhos, para 6, 9, 12, 15 ou 18s, e de modo geral, encontraram melhorias nas propriedades com tempo de exposição acima de 6s (Fano *et al.*, 2002; Danesh *et al.*, 2003; Price *et al.*, 2004; Moon *et al.*, 2004; Dietschi *et al.*, 2005).

No presente estudo, o Apollo 95E com 1340mW/cm^2 , foi utilizado por 9s, com a intenção de prevenir uma sub polimerização, que pudesse influenciar não só nos resultados de dureza, como na adaptação marginal. Este protocolo garantiu uma densidade de energia que variou entre 12 e 13J/cm^2 , dependendo da técnica

utilizada, comparável a 12 a 13,2J/cm² do XL 2500 e a 10 a 11J/cm² do LED. (Quadro3).

A equivalência entre as densidades de energia pode explicar a não diferença de comportamento entre os equipamentos utilizados neste estudo em relação à adaptação marginal. A mesma proporção de fendas, pode significar que graus de conversão semelhantes, levaram à taxas de contração e tensões similares que foram capazes de gerar ou promover a mesma proporção de fendas. Este resultado está de acordo com o estudo de Halvorson *et al.*, 2002, que também observou o mesmo grau de conversão quando aplicou a mesma densidade de energia.

Como já comentado, a maior formação de fendas, não estaria na dependência apenas da intensidade da luz, mas teria relação direta com a velocidade com que a contração se desenvolve no estágio inicial da fotoativação, justamente na fase em que a união do material ao dente ainda não está bem estabelecida. Nesta ocasião, a geração de tensões de contração maiores pode romper as ligações adesivas, determinando precocemente a perda do selamento marginal.

A polimerização da resina composta se efetiva em fases bem distintas: a primeira, conhecida como fase pré-gel, permite o movimento do material pelo deslizamento das cadeias poliméricas. As tensões desenvolvidas durante esta fase podem, até certo ponto, ser compensadas pelo escoamento do material, assim o prolongamento desta fase é favorável para a manutenção das ligações adesivas (Koran & Kurschener, 1998; Lim *et al.*, 2002).

A segunda fase se caracteriza pelo aumento da viscosidade do material até atingir um estágio limítrofe denominado de ponto-gel, a partir do qual o material não é mais capaz de escoar e compensar as tensões decorrentes da contração. Na fase final, pós-gel, a mobilidade das cadeias poliméricas praticamente inexistente e a massa do material torna-se rígida pela formação de maior número de ligações cruzadas, estabelecendo condições favoráveis para o aparecimento de fendas e trincas, se a tensão residual for superior à resistência de união estabelecida entre o material e o dente (Davidson *et al.*, 1984).

Para minimizar os efeitos da alta intensidade luminosa, tem sido proposto o uso de baixa intensidade inicial, visando a diminuição da velocidade de polimerização, o prolongamento da fase pré-gel e, desta forma, facilitar a dispersão das tensões de contração.

No presente estudo, as técnicas transdental e mista foram propostas com a intenção de diminuir a intensidade de luz no estágio inicial da fotoativação. A redução foi conseguida através do posicionamento da ponteira dos aparelhos nas faces mesial e distal dos dentes, fazendo a luz atravessar 1mm de esmalte e 2mm de dentina. Este procedimento promoveu acentuada diminuição da intensidade de luz, além de mudar a direção da incidência da luz do aparelho fotoativador.

Em 1995, Belvedere descreveu uma técnica semelhante, acreditando no seu emprego como a solução para o problema da perda de selamento marginal. De acordo com este autor, a luz seria capaz de penetrar até 4,5mm na estrutura dental e ao posicioná-la na superfície externa do dente promoveria a imediata adesão do material às paredes do preparo.

A polimerização através da estrutura dentária, já havia sido preconizada por Lutz, em 1991, com a intenção de direcionar os vetores de contração para as margens da cavidade e aumentar o grau de conversão do compósito, principalmente, na margem cervical de preparos classe II. Para que a luz alcançasse efetivamente a resina, usou-se cunhas refletivas, posicionadas no espaço interproximal, próximo à margem cervical.

Segundo Verluis *et al.*, (1998) os vetores de contração não acontecem em direção à fonte de luz, mas em direção às paredes as quais o material está aderido. Ainda, o sistema de união seria em última análise, o responsável pelo direcionamento dos vetores de contração. A melhor adaptação, conseguida por Lutz (1991) e Belvedere (1995), provavelmente não teria sido determinada somente pelo intencional direcionamento dos vetores de contração, mas pela diminuição da intensidade luminosa ao atravessar a estrutura dental. A menor intensidade teria o mesmo efeito já descrito anteriormente, diminuir a velocidade da reação na fase pré-gel, minimizando as tensões e desta forma preservando a adesão.

A técnica mista, proposta neste estudo, pode ser comparada à fotoativação gradual, pois iniciou com baixa intensidade, obtida pela redução da intensidade ao atravessar o esmalte e a dentina, e finalizou com a máxima intensidade de cada equipamento.

No presente trabalho, o bom resultado obtido, com esta técnica foi evidenciado pela redução do comprimento das fendas em torno de 55% em relação a técnica direta que apresentou o maior percentual de comprimento de fendas.

Estes resultados podem ser comparados aos encontrados por Goracci *et al.* (1996) que conseguiram total ausência de fendas e aos de Mehl *et al.* (1997); Yoshikawa *et al.* (2001) e Obici *et al.* (2002) que obtiveram melhor selamento e menor formação de fendas usando uma técnica gradual. Além disso, a técnica gradual tem levado à melhorias na resistência de união e à diminuição da contração (Koran & Kurschner, 1998; Hofmann *et al.*, 2002).

Recentemente, a maior intensidade dos LEDs de 2ª geração, permitiu a aplicação da técnica gradual com estes equipamentos, e vem mostrando resultados satisfatórios, seja por menor contração ou infiltração (Hofmann *et al.*, 2002; Oberholzer *et al.*, 2003).

No entanto, não são todos os estudos que obtêm melhorias com esta técnica, seja utilizando a luz de lâmpada halógena, LED, ou arco de plasma de xenônio.

Ao avaliar contração, microinfiltração, adaptação ou a dureza, muitos trabalhos apresentam valores iguais entre o modo de emissão contínua e o modo *soft-start* (Sakaguchi *et al.*, 1998; Frield *et al.*, 2000; Silikas *et al.*, 2000; Sahafi *et al.*, 2001; Hasegawa *et al.*, 2001; YAP *et al.*, 2001; Alves, 2002; Cunha *et al.*, 2003) o que segundo os autores não justificaria o seu uso.

A grande variabilidade de protocolos, com alterações no tempo e intensidade, tanto inicial como final, podem justificar a diversidade e divergência entre os resultados obtidos nestes estudos.

Sahafi *et al.* (2001), apesar de não terem obtido diminuição nas fendas com a técnica gradual, sugeriram que fossem avaliados tempos de fotoativação e intensidade ideais para se conseguir melhores resultados. Lim *et al.* (2002), afirmaram que a intensidade inicial não deveria ser superior a 100mW/cm². Talvez

este seja o ponto principal, para se obter o sucesso com a técnica gradual, a determinação de quão baixa deve ser a intensidade inicial.

Goracci *et al.* (1996) ao preconizarem este modo de fotoativação, a efetivaram com a intensidade inicial de 30mW/cm², finalizando com 250mW/cm² em 4 minutos. Com este procedimento conseguiram total ausência de *gaps*.

A maioria dos trabalhos que não obtiveram resultados satisfatório com esta técnica, normalmente iniciaram a fotoativação com valores acima de 150mW/cm² ou com equipamentos que, mesmo tendo sido projetados para este fim, estão normalmente programados para iniciar com intensidade acima de 200mW/cm² (Alves, 2002, Knezevick *et al.*, 2002; Cunha *et al.*, 2003).

Se esta premissa for verdadeira, os resultados encontrados no presente estudo, poderiam por ela ser explicados, pois, ao atravessar 3mm de estrutura dental (1mm de esmalte e 2mm de dentina), houve substancial perda na intensidade de luz tanto na técnica transdental como na fase inicial da fotoativação da técnica mista determinando uma densidade de potência entre 30 e 60mW/cm², portanto inferior a 100mW/cm², independente do fotopolimerizador utilizado. Assim, isto explicaria a menor formação de fendas com a técnica mista em relação à técnica direta, que manteve a mesma intensidade em todo o tempo da fotoativação.

A técnica de fotoativação transdental, proposta neste estudo, apresentou resultados intermediários e não foi estatisticamente diferente da técnica direta e da mista. Este comportamento, de similaridade tanto à técnica que apresentou a melhor quanto a pior adaptação marginal, representa um fenômeno não muito simples de esclarecer. No entanto, pode-se supor que a baixa conversão alcançada com esta técnica, observada indiretamente no ensaio de dureza, poderia ser responsável por esses resultados intermediários.

O valor de dureza, alcançado com a técnica transdental, correspondeu a 63% da média de dureza da técnica direta e a 67% da técnica mista. Estes dados estariam abaixo dos 80% ou 90% considerados como mínimos para uma cura ideal (Leonard *et al.*, 2001; Mills *et al.*, 2002).

Apesar de não ter havido diferença na interação entre técnica e método de fotoativação a leitura da Tabela 1 e Figura 11 mostra que o maior percentual de

fendas na técnica transdental foi obtido pelo grupo fotoativado pelo LED, com 12,29%. Seria possível sugerir que a baixa intensidade, aplicada com esta técnica, levou à cura deficiente, com menor grau de conversão, ocasionando falhas marginais pela degradação e perda do material durante o acabamento e polimento da restauração (Vanderwalle *et al.*, 2002).

No entanto, este fenômeno não foi observado quando o Apollo 95E ou XL 2500 foram utilizados com esta mesma técnica. O cálculo da média do percentual de fendas entre estes dois aparelhos resultou em valores praticamente idênticos. Na técnica transdental a média foi de 7,93%, e na técnica mista foi 7,94% e uma redução total de fendas próximo à 55% em relação à técnica direta, ou seja, um comportamento de similaridade da técnica transdental apenas à técnica mista. Isto permitiria deduzir que a polimerização transdental teve uma participação essencial para a melhor adaptação marginal, principalmente com o Apollo 95E e o XL 2500.

As cavidades avaliadas neste estudo foram confeccionadas com fator de configuração cavitária igual a três (Fator C=3), determinado por um preparo quadrangular com 3mm x 3mm e 1,5mm de profundidade. Segundo Feilzer *et al.* (1995), o fator de configuração entre 1 e 2, já pode induzir à alta tensão e levar a perda da união.

O intuito, neste estudo, de avaliar o efeito da técnica e método de polimerização, não poderia ser encoberto por um fator que comprovadamente favorece a preservação da união, como um baixo fator de configuração, nem, por outro lado, que fosse tão alto a ponto de igualar todos os grupos.

De acordo com os resultados discutidos acima, observou-se que mesmo com o fator de configuração cavitária utilizado considerado desfavorável para preservação da união, pôde-se observar melhora com o uso da técnica mista, verificado através de menor percentual de fenda.

A diferença entre as técnicas foi um indício de que o Fator C não interferiu nos resultados, assim como o percentual total de fendas, em torno de 11%, pode ser interpretado como bom desempenho do sistema adesivo, mesmo diante de um alto fator de configuração cavitária.

6.2 Dureza Knoop.

Os testes de dureza foram utilizados com o objetivo de comparar a eficácia das diferentes unidades de fotoativação, empregadas neste estudo, assim como os possíveis efeitos das técnicas, representando uma medida indireta do grau de conversão.

Desde que a luz visível passou a ser utilizada como ativadora do processo de polimerização, existe a preocupação em se determinar qual a mínima intensidade e por quanto tempo ela deve ser aplicada para que as melhores propriedades finais do material sejam obtidas.

A baixa intensidade de energia poderia influenciar negativamente estas propriedades prejudicando o desempenho e até mesmo contra-indicando sua utilização.

Na técnica transdental, proposta neste estudo, a luz ao atravessar 1mm de esmalte e 2mm de dentina teve uma considerável redução na intensidade de potência, atingindo valores inferiores a 10% da intensidade inicial.

Estes valores estão abaixo dos determinados por Rueggeberg *et al.*(1994) que correspondem a 400mW/cm² durante 40s para incrementos de 2mm, podendo ser compensados pelo aumento do tempo de exposição desde que a intensidade não seja menor que 233mW/cm². Havendo um consenso em aceitar valores entre 300 e 400mW/cm², com 40s de irradiação, mantendo a ponta do equipamento próxima à superfície do material.

O esmalte dentário é uma estrutura translúcida e como tal deixa a luz passar, porém a dispersa (Bashkar, 1989; Craig, 2002). No estudo de Verluis *et al.* (1998), a intensidade medida quando a luz passou através do esmalte, da dentina ou do compósito decaiu em função da espessura destes, atingindo valores inferiores a 100mW/cm² para espessuras de até 2,5mm.

Sarafi *et al.* (2001) observaram uma perda de 70% da intensidade quando a luz atravessou 2mm de dentina. Filtros com espessura de 1mm e 1,5mm, com características ópticas que simulam o coeficiente de transmissão de luz do esmalte

dental, reduziram a intensidade da luz, respectivamente, em 67% e 81% (Arikawa *et al.*, 2002).

O simples distanciamento da fonte de luz, sem que houvesse a interposição de qualquer material foi capaz de reduzir a intensidade em 10% do valor original com o afastamento de 1mm (Prati *et al.*, 1999), chegando a diminuir 75% a 12mm de distância (Pires *et al.*, 1995) e permanecer com apenas 10% da intensidade inicial afastando-se 50mm (Mehl *et al.*, 1997).

Apesar da severa redução na densidade de potência, as três unidades de fotoativação foram capazes de polimerizar a resina composta Z250/3M pela técnica transdental, atingindo uma média de dureza Knoop que variou entre 56-63 Knoop. Como citado anteriormente, este valor correspondeu a 63% da média de dureza conseguida com a técnica direta e a 67% da técnica mista, e foi estatisticamente inferior à ambas.

Nos testes de profundidade de polimerização e dureza, as resinas compostas têm sido consideradas adequadamente polimerizadas, quando a dureza medida na base for superior a 80 ou 90 % da mensurada na superfície (Mehl *et al.*, 1997; Leonard *et al.*, 2001; Price *et al.*, 2005).

Ao considerar este requisito e a média da dureza das técnicas mista e direta como o valor máximo atingido, os quais teoricamente representariam a superfície do material, o valor atingido pela técnica transdental foi insatisfatório.

A baixa intensidade poderia ser compensada pelo aumento do tempo de fotoativação. Correr-Sobrinho *et al.* (2000) conseguiram valores de dureza aceitáveis com aumento no tempo de exposição. Segundo esses autores, o emprego de baixas intensidades como 120mW/cm² e 220 mW/cm² deveria ser acompanhado de um tempo de fotoativação superior a 75 segundos. Para intensidades maiores, entre 280 e 520mW/cm² não encontraram diferença entre a dureza medida na base e no topo dos corpos-de-prova utilizando 30s de fotoativação.

A dureza e a profundidade de polimerização são diretamente influenciadas pela intensidade de luz e pelo tempo ao qual o material fica exposto. De modo geral, o aumento do tempo e da intensidade aumentam seus valores. No entanto, parece existir um ponto de saturação a partir do qual não é possível obter maiores valores

mesmo aumentando a intensidade. Segundo Pereira *et al.* (1997) esta intensidade seria de 550mW/cm² para o primeiro milímetro e 750mW/cm² para o quarto milímetro. Isto de certa forma explicaria a similaridade entre a dureza promovida pela fotoativação com a luz halógena, com 600mW/cm² e o arco de plasma, com 1340mW/cm².

Deve ser considerada também a densidade de energia específica para cada material. Leonard *et al.* (2001) determinaram a intensidade mínima para polimerizar as resinas compostas e encontraram 260,1mW/cm² e 185mW/cm², com os tempos respectivos de 40s e 60s, para resinas híbridas, e 542,9mW/cm² ou 449mW/cm² nos mesmos tempos para as resinas microparticuladas.

As intensidades adotadas neste estudo estão dentro dos padrões para a resina Z250 (3M), e foram observados os tempos de fotoativação estipulados pelo fabricante, exceto ao usar o aparelho Apollo 95E, que teve o tempo de fotoativação aumentado para 9s.

Outro parâmetro a ser considerado é a densidade de energia. Medida em J/cm² ou mJ/cm², representa o produto da densidade de potência (mW/cm²) pelo tempo de fotoativação medido em segundos.

Tem sido aceito que o determinante para a melhoria da polimerização seria a dose de energia (densidade) à qual o material é submetido (Abate *et al.*, 2001), e não individualmente a intensidade da luz e o tempo. Koran & Kurschener (1998) observaram que quando a densidade de energia atingia o patamar de 17 J/cm², não haviam diferenças significativas na dureza, independente da intensidade e do tempo utilizados para alcançar este nível de densidade.

O que parece não estar determinado é a dose mínima para polimerizar adequadamente 2mm de resina composta. Correr Sobrinho *et al.* (2000) polimerizaram a resina Herculite com 9J/cm² (120mW/cm²x 75s) e não encontraram diferenças entre a dureza entre o topo e a base com doses entre 8,4J/cm² (280mW/cm²x30s) e 15,6 J/cm² (520 mW/cm² x30).

A polimerização com o arco de plasma vem sendo efetivada com a dose de 4-6J/cm², apesar de estudos já indicarem o aumento do tempo para 6 ou 9s o que

passa a totalizar a densidade de energia em aproximadamente 10-12J/cm². (Danesh *et al.*,2004).

Neste estudo, as doses de energia das técnicas mista e direta foram próximas e variaram entre 10 e 13J/cm². As intensidades utilizadas pelos três equipamentos na técnica direta conferiram a esta técnica a maior média de dureza. No entanto, em ambas as técnicas todos os equipamentos e suas respectivas intensidades foram eficazes para polimerizar 1,5mm da resina composta.

Pode-se equiparar a técnica mista à técnica gradual ou *soft-start*, visto que utilizou baixa intensidade nos primeiros segundos de fotoativação, para em seguida completar a polimerização com uma intensidade tal que garantisse as propriedades finais do material restaurador.

A princípio foi cogitada a hipótese de que esta redução inicial pudesse influenciar negativamente no grau de conversão e, conseqüentemente, na dureza do material. No entanto, pesquisas mostram que esta técnica, assim como suas variações, não diminuíram a dureza (Mehl *et al.*, 1997; Yoshikawa *et al.*, 2001); ou o grau de conversão da resina (Sakaguchi *et al.*,1998; Lim *et al.*, 2001). Ao contrário, foram benéficas, na medida em que reuniu boas propriedades com melhoria na adaptação marginal (Mehl *et al.*, 1997). O que pode ter ocorrido na técnica mista foi a formação de maior número de cadeias lineares por causa da baixa intensidade de luz inicial, em relação ao número de cadeias com ligações cruzadas, o que não ocorreu na técnica direta.

É importante notar que apesar da dureza promovida pela técnica mista ter sido estatisticamente inferior à da técnica direta, a média de dureza por ela alcançada correspondeu a 94% da técnica direta, o que na prática não teria maiores reflexos, considerando que este percentual está acima dos 80%, aceito como mínimo para uma polimerização satisfatória. E também superior aos 73% indicados por Vanderwalle *et al.*, 2002, como mínimo para manter a qualidade marginal nas paredes cervicais de cavidades Classe II.

Os LEDs de segunda geração, que emitem luz com intensidade superior a 400mW/cm², em regra, têm obtido valores de dureza superiores ou iguais à luz de lâmpada halógena convencional (Price *et al.*, 2003; Uhl *et al.*, 2004; Bala *et al.*, 2005).

Em acréscimo, estes equipamentos são capazes de obter melhores propriedades usando a metade do tempo que normalmente é recomendado para a fonte de luz de lâmpada halógena (Stahl *et al.*, 2000; Mills *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003).

Neste estudo, o LED com 500mW/cm² e a luz da lâmpada halógena, emitida pelo do aparelho XL2500, com 600mW/cm² promoveram estatisticamente a mesma dureza, estando portanto em concordância com os autores citados acima. Entretanto, os estudos apontam a incapacidade dos LEDs, mesmo os de segunda geração, em polimerizar resinas que contenham outros fotoiniciadores além da canforoquinona. (Kurachi *et al.*, 2001; Uhl *et al.*, 2003; Lindberg *et al.*, 2004; Uhl *et al.*, 2004).

Uma característica dos LEDs seria emitir luz em uma estreita faixa dentro do espectroeletrromagnético com pico de emissão próximo ao da absorção da canforoquinona (Fujibayashi *et al.*, 1998; Stahl *et al.*, 2000; Mills *et al.*, 2002; Leonard *et al.*, 2002). Por um lado, esta característica representa uma vantagem e tem sido utilizada para explicar a obtenção das mesmas propriedades que a luz halógena, mesmo com menor intensidade e tempo de fotoativação inferior. Por outro lado, justificaria a não eficiência, na foto-fragmentação de iniciadores com espectro de emissão fora do espectro deste tipo de luz. Desta forma, não apenas a intensidade de luz mas, a sua distribuição espectral e o perfil de absorção do fotoiniciador, têm influência direta na conversão dos monômeros e na qualidade da fotopolimerização.

O LED emitindo luz em um estreito espectro entre 440 e 490nm, com pico de emissão em 470nm é coincidente ao pico de absorção da canforoquinona que situa-se em 468nm em uma faixa compreendida entre 450 e 500nm. A maior parte da energia emitida pelo LED seria absorvida pela canforoquinona, ao passo que a luz da lâmpada halógena, com a energia distribuída em um espectro de emissão mais amplo, operando normalmente entre 400 e 500nm e pico em 480nm, teria apenas parte da energia aproveitada na ativação da canforoquinona.

Comparando a luz emitida pelos primeiros LEDs, o trabalho de Oberholzer *et al.* (2005), mostrou uma inversão quando, o LED, por ele avaliado no modo de emissão contínua levou à maior infiltração que o mesmo aparelho no modo *soft-start* e que a luz de lâmpada halógena, podendo ser interpretado como indicativo de maior contração decorrente da maior atuação do LED.

Os estudos têm demonstrado controvérsias em relação ao uso do Apollo 95E. Pois, a alta intensidade deste tipo de luz, apesar de, normalmente, levar às mesmas propriedades e grau de conversão que a da luz halógena (Sakagushi & Berge, 1998; Knezevick *et al.*, 2002; St. Georges *et al.*, 2003) podem levar a dureza inferior quando usados com o tempo de apenas 3s (Peutzfeldt *et al.*, 2000; Fano *et al.*, 2002; Caldas *et al.*, 2003). O tempo de 3s é atrativo para o clínico, principalmente, em procedimentos estéticos que demandam a aplicação de múltiplas camadas do material, no entanto trabalhos mais recentes, sinalizam para o uso de 6s ou 9s com objetivo de garantir propriedades equivalentes às obtidas com a luz halógena. (Fano *et al.*, 2002; Dietschi *et al.*, 2003; Danesh *et al.*, 2004).

Neste estudo, o aumento do tempo de fotoativação do arco de plasma foi intensional e determinou similaridade nos valores de dureza Knoop entre esta fonte de luz e o aparelho com lâmpada halógena, porém, foi inferior estatisticamente em relação aos valores de dureza alcançados pelo LED. No entanto, representa 94% da luz LED e 96% da luz de lâmpada halógena.

No entanto, usando-se o mesmo raciocínio aplicado às outras comparações, que visam um significado clínico, pode-se verificar que a diminuição representou um decréscimo de apenas 6% em relação ao valor de dureza do LED.

Baseado nos achados deste estudo e utilizando-se uma cavidade tipo classe V como modelo experimental, pode-se inferir que a técnica mista de polimerização, utilizando-se qualquer uma das fontes de luz, é uma alternativa viável a técnica de fotoativação direta e de simples execução. Já, a técnica transdental não seria indicada em virtude dos baixos valores de dureza em relação as demais técnicas.

7 – CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo a análise dos resultados permitiram concluir que:

1 – Independente do tipo de unidade fotoativadora, o emprego da técnica mista reduziu o percentual de fendas entre o material restaurador e o dente, determinando melhor adaptação marginal em relação à técnica direta, sendo que a técnica transdental não diferiu das demais.

2 - A adaptação marginal não foi influenciada pelas diferentes unidades de fotoativação utilizadas neste estudo, quando comparadas dentro da mesma técnica.

3 - A técnica de fotoativação direta apresentou as maiores médias de dureza em relação à mista e transdental, sendo que a transdental apresentou os menores valores de dureza.

4 - Independente da técnica de fotoativação empregada, o aparelho Ultrabue IS apresentou os maiores valores de dureza em relação ao Apollo 95E. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os aparelhos Ultrablue IS e XL 2500 e XL 2500 e Apollo 95E.

Referências*

Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. **J Prosthet Dent**. 2001; 86(6): 632-5.

Alves EB. Avaliação in vitro de microinfiltração em restaurações classe v com resina composta polimerizada por laser de argônio ou luz halógena sob diferentes intensidades de luz. [dissertação]. São Paulo: FO/USP; 2002. 132f.

Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Fukui K, Homma T. Mechanical properties of light-cured composite resins cured through filters that simulate enamel. **Dent Mater J**. 2002; 21(2): 147-55.

Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. **J Oral Rehabil**. 2005; 32(2): 134-40.

Bashkar SN. **Histologia e Embriologia de Orban**. 10.ed. São Paulo: Artes Médicas; 1989. p.51-110.

Belvedere PC. Controlling shrinkage using TEP: trans-enamel polymerization. **Dent Today**. 1995; 14(4): 94-7.

Caldas DB, Almeida JB, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. **Oper Dent**. 2003; 28(3): 315-20.

Cho BH, Dickens SH, Bae JH, Chang CG, Son HH, Um CM. Effect of interfacial bond quality on the direction of polymerization shrinkage flow in resin composite restorations. **Oper Dent**. 2002; 27(3): 297-304.

* De acordo com a norma utilizada na FOP/Unicamp, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline

Coli P, Brännström M. The marginal adaptation of four different bonding agents in class II composite resin restorations applied in bulk or in two increments. **Quintessence Int.** 1993; 24 (8): 583-91.

Correr-Sobrinho L, Goes MF, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. **J Mater Sci Mater Med.** 2000; 11(6): 361-4.

Craig RT. **Materiais dentários restauradores.** 11.ed. São Paulo: Santos; 2004. p.38-65.

Cunha LG, Sinhoreti MA, Consani S, Sobrinho LC. Effect of different photoactivation methods on the polymerization depth of a light-activated composite. **Oper Dent.** 2003; 28(2): 155-9.

Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. **J Dent.** 2004; 32(6): 479-88.

Davdison CL, de Dee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strenght and the polymerization contraction stress. **J Dent Res.** 1984; 63(12): 1396-9.

Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. **Dent Mater.** 2003; 19(6): 493-500.

Fano L, Ma WY, Marcoli PA, Pizzi S, Fano V. Polymerization of dental composite resins using plasma light. **Biomaterials.** 2002; 23(4): 1011-5.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J Dent Res**. 1987; 66(11): 1636-9.

Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration - cavity interface. **Eur J Oral Sci**. 1995; 103(5): 322-6.

Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Markl A. Marginal adaptation of Class V restorations with and without "softstart-polymerization. **Oper Dent**. 2000; 25(1): 26-32.

Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light- emitting diodes. **Dent Jpn (Tokyo)**. 1998; 34(3): 40-53.

Goracci G, Mori G, Martinis IC. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. **Quintessence Int**. 1996; 27(5): 355-62.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. **Dent Mater**. 2002; 18(6): 463-9.

Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. **Oper Dent**. 2001; 26(4): 389-95.

Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. **Eur J Oral Sci**. 2002; 110(6): 471-9.

Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. **Dent Mater**. 2002; 18(3): 203-10.

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Photopolymerization of composite resins with plasma light. **J Oral Rehabil.** 2002; 29(8): 782-6.

Koran P, Kürschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. **Am J Dent.** 1998; 11 (1): 17-22.

Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mater.** 2001; 17(4): 309-15.

Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionie A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. **Oper Dent.** 2001; 26(2): 176-80.

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

Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. **Dent Mater.** 2002; 18(6): 436-44.

Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and light-emitting diode units. **Acta Odontol Scand.** 2004; 62(2): 97-101.

Lösche GM. Marginal adaptation of class II composite fillings: guided polymerization vs reduced light intensity. **J Adhes Dent.** 1999; 1 (1): 31-9.

Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restoration. **Den Mater.** 1991; 7(2): 107-13.

Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start-polymerization. **J Dent.** 1997; 25(3/4): 321-30.

Mills WR, Uhl A, Gordon BB, Jandt KD. High power light emitting diode(LED) arrays halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. **Biomaterials.** 2002; 23(14): 2955-63.

Moon HJ, Lee YK, Lim B, Kim CW. Effects of various light curing methods on leachability of uncured and hardness of a composite resin. **J Oral Rehabil.** 2004; 31(3): 258-64.

Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. The effect of different power densities and method of exposure on the marginal adaptation of four light-cured dental restorative materials. **Biomaterials.** 2003; 24(20): 3593-8.

Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. **Biomaterials.** 2005; 26(18): 3981-6.

Obici AC, Sinhoreti MA, de Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. **Oper Dent.** 2002; 27(2): 192-8.

Pereira SK, Porto CLA, Mandarino, F, Rodrigues Jr AL. Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores. **Rev Assoc Paul Cir Dent.** 1997; 51(3): 257-80.

Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. **Dent Mater.** 2000; 16(5): 330-6.

Pires JAF, Cvitko E, Denehy GH, Swift Jr EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. **Quintessence Int.** 1993; 24(7): 515-21.

Prati C. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. **Am J Dent.** 1999; 12(5): 231-4.

Price RB, Derand T, Loney RW, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. **Am J Dent.** 2002; 15(1): 47-53.

Price RB, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing light. **J Adhes Dent.** 2003; 5(3): 193-207.

Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. **Biomaterials.** 2004; 25(18): 4465-77.

Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. **Biomaterials.** 2005; 26(15): 2631-41.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent.** 1994; 19(1): 26-32.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. **Am J Dent.** 2001; 14(3): 146-7.

Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced Light energy density decreases pos-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. **J Dent.** 1998; 26(8): 695-700.

Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. **J Dent.** 1992; 20(3): 183-8.

Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. **Dent Mater.** 2000; 16(4): 292-6.

Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. **Biomaterials.** 2000; 21(13): 1379-85.

St-Georges AJ, Swift EJ, Thompson JY, Heymann HO. Irradiance effects on the mechanical properties of universal hybrid and flowable hybrid resin composites. **Dent Mater.** 2003; 19(5): 406-13.

Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. **J Dent.** 1995; 23(3): 183-9.

Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. **Biomaterials.** 2003; 24(10): 1787-95.

Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent Mater.** 2004; 20(1): 80-7.

Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. **Dent Mater.** 2004; 20(1): 96-106.

Verluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? **J Dent Res**. 1998; 77(6): 1435-45.

Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. **Oper Dent**. 2001; 26(3): 260-6.

Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. **Dent Mater**. 2001; 17(4): 359-66.

ANEXO 1

SANEST – SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA
Autores: Elío Paulo Zonta- Amauri Almeida Machado
Instituto Agronômico de Campinas – IAC
Análise da Variável Teste – ARQUIVO: Dissertação
Código de Projeto: Tese
Responsável: Eliane B. Alves
Delineamento Experimental: **Adaptação marginal**

Nome dos Fatores	
FATOR	NOME
A	Técnica
B	Método

Tabela 3 - Análise de Variância da adaptação marginal.

Causas da variação	G.L	S.Q	Q.M	Valor F	Prob.>F
TÉCNICA	2	1481,7114719	740,8557360	4,8827	0,00999
MÉTODO	2	79,4603322	39,7151661	0,2617	0,77383
TEC* MET	4	342,6048227	85,6512057	0,5645	0,69233
RESÍDUO	81	12290,2022094	151,7308915		
TOTAL	89				

Média Geral: 15,696447

Coeficiente de variação = 81,399%

Tabela 4 - Teste de Tukey para médias de técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	30	16,835666	16,835666	a	A
2	1	Transden	30	9,390001	9,390001	ab	A
3	2	Misto	30	7,411333	7,411333	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 7,59914

D.M.S 1%= 9,53097

Tabela 5 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de LED do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	13,268001	13,268001	a	A
2	1	Transden	10	12,289001	12,289001	a	A
3	2	Misto	10	6,333000	6,333000	a	A

Tabela 6 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de Halógena do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	19,753999	19,753999	a	A
2	1	Transden	10	9,685000	9,685000	a	A
3	2	Misto	10	8,174000	8,174000	a	A

Tabela 7 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de PAC do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	17,484999	17,484999	a	A
2	1	Misto	10	7,727000	7,727000	a	A
3	2	Transden	10	6,196000	6,196000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 13,16210

D.M.S 1%= 16,50813

Tabela 8 - Teste de Tukey para médias de método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Halógena	10	12,537666	12,537666	a	A
2	1	LED	10	10,630001	10,630001	a	A
3	3	PAC	10	10,469333	10,469333	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 7,59914

D.M.S 1%= 9,53097

Tabela 9 - Teste de Tukey para médias de método dentro de transd do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	10	12,289001	12,289001	a	A
2	2	Halógena	10	9,685000	9,685000	a	A
3	3	PAC	10	6,196000	6,196000	a	A

Tabela 10 - Teste de Tukey para médias de método dentro de misto do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Halógena	10	8,174000	8,174000	a	A
2	3	PAC	10	7,727000	7,727000	a	A
3	1	LED	10	6,333000	6,333000	a	A

Tabela 11 - Teste de Tukey para médias de método dentro de direto do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Halógena	10	19,753999	19,753999	a	A
2	3	PAC	10	17,484999	17,484999	a	A
3	1	LED	10	13,268001	13,268001	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 13,16210

D.M.S 1%= 16,50813

ANEXO 2

SANEST – SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA
Autores: Elío Paulo Zonta- Amauri Almeida Machado
Instituto Agrônômico de Campinas – IAC
Análise da Variável Teste – ARQUIVO: Dissertação
Código de Projeto: Tese
Responsável: Eliane B Alves
Delineamento Experimental: **Dureza**
Observações: Não Transformadas

Nome dos Fatores	
FATOR	NOME
A	Técnica
B	Método
C	Região

Tabela 12 - Análise de Variância da dureza Knoop.

Causas da variação	G.L	S.Q	Q.M	Valor F	Prob.>F
Técnica	2	131,3034898	65,6517449	189,8321	0,00001
Método	2	2,3917138	1,1658569	3,4578	0,03281
Região	1	0,0023777	0,0023777	0,0069	0,93171
TecxMet	4	2,3477300	0,5869325	1,6971	0,15200
TecxReg	2	0,7934318	0,3967159	1,1471	0,32027
MetxReg	2	0,0645750	0,0322875	0,0934	0,91044
TecxMetxReg	4	0,0724049	0,0181012	0,0523	0,99211
Resíduo	162	56,0262486	0,3458410		
Total	179	193,0019716			

Média Geral: 8,896703

Coeficiente de variação = 6,610

Tabela 13 - Teste de Tukey para médias de técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	60	93,071332	93,071332	a	A
2	2	Misto	60	87,638500	87,638500	b	A
3	1	Transden	60	59,960831	59,960831	c	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 4,11545

D.M.S 1%= 5,13525

Tabela 14 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro do fator de LED do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	20	93,359500	95,359500	a	A
2	2	Misto	20	88,783002	88,783002	a	A
3	1	Transden	20	63,381497	63,381497	b	B

Tabela 15 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro do fator de Halógena do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	20	96,310495	96,310495	a	A
2	2	Misto	20	87,383002	87,383002	b	A
3	1	Transden	20	57,306998	57,306998	c	B

Tabela 16 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro do fator de PAC do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	20	87,544000	87,544000	a	A
2	2	Misto	20	86,749496	86,749496	a	A
3	1	Transden	20	59,193997	59,193997	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 7,12817 D.M.S 1%= 8,89452

Tabela 17 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de 0,5 mm fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	30	94,693665	94,693665	a	A
2	2	Misto	30	87,672666	87,672666	b	A
3	1	Transden	30	58,706663	58,706663	c	B

Tabela 18 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de 1,0 mm fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	30	91,448999	91,448999	a	A
2	2	Misto	30	87,604333	87,604333	a	A
3	1	Transden	30	61,214998	61,214998	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 5,82013

D.M.S 1%= 7,26234

Tabela 19 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de LED do fator método e 0,5mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	96,716003	96,716003	a	A
2	2	Misto	10	88,896002	88,896002	a	A
3	1	Transden	10	61,881000	61,881000	b	B

Tabela 20 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de LED do fator método e 1,0 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	94,002997	94,002997	a	A
2	2	Misto	10	88,670001	88,670001	a	A
3	1	Transden	10	64,881995	64,881995	b	B

Tabela 21 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de Halógena do fator método e 0,5 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	97,156995	97,156995	a	A
2	2	Misto	10	86,989001	86,989001	b	A
3	1	Transden	10	56,339996	56,339996	b	B

Tabela 22 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de Halógena do fator método e 1,0 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	95,463995	95,463995	a	A
2	2	Misto	10	87,777002	87,777002	a	A
3	1	Transden	10	58,273999	58,273999	b	B

Tabela 23 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de PAC do fator método e 0,5 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	90,207996	90,207996	a	A
2	2	Misto	10	87,132996	87,132996	a	A
3	1	Transden	10	57,898993	57,898993	b	B

Tabela 24 - Teste de Tukey para médias de técnica dentro de PAC do fator método e 1,0 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Direto	10	86,365997	86,365997	a	A
2	2	Misto	10	84,880005	84,880005	a	A
3	1	Transden	10	60,489001	60,489001	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 10,08075

D.M.S 1%= 12,57875

Tabela 25 - Teste de Tukey para médias de método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	60	82,508000	82,508000	a	A
2	2	Halógena	60	80,333498	80,333498	ab	A
3	3	PAC	60	77,829165	77,829165	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 4,11545

D.M.S 1%= 5,13525

Tabela 26 - Teste de Tukey para médias de método dentro de trandental do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	20	63,381497	63,381497	a	A
2	3	PAC	20	59,193997	59,193997	a	A
3	2	Halógena	20	57,306998	57,306998	a	A

Tabela 27 - Teste de Tukey para médias de método dentro de misto do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	20	88,783002	88,783002	a	A
2	2	Halógena	20	87,383002	87,383002	a	A
3	3	PAC	20	86,749496	86,749496	a	A

Tabela 28 - Teste de Tukey para médias de método dentro de direto do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Halógena	20	96,310495	96,310495	a	A
2	1	LED	20	95,359500	95,359500	a	A
3	3	PAC	20	87,544000	87,544000	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 7,12817

D.M.S 1%= 8,89452

Tabela 29 - Teste de Tukey para médias de método dentro de 0,5 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	30	82,497668	82,497668	a	A
2	2	Halógena	30	80,161997	80,161997	a	A
3	3	PAC	30	78,413328	78,413328	a	A

Tabela 30 - Teste de Tukey para médias de método dentro de 1,0 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	30	82,518331	82,518331	a	A
2	2	Halógena	30	80,504999	80,504999	a	A
3	3	PAC	30	77,245001	77,245001	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 5,82013

D.M.S 1%= 7,26234

Tabela 31 - Teste de Tukey para médias de método dentro de transdental do fator técnica e 0,5 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	10	61,881000	61,881000	a	A
2	3	PAC	10	57,898993	57,898993	a	A
3	2	Halógena	10	56,339996	56,339996	a	A

Tabela 32 - Teste de Tukey para médias de método dentro de transdental do fator técnica e 1,0 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	10	64,881995	64,881995	a	A
2	3	PAC	10	60,489001	60,489001	a	A
3	2	Halógena	10	58,273999	58,273999	a	A

Tabela 33- Teste de Tukey para médias de método dentro de misto do fator técnica e 0,5 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	10	88,896002	88,896002	a	A
2	3	PAC	10	87,132996	87,132996	a	A
3	2	Halógena	10	86,989001	86,989001	a	A

Tabela 34 - Teste de Tukey para médias de método dentro de misto do fator técnica e 1,0 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	LED	10	88,670001	88,670001	a	A
2	2	Halógena	10	87,777002	87,777002	a	A
3	3	PAC	10	86,365997	86,365997	a	A

Tabela 35- Teste de Tukey para médias de método dentro de direto do fator técnica e 0,5 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Halógena	10	97,156995	97,156995	a	A
2	3	LED	10	96,716003	96,716003	a	A
3	2	PAC	10	90,207996	90,207996	a	A

Tabela 36 - Teste de Tukey para médias de método dentro de direto do fator técnica e 1,0 mm do fator região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Halógena	10	95,463995	95,463995	a	A
2	2	LED	10	94,002997	94,002997	ab	A
3	3	PAC	10	84,880005	84,880005	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 10,08075

D.M.S 1%= 12,57875

Tabela 37 - Teste de Tukey para médias de região.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	90	80,357665	80,357665	a	A
2	2	1,0 mm	90	80,089444	80,089444	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 2,80514

D.M.S 1%= 3,69819

Tabela 38 - Teste de Tukey para médias de região dentro de transdental do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	1,0 mm	30	61,214998	61,214998	a	A
2	1	0,5 mm	30	58,706663	58,706663	a	A

Tabela 39 - Teste de Tukey para médias de região dentro de misto do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	30	87,672666	87,672666	a	A
2	2	1,0 mm	30	87,604333	87,604333	a	A

Tabela 40 - Teste de Tukey para médias de região dentro de direto do fator técnica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	30	94,693665	94,693665	a	A
2	2	1,0 mm	30	91,448999	91,448999	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 4,85865

D.M.S 1%= 6,40545

Tabela 41 - Teste de Tukey para médias de região dentro de LED do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	1,0 mm	30	82,518331	82,518331	a	A
2	1	0,5 mm	30	82,497668	82,497668	a	A

Tabela 42 - Teste de Tukey para médias de região dentro de halógena do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	1,0 mm	30	80,504999	80,504999	a	A
2	1	0,5 mm	30	80,161997	80,161997	a	A

Tabela 43 - Teste de Tukey para médias de região dentro de PAC do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	30	78,413328	78,413328	a	A
2	2	1,0 mm	30	77,245001	77,245001	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 4,85865

D.M.S 1%= 6,40545

Tabela 44 - Teste de Tukey para médias de região dentro de transdental do fator técnica e LED do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	1,0 mm	10	64,881995	64,881995	a	A
2	1	0,5 mm	10	61,881000	61,881000	a	A

Tabela 45 - Teste de Tukey para médias de região dentro de transdental do fator técnica e halógena do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	1,0 mm	10	58,273999	58,273999	a	A
2	1	0,5 mm	10	56,339996	56,339996	a	A

Tabela 46 - Teste de Tukey para médias de região dentro de transdental do fator técnica e PAC do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	1,0 mm	10	60,489001	60,489001	a	A
2	1	0,5 mm	10	57,898993	57,898993	a	A

Tabela 47 - Teste de Tukey para médias de região dentro de misto do fator técnica e LED do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	10	88,896002	88,896002	a	A
2	2	1,0 mm	10	88,670001	88,670001	a	A

Tabela 48 - Teste de Tukey para médias de região dentro de misto do fator técnica e halógena do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	1,0 mm	10	87,777002	87,777002	a	A
2	1	0,5 mm	10	86,989001	86,989001	a	A

Tabela 49 - Teste de Tukey para médias de região dentro de misto do fator técnica e PAC do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	10	87,132996	87,132996	a	A
2	2	1,0 mm	10	86,365997	86,365997	a	A

Tabela 50 - Teste de Tukey para médias de região dentro de direto do fator técnica e LED do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	10	96,716003	96,716003	a	A
2	2	1,0 mm	10	94,002997	94,002997	a	A

Tabela 51 - Teste de Tukey para médias de região dentro de direto do fator técnica e halógena do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	10	97,156995	97,156995	a	A
2	2	1,0 mm	10	95,463995	95,463995	a	A

Tabela 52 - Teste de Tukey para médias de região dentro de direto do fator técnica e PAC do fator método.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	0,5 mm	10	90,207996	90,207996	a	A
2	2	1,0 mm	10	84,880005	84,880005	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 8,41542

D.M.S 1%= 11,09456