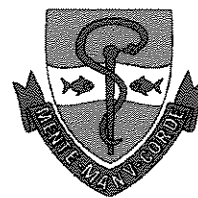




UNICAMP

**Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Universidade Estadual de Campinas**



**LEONARDO GONÇALVES CUNHA**

*Cirurgião Dentista*

**EFEITO DE DIFERENTES MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO E  
MATERIAIS FORRADORES RESINOSOS SOBRE A TENSÃO  
GERADA PELA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE UM  
COMPÓSITO ODONTOLÓGICO**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da  
Universidade Estadual de Campinas, para  
obtenção do **Grau de Mestre em  
Materiais Dentários**

**Piracicaba – SP**

**2003**

**LEONARDO GONÇALVES CUNHA**

*Cirurgião Dentista*

**EFEITO DE DIFERENTES MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO E  
MATERIAIS FORRADORES RESINOSOS SOBRE A TENSÃO  
GERADA PELA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE UM  
COMPÓSITO ODONTOLÓGICO**

Orientador: Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Banca Examinadora: Prof. Dr. Paulo Eduardo Capel Cardoso  
Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani  
Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG. 24/04/03



Assinatura do Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da  
Universidade Estadual de Campinas, para  
obtenção do **Grau de Mestre em  
Materiais Dentários**

Piracicaba – SP

2003

iii

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

200319394

UNIDADE	30
Nº CHAMADA	T/UNICAMP C914e
V	EX
TOMBO BCI	59162
PROC.	124103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 19,00
DATA	05/06/03
Nº CPD	

CM00185468-0

BIB ID 293704

### Ficha Catalográfica

C914e Cunha, Leonardo Gonçalves.  
 Efeito de diferentes métodos de fotoativação e materiais forradores resinosos sobre a tensão gerada pela contração de polimerização de um composto odontológico. / Leonardo Gonçalves Cunha. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.  
 xviii, 126p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti.  
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Resinas compostas. 3. Fotopolímeros. I. Sinhoreti, Mário Alexandre Coelho. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 21 de Fevereiro de 2003, considerou o candidato LEONARDO GONÇALVES CUNHA aprovado.

1. Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

2. Prof. Dr. PAULO EDUARDO CAPEL CARDOSO

3. Profa. Dra. REGINA MARIA PUPPIN RONTANI

## **DEDICO ESTE TRABALHO**

Aos meus pais, **MÁRIO E DULCE**, constantes mestres no aprendizado, exemplos de integridade, honestidade e dedicação, cujo amor e incentivo foram e são indispensáveis nas minhas concretizações e realizações.

Aos meus irmãos, **FABIANO E DANIEL**, pela amizade e companheirismo nas horas difíceis e nas horas de descontração e alegria.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao **PROF. DR. MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI**, pela amizade demonstrada desde o nosso primeiro contato. Como orientador, agradeço pela solicitude ao orientar, paciência ao ensinar e a dedicação e competência na realização deste trabalho, qualidades fundamentais para a concretização deste projeto. Esperando ter correspondido, a minha admiração e meus agradecimentos.

## **AGRADECIMENTOS**

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Oslei Paes de Almeida**.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Coordenador da Pós-Graduação, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pelo constante estímulo e incentivo ao aprendizado.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pelo exemplo de excelente educador, cujo incentivo e conhecimento científico contribuíram para a minha formação.

Ao **Prof. Dr. Mario Fernando de Goes**, Titular da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela contribuição em minha formação científica e pessoal e pelo estímulo para a busca de novos conhecimentos.

À **Profa. Dra. Regina Maria Puppini-Rontani**, professora da Área de Odontologia Infantil, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade demonstrada desde o primeiro momento e contribuição em minha formação pessoal e profissional

Ao técnico especializado do laboratório da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, engenheiro **Marcos Blanco Cangiani**, pelo auxílio em diversos momentos da realização deste projeto, promovendo sua execução e concretização.

À **Selma Aparecida Barbosa de Souza Segalla**, secretária da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e atenção prestada em vários momentos.

Aos colegas de Pós-Graduação **Daniela, Giovane, Luciana, Mônica, Murilo e Rogério**, pela amizade e companheirismo dentro e principalmente fora do curso, pelos momentos de descontração vivenciados nesses dois anos, tornando inesquecíveis os diversos eventos realizados.

Às amigas **Ângela (Ló) e Gisele**, pela ajuda dispensada na realização deste e demais projetos, pela amizade e companheirismo constante durante o curso, pela ajuda nos momentos difíceis e pela maravilhosa convivência.



À enorme amiga **Roberta**, presente na maioria dos momentos da minha formação, sempre oferecendo auxílio nos momentos difíceis, bom humor nos momentos de alegria e uma amizade verdadeira e constante. Mais do que amiga, uma irmã.

Aos grandes amigos **Carlos, Eduardo, Fabio e Rogério**, com os quais tive o prazer de morar durante a Pós-Graduação, pela especial amizade em todos os momentos. Por me proporcionarem, através do verdadeiro companheirismo, excelentes momentos de convivência, que se tornam melhores a cada dia.

Aos amigos (as) das outras áreas de Pós-Graduação e Graduação, **Alessandra, Alex, Carol Calil, Ciça, Daniel, Denise, Larissa, Laura, Lu Machion, Magge, Marcelos, Marlise, Mirela, Paty, Paula e Thaís**, pela amizade e companheirismo constantes, pela ajuda nos momentos difíceis e pela maravilhosa convivência.

À **DMC São Carlos** pelo fornecimento do aparelho Ultra Blue (LED) para a realização deste trabalho, sem impor qualquer barreira ou restrição ao seu empréstimo.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

***Meus sinceros agradecimentos***

“O que quer que você possa fazer,  
ou sonhe que o possa,  
faça-o,  
Coragem contém genialidade,  
poder e magia.”

*Goethe*

## SUMÁRIO

<b>Resumo.....</b>	<b>1</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>3</b>
<b>1. Introdução.....</b>	<b>5</b>
<b>2. Revisão de Literatura .....</b>	<b>11</b>
<b>3. Proposição.....</b>	<b>61</b>
<b>4. Material e Métodos.....</b>	<b>63</b>
<b>4.1 – Material .....</b>	<b>63</b>
<b>4.2 – Métodos .....</b>	<b>64</b>
<b>4.2.1– Confeção e preparo dos dispositivos cilíndricos .....</b>	<b>64</b>
<b>4.2.2- Métodos fotoativadores avaliados .....</b>	<b>65</b>
<b>4.2.3- Materiais de base .....</b>	<b>67</b>
<b>4.2.4- Confeção dos corpos-de-prova .....</b>	<b>70</b>
<b>4.2.5- Determinação da dureza Knoop.....</b>	<b>75</b>
<b>5. Resultados .....</b>	<b>77</b>
<b>6. Discussão .....</b>	<b>87</b>
<b>7. Conclusão.....</b>	<b>103</b>
<b>Referências Bibliográficas .....</b>	<b>105</b>
<b>Apêndice .....</b>	<b>111</b>

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de diferentes métodos de fotoativação e de materiais resinosos como forradores sobre a tensão gerada pela contração de polimerização do compósito odontológico Filtek Z250 (3M-ESPE). Os grupos avaliados quanto ao material de base foram: (G1) aplicação de uma camada de adesivo; (G2) aplicação de três camadas de adesivo e (G3) confecção de um forramento com o compósito de alto escoamento Protect Liner F. Os procedimentos de união foram realizados em dispositivos metálicos adaptados a uma máquina de ensaio universal (Instron, modelo 4411) através de sistema de rosca, presente na extremidade do dispositivo. As amostras de compósito foram confeccionadas através da utilização de condutos plásticos transparentes, com 5 mm de comprimento para G1 e G2 e 4,3 mm de comprimento para G3. Foram confeccionadas 50 amostras para cada grupo, sendo separadas em 5 subgrupos de 10 amostras cada, de acordo com o método de fotoativação do compósito: (1) Luz halógena contínua (40s a 800 mW/cm<sup>2</sup>); (2) Dupla intensidade de luz (10s a 150 mW/cm<sup>2</sup> e 30s a 800 mW/cm<sup>2</sup>); (3) Luz halógena pulsátil (ciclos de 4s, com 2s de exposição à luz e 2s sem luz por 80s a 600 mW/cm<sup>2</sup>); (4) LED (40s a 170 mW/cm<sup>2</sup>); e, (5) Luz de arco de plasma de xenônio (1800 mW/cm<sup>2</sup> por 3s). A fotoativação foi realizada utilizando dois aparelhos fotoativadores simultaneamente, posicionados em lados opostos do cilindro de compósito (face lateral). Após a fotoativação, um tempo de 5 minutos era aguardado antes do registro do valor máximo de tensão. Finalizado o experimento, realizou-se o teste de dureza Knoop nos cilindros de compósito através da utilização de um aparelho HMV-2000 (Shimadzu – Japão), com uma carga de 50 gramas por 15 segundos. Vinte e uma mensurações foram realizadas em cada amostra e um total de 5 amostras foram escolhidas aleatoriamente de cada método de fotoativação. Os resultados foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey (5%). Não foi verificada diferença estatística entre os métodos fotoativadores ( $p > 0,05$ ) quando foi realizada a aplicação de uma

camada de adesivo, com exceção do método por arco de plasma de xenônio, que apresentou resultados estatisticamente inferiores aos demais métodos. A utilização de materiais de base de baixo módulo de elasticidade foi eficiente na redução de tensões nos métodos por luz pulsátil e LED, nos quais a aplicação de três camadas de adesivo e confecção de forramento com compósito foram responsáveis pela diminuição significativa da tensão de contração. Para os outros três métodos de fotoativação não foi verificada diferença significativa na tensão máxima gerada entre os três grupos. Os valores de dureza obtidos com os métodos de luz halógena contínua e dupla intensidade de luz não diferiram entre si e foram superiores aos demais métodos.

**ABSTRACT**

The objective of this study was to evaluate the effect of different photoactivation methods and base materials on the tension generated by polymerization shrinkage of composite resins. The restorative composite Filtek Z250 and the adhesive agent Scotchbond Multi-Purpose (3M-ESPE) were used in this study. The evaluated groups for the base material were: (G1) one coat of adhesive agent; (G2) three coat of adhesive agent, and (G3) flowable composite Protect Liner F used as a liner. The bonding procedures were made in metallic molds adapted to a universal testing machine (Instron, model 4411) using a thread system in the extremity of the base. The composite samples were prepared using transparent plastic conduits 5 mm in length for G1 and G2, and 4.3 mm in length for G3. Fifty samples were prepared for each group. These were separated into 5 subgroups of 10 samples each, according to the photoactivation method: (1) Continuous Light (40s at 800 mW/cm<sup>2</sup>); (2) Stepped Light (10s at 150 mW/cm<sup>2</sup> and 30s at 800 mW/cm<sup>2</sup>); (3) Intermittent light (cycles of 4s, with 2s of exposure to light and 2s without light for 80s at 600 mW/cm<sup>2</sup>); (4) LED (40s at 170 mW/cm<sup>2</sup>); and (5) Xenon Plasma Arc (1800 mW/cm<sup>2</sup> for 3s). The photoactivation method was performed using simultaneously two units, which were positioned on each side of the composite cylinder. Following the photoactivation method, an additional 5-minute period was awaited before the registration of maximum tension value. At the end of the experiment, Knoop hardness test was carried out with the use of the HMV-2000 equipment (Shimadzu - Japan), loaded with 50 grams for 15 seconds. Twenty-one indentations were performed in each sample and a total of 5 samples were

randomly chosen for each photoactivation method. The results were submitted to analysis of variance and mean values were compared by Tukey Test (5%). Statistically significant difference was not verified ( $p>0.05$ ) among the photoactivation methods when one coat of adhesive was applied, except for the Xenon plasma arc method, which presented statistically the most inferior results in this study. The use of low elastic module base materials was efficient in tension reduction with Intermittent Light and LED methods. No significant difference in the maximum tension generated among the three groups was verified for the other three photoactivation methods. The hardness values between the continuous and stepped light were not statistically different ( $p>0.05$ ) and were superior to the other methods.

## 1. Introdução

Os primeiros compósitos restauradores resinosos foram introduzidos no início dos anos 60 para serem utilizados em dentes anteriores, em substituição ao cimento de silicato e à resina acrílica (BOWEN, 1963) e eram ativados, inicialmente, por uma reação química e, posteriormente, fisicamente, por fonte de luz ultravioleta (ANUSAVICE, 1998). Porém, a utilização deste tipo de equipamento oferecia riscos à visão humana, tanto do operador, quanto do paciente, além de proporcionar ao compósito propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias (PEUTZFELDET *et al.*, 2000; SAHAFI *et al.*, 2001).

Na tentativa de solucionar estas deficiências, fontes de luz visível foram introduzidas como substitutas aos aparelhos de luz ultravioleta, oferecendo maior proteção na sua utilização e promovendo maior profundidade de polimerização em menores períodos de tempo de exposição à luz (PEUTZFELDET *et al.*, 2000). A luz visível utilizada para a fotoativação de compósitos restauradores abrange a zona azul do espectro luminoso, entre 410 a 550 nm (IRIE *et al.*, 2002), espectro necessário para a ativação do fotoiniciador presente na formulação dos compósitos, sendo a canforoquinona um dos fotoiniciadores mais freqüentemente utilizados (ANUSAVICE, 1998).

Os aparelhos que possuem como fonte luminosa a luz halógena representam os fotoativadores mais utilizados, porém este tipo de lâmpada possui vida útil média de 50 horas. Além disso, componentes deste aparelho,



como o bulbo e o filtro apresentam degradação com o tempo, reduzindo a efetividade da polimerização dos compósitos restauradores (IRIE *et al.*, 2002; NOMURA *et al.*, 2001). A produção de luz neste tipo de aparelho é realizada por filamentos metálicos que, após incandescentes, produzem luz e calor.

Na tentativa de solucionar também estas deficiências, novos aparelhos foram introduzidos, entre eles os aparelhos LEDs ("Light Emitting Diodes"), que possuem tempo longo de vida útil (acima de 10.000 horas) e apresentam baixa degradação com o passar do tempo, além de não necessitarem de outros componentes como sistema de ventilação e filtros especiais (IRIE *et al.*, 2002). A não necessidade de filtros está associada ao seu estreito espectro de comprimento de onda, com pico em 470 nm, semelhante ao pico de absorção da canforoquinona, o que é uma grande vantagem deste tipo de aparelho comparativamente aos convencionais por luz halógena, além de não gerarem calor (NOMURA *et al.*, 2001).

Aparelhos fotoativadores com lâmpadas de arco de plasma de xenônio foram introduzidos tendo, como uma das finalidades, redução do tempo necessário para a fotoativação de compósitos, característica alcançada por causa da alta intensidade de luz (em média 1800 mW/cm<sup>2</sup>) e um estreito espectro de comprimento de onda, coincidente com o pico de absorção do fotoiniciador. A luz é emitida por um plasma incandescente, formado por uma mistura de gases, moléculas ionizadas e elétrons (PEUTZFELDET *et al.*, 2000).

Quanto aos compósitos restauradores, vários aprimoramentos relacionados à modificação na composição, tipo, formato e quantidade de

carga inorgânica foram realizados, promovendo melhor desempenho destes materiais e expandindo suas indicações, sendo possível sua utilização também em regiões posteriores.

Apesar das melhorias, problemas como sensibilidade pós-operatória, contração de polimerização e possível ocorrência de microinfiltração marginal, ainda permanecem (REES & JACOBSEN, 1989). A contração de polimerização ainda representa uma das principais desvantagens da utilização dos compósitos restauradores, pois sua ocorrência acarreta formação de tensões, freqüentemente associadas a sensibilidade pós-operatória, ou ainda ao rompimento da união, caso a tensão supere a resistência de união estrutura dental-compósito restaurador. Com o rompimento da união, verifica-se a formação de fendas, as quais permitem a passagem de fluidos e bactérias, podendo levar a recorrência da doença cárie.

Como forma de atenuar os problemas relacionados à contração de polimerização e, conseqüentemente, a geração de tensão, novas técnicas restauradoras e fotoativadoras têm sido estudadas. A fotoativação por dupla intensidade de luz representa uma das técnicas mais utilizadas com este objetivo, (SILIKAS *et al.*, 2000; HASEGAWA *et al.*, 2001b) na qual se promove a fotoativação inicial em baixa intensidade de luz e uma complementação desta na intensidade total do aparelho, por períodos de tempo determinados. Algumas pesquisas têm associado este método de fotoativação a melhor integridade marginal de restaurações de compósitos (FEILZER *et al.*, 1995; KORAN & KURSCHNER, 1998, UNO & ASMUSSEN, 1991).

Outro método modulador da técnica de fotoativação é a utilização de aparelhos com luz halógena pulsátil, que realiza a fotoativação em ciclos de 4 segundos, nos quais 2 segundos o compósito é exposto à luz e nos dois segundos seguintes a luz não é emitida, reiniciando-se o ciclo. No período em que não ocorre exposição à luz existe a possibilidade de maior escoamento do compósito e, dessa forma, redução das tensões geradas pela contração deste (OBICI *et al.*, 2002).

Quanto a técnica restauradora, tem sido proposta a confecção de bases ou forramentos resilientes utilizando materiais resinosos de baixo módulo de elasticidade entre o compósito restaurador e a estrutura dental. Esta técnica pode representar um procedimento efetivo na redução da tensão gerada pela contração de polimerização do compósito, pois esta região intermediária pode atuar como uma zona elástica, capaz de absorver parte da tensão gerada pelo compósito durante a contração de polimerização (IKEMI & NEMOTO, 1994; FEILZER *et al.*, 1995 ; e DAVIDSON & FEILZER, 1997)

Dessa forma, a preservação da união dente-restauração é um dos principais fatores envolvidos na longevidade da restauração. Por sua vez, a preservação desta união está relacionada a liberação da tensão de contração dos compósitos, podendo se verificar este mecanismo pelo tipo de método de fotoativação utilizado, pela técnica restauradora empregada ou pela junção destes dois mecanismos.

Assim, este estudo teve por objetivo avaliar a tensão gerada pela contração de polimerização de um compósito restaurador submetido à

diferentes métodos de fotoativação, utilizando diferentes materiais com baixo módulo de elasticidade como forradores.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

O efeito do tratamento das partículas de sílica incorporadas ao monômero Bis-GMA foi avaliado por BOWEN, em 1963. Tal procedimento tinha como objetivo produzir um material de melhores propriedades, entre elas redução da contração de polimerização. Este procedimento foi realizado através da cobertura da superfície das partículas com vinil-silano. Os resultados encontrados mostraram que a incorporação de sílica tratada ao monômero de Bis-GMA resultou em diminuição da solubilidade, sorção de água, coeficiente de expansão térmica e contração de polimerização e em aumento de diversas propriedades mecânicas como resistência à compressão, tração e edentação, quando comparados aos demais materiais estéticos da época, como o cimento de silicato e resina acrílica. Deste modo, o autor concluiu que o reforço do monômero de Bis-GMA com sílica tratada gerava um compósito com propriedades superiores.

Em 1975, ASMUSSEN investigou uma possível relação entre a composição de compósitos restauradores e a contração parede-a-parede apresentada por este. Foram utilizados, para isto, 12 compósitos comercialmente distintos e dentes humanos extraídos, nos quais foram preparadas cavidades com diâmetro e profundidade de 2,5 mm. Foram avaliados separadamente diferentes fatores e suas relações com a intensidade de contração parede-a-parede: concentração de monômeros diluentes presentes na fase orgânica dos compósitos, concentração de partículas de

carga e concentração de catalisador nas resinas experimentais. Os resultados demonstraram que existe uma relação direta entre a concentração de monômeros diluentes e a porcentagem de contração volumétrica. Quanto a concentração de partículas de carga em resinas experimentais, o autor concluiu que a largura da fenda formada é independente do conteúdo de carga e ainda acrescentou que a concentração de carga não possui influência sobre a contração volumétrica quando a concentração de monômeros diluentes é baixa (<50% mol). O grau de polimerização é aumentado e a duração do período de polimerização é diminuída quando a concentração do catalisador é aumentada, o que poderia explicar o fato de que o aumento da concentração de catalisador tende a aumentar a amplitude da fenda formada durante a contração de polimerização.

HEGDAHL & GJERDET, em 1977, avaliaram a magnitude da tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos em condições limitantes e avaliaram também a contração linear dos compósitos em condição não-limitada. Com essa finalidade foram utilizados três compósitos confeccionando-se 10 amostras de cada produto testado. Utilizou-se um extensômetro mensurador de tensão (Instron, G5116M), acoplado a um suporte plástico rígido onde a amostra de compósito era colocada, com formato circular com área de 4 mm<sup>2</sup>. A mensuração foi iniciada 2 min após o início da espatulação e foi registrada no aparelho por duas horas. Na segunda parte do trabalho, no qual fez-se a quantificação da tensão gerada pela contração de polimerização, utilizou-se uma máquina de ensaios mecânicos (Instron modelo

1193). O compósito, recém espatulado, era inserido em um tubo de poliestireno cilíndrico, e logo após posicionado verticalmente entre as garras superior e inferior do aparelho, sendo a garra superior conectada a uma célula de carga. As amostras de compósito possuíam 5 mm em altura e aproximadamente 4mm em diâmetro. A tensão gerada pela contração do compósito era registrada pela máquina e esse procedimento teve início 2 min após começo da espatulação até 2 horas. Os resultados demonstraram uma relação direta entre a intensidade de contração linear e a tensão gerada. Os resultados podem, de certa forma, estimar a tensão que o compósito induz nas paredes dentárias da cavidade após condicionamento do esmalte, porém outras características devem ser consideradas, como tamanho da cavidade e resiliência da estrutura dentária presente.

DAVIDSON & DE GEE, em 1984, investigaram a importância do escoamento de compósitos durante o estágio inicial de polimerização, momento em que ocorre a maior parte da contração de polimerização. Para isso fez-se uso de dois compósitos, contendo Bis-GMA e TEGDMA como monômeros principais. Para se verificar a intensidade de contração volumétrica do material durante a polimerização fez-se uso de um tensilômetro modificado descrito anteriormente por De Gee *et al.* em 1981. O material recém espatulado era levado ao aparelho em questão, sendo adaptado entre a garra superior e inferior. Feito isso era permitido ao material que este exercesse tensão sobre o sistema correspondente a sua contração de polimerização até o período de 45 minutos. Para cada compósito fez-se um total de 5 amostras, a partir do qual

pode-se calcular a tensão de contração “teórica” obtida. A discrepância entre o valor obtido e a tensão real foi atribuída ao escoamento do material. O tempo de 45 minutos foi o tempo considerado para que houvesse relaxamento. Os resultados apresentaram um índice de relaxamento de 88 % a 96 % para os materiais utilizados. Dessa forma, o escoamento apresentado pelo compósito é altamente benéfico no sentido de compensar as conseqüências da contração de polimerização verificada, pois diminuiu significativamente a tensão gerada durante o processo e é de fundamental importância para preservar a união dente-compósito.

DAVIDSON, DE GEE & FEILZER, em 1984, realizaram um estudo no qual se promoveu uma comparação entre o desenvolvimento da resistência de união dentina-compósito e a tensão gerada pela contração de polimerização em função do tempo de polimerização, em modelos lineares e tridimensionais, sendo neste último avaliado a adaptação marginal da interface dente-compósito. Para isso fizeram uso de um compósito quimicamente ativado, Silar, um compósito fotoativado, Silux, e um adesivo dentinário, Scotchbond (3M-ESPE). Foram produzidas tiras de dentes bovinos com espessura de 2,0 mm, colocadas em um tensilômetro, que consistia em duas terminações, a inferior onde se colocou as amostras de dente bovino e a superior que era preenchida com compósito, que era conectada a uma célula de carga. A tensão de contração gerada era registrada continuamente. Em diferentes momentos desde o início do processo de polimerização, a resistência de união era determinada com uma velocidade constante de 0,2 mm/minuto e cada



experimento era repetido 5 vezes. Os resultados indicaram que, para o teste linear com o tensilômetro, quando a contração de polimerização possui uma direção apenas, uma resistência de união substancial dentina-compósito é formada. Neste caso a resistência de união foi superior a tensão gerada pela contração de polimerização devido ao escoamento sofrido pelo compósito em seu estado inicial. Já no experimento tridimensional não se verificou esta relação, sendo que a resistência de união não conseguiu se opor à tensão de contração, devido ao menor escoamento verificado pelo compósito nesse caso, devido a restrição deste pelas paredes da cavidade.

FEILZER, DE GEE & DAVIDSON realizaram, em 1987, um estudo no qual se relacionou o fator de configuração cavitária (Fator C), com o desenvolvimento da tensão gerada durante o processo de polimerização. Para isso utilizou-se um aparelho constituído de dois discos metálicos, idênticos, colocados em posição paralela, oposta, com diâmetros de 5, 10 e 15 mm, sendo o superior conectado a uma célula de carga. A variação entre o diâmetro dos discos utilizados e a distância entre os discos no aparelho resultou em diferentes valores para o fator-C do experimento, sendo considerada superfície aderida às regiões de união disco-compósito e superfície livre a região cilíndrica da amostra. O cálculo do fator-C nesse caso é realizado através de fórmula presente no trabalho em questão, onde se relaciona a diâmetro pelo dobro da altura das amostras. Assim, a tensão gerada pela contração de polimerização foi calculada com base nos diferentes valores de fator-C produzidos e nos diferentes volumes das amostras confeccionadas a um mesmo fator-C. Foram

utilizados neste estudo os compósitos quimicamente ativados Silar e P10, ambos da 3M-ESPE, sendo misturados de acordo com instruções do fabricante. A tensão foi registrada por um período de até 30 minutos ou até que houvesse falha no experimento. Os resultados encontrados revelaram que, em restaurações com fator  $C \leq 1,0$ , o escoamento do compósito em direção a superfície livre e a conseqüente liberação da tensão gerada foi suficiente para preservar a união da amostra. Neste caso, a tensão gerada no processo se desenvolveu lentamente e foi menor ou aproximado ao valor de resistência de união da amostra. Todas as amostras que possuíam um fator-C maior que 2,0 falharam coesivamente, sendo que quanto maior o fator-C utilizado, maior era a tensão produzida no experimento, juntamente com uma menor capacidade de escoamento do compósito.

A correlação entre diferentes concentrações e tipos de carga na composição de compósitos odontológicos e a contração parede-a-parede foi avaliada por MUNKSGAARD, HANSEN & KATO, em 1987. Para a realização desta pesquisa fez-se uso de dentes humanos extraídos, do compósito Silux e respectiva carga utilizada no compósito isoladamente, e do sistema adesivo respectivo ao compósito, todos da 3M-ESPE. Utilizou-se juntamente macropartículas de vidro silanizadas (fornecidas por Kulzer Co.) micropartículas condensadas silanizadas (fornecidas por Ivoclar-Vivadent) e micropartículas silanizadas (fornecidas por Degussa Co.). A partir do sistema adesivo Silux, (Bis-GMA e TEGDMA, sem carga) realizou-se a adição dos quatro diferentes tipos partículas de carga citadas anteriormente, em misturas distintas, em

diferentes concentrações, sendo que o limite a ser adicionado seria aquele em que a mistura permanecesse homogênea e com condições de manipulação. Cavidades com dimensões de 4 mm em diâmetro e 1,5 mm em profundidade foram confeccionadas e restauradas com as diferentes misturas analisadas, sendo produzidas 10 amostras para cada tipo de mistura. Após realização da fotoativação e polimento, promoveu-se inspeção da interface dente-restauração através de um microscópio de inspeção ocular (1000x) e a largura máxima da fenda formada era registrada. Os resultados encontrados demonstraram que, nos casos nos quais foram utilizados o compósito Silux, as partículas de carga do compósito isoladamente, macropartículas e micropartículas condensadas, quanto maior a concentração de compósito ou de carga, menor a contração verificada, com uma diminuição altamente significativa ( $p < 0,001$ ) da contração verificada. O mesmo não foi verificado com a adição de micropartículas, não se verificando alterações na contração da resina utilizada (concentração limite de 36% em peso). A explicação para esse acontecimento é que a adição deste tipo de carga causa uma diminuição da fluidez da mistura, fato não verificado nos outros grupos.

REES & JACOBSEN, em 1989, avaliaram um novo método para estudo da contração de polimerização de compósitos odontológicos. Para isso fez-se uso de seis compósitos restauradores comerciais. O aparelho utilizado consistia em um capilar de diâmetro uniforme, graduado em divisões de 1 mm e com uma altura de 200 mm, preso a um frasco de volume 25 cm<sup>3</sup> com um encaixe de vidro. Os capilares utilizados apresentavam diâmetro de 0,35 e 0,70

mm. O compósito era colocado no interior do frasco e a contração de polimerização das amostras resultava em uma diminuição no nível da água do capilar. A verificação da contração de polimerização foi feita por uma hora após o início da fotoativação e foram produzidas 5 amostras para cada compósito utilizado. A contração volumétrica de cada amostra foi determinada através de fórmula presente no trabalho em questão, a partir da variação no menisco e variação no volume das amostras. Os compósitos com maior concentração de partículas inorgânicas foram os que apresentaram menores valores de contração de polimerização.

TANI, em 1989, determinou a tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos ativados quimicamente e fotoativados. Utilizou-se com este objetivo um aparelho acoplado a uma célula de carga. A amostra do compósito era produzida em uma matriz transparente com 5 mm de diâmetro por 12 mm de altura. Foram utilizados quatro compósitos quimicamente ativados e seis compósitos fotoativados, sendo que a mensuração da tensão gerada foi registrada após 1 e 3 horas do início da polimerização. Os compósitos fotoativados apresentaram início do desenvolvimento da tensão logo após a irradiação pela luz e esta variou de 6,5 a 9,5 kgf (após 1 hora) e 6,5 a 9,8 kgf (após três horas). Os compósitos quimicamente ativados apresentaram tensão após 4-5 minutos do início da espatulação e esta variou de 3,6 a 5,4 (após 1 hora) e 4,1 a 5,9 kgf (após três horas), sendo que não houve relação entre a concentração de partículas inorgânicas e a tensão gerada durante a polimerização e os compósitos fotoativados apresentaram

uma tensão significativamente maior do que os quimicamente ativados. A tensão gerada por cada compósito está relacionada a adesividade do agente de união, variação de viscosidade durante a polimerização e ao módulo de elasticidade do compósito.

FEILZER, DE GEE & DAVIDSON, em 1990, estudaram a formação das tensões geradas pela contração de polimerização de compósitos odontológicos em amostras com Fatores C distintos e a liberação desta tensão pelo escoamento do material. Fez-se uso de quatro compósitos quimicamente ativados, com os quais foram produzidas amostras cilíndricas de material recém-espaturado, colocadas em uma máquina (Instron 6022) composta de dois discos metálicos de diâmetro 10 mm, a variação da distância entre os discos promovendo os diferentes valores de Fator C avaliados: 0,5; 2,0; 2,5 e 5,0. Após a inserção do material a tensão gerada foi registrada desde o tempo zero até 60 minutos após o início do teste, sendo a tensão total e tensão liberada por escoamento calculada a partir de fórmulas presentes no trabalho em questão. Os resultados encontrados mostraram que, a um fator C = 0,5, nenhum dos materiais em estudo desenvolveu uma tensão que superasse a resistência de união compósito-disco. A porcentagem de liberação de tensões por relaxamento neste caso para os materiais em estudo variou de 65% a 92%. Nos casos que possuíam um fator C mais elevado, verificaram-se falhas decorrentes de um escoamento limitado, a porcentagem de liberação de tensão por relaxamento caindo para valores médios de 35%, sendo que nos casos com um fator C = 5,0 não foi verificada liberação de tensões, concluindo-se que o

porcentual de liberação de tensões por escoamento é material e configuração dependente e nos casos onde se verifica um baixo fator C, o escoamento contribui grandemente na liberação do tensão gerado pela contração de polimerização do compósito.

UNO & ASMUSSEN, em 1991, investigaram o efeito de uma intensidade de luz reduzida durante a polimerização sobre a adaptação marginal de restaurações em cavidades dentinárias, sendo que também avaliou-se o efeito sobre a resistência de união e compressão. Para o teste quanto a adaptação marginal foram utilizados dentes molares humanos permanentes extraídos, sendo que sobre a superfície vestibular e lingual foi utilizada lixa Carborundum granulação 220, onde foi preparada a cavidade, com um diâmetro de 3,5 mm e uma profundidade de 1,5 mm, preenchida com o compósito em estudo e realizando-se posterior fotoativação. A variação na intensidade de luz foi realizada com a utilização de um transformador (Luxor, ICI), sendo classificada como 110 V (baixa intensidade) e 220 V (alta intensidade). Os grupos avaliados foram : C1, 60 s a 220V; C2, 30 s a 220 V; (A) 5 s a 110 V, 25 s sem irradiação e 30 s com 220V; (B) 10 s a 110V, 20 s sem irradiação e 30 s a 220V; (C) 20 s a 110V, 10 s sem irradiação 30 s a 220V; (D) 30 s a 110V e 30 s a 220V; (E) 60 s a 110V. Os grupos controles (C1 e C2) não apresentaram diferenças significantes entre si. Já comparativamente entre o grupo C2 e o grupo D, verificou-se neste último uma redução significativa da fenda marginal. O grupo E apresentou os melhores índices quanto a adaptação marginal, diferindo estatisticamente dos demais grupos..

Porém, este mesmo grupo apresentou os piores resultados nos outros dois testes realizados, devido ao seu baixo grau de polimerização, o que acarreta satisfatória adaptação marginal, porém piores propriedades mecânicas. Já o grupo D, onde foi realizada uma complementação do tempo de fotoativação a 220V, verificou-se uma redução na fenda formada sem comprometimento das propriedades avaliadas do material, sobre o qual o autor conclui que uma fotoativação inicial em baixa intensidade, seguida de uma complementação desta em alta intensidade uma maneira viável de melhorar a adaptação marginal de restaurações com compósito.

IKEMI & NEMOTO, em 1994, analisaram o efeito de três tipos de materiais para base sobre a tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos durante os estágios iniciais de polimerização. Com este objetivo fez-se uso (1) material a base de ionômero de vidro modificado por resina; (2) tipo pasta única fotoativada e (3) ionômero de vidro convencional, fazendo-se uso ainda de um compósito fotoativado como controle. Para a realização do estudo fez-se uso de um aparelho onde era acoplado um transdutor, ao qual estava presente uma célula de carga. Os materiais de base a serem testados eram utilizados em três espessuras distintas: 0,5mm, 1,0mm e 1,5mm, colocando-se o compósito restaurador, sendo que este apresentava uma espessura de 4mm. Os resultados trazem como conclusão que, primeiramente, quanto a espessura da base, quanto mais espessa for a base maior é a tensão gerada no momento da polimerização desta, exceto no caso da base confeccionada com ionômero de vidro convencional, na qual nenhuma

tensão foi verificada durante a sua presa. Após a fotoativação do compósito, observou-se que, quanto maior a espessura da base confeccionada com ionômero de vidro modificado por resina ou convencional, menor a tensão gerada no processo, enquanto que para os materiais tipo pasta única fotoativada e o controle com compósito, quanto maior a espessura da base, maior a tensão gerada. A lenta reação de presa dos materiais a base de ionômero de vidro contribuiu positivamente para a liberação da tensão, como verificado. Dessa forma, é possível a conclusão de que a confecção de uma base pode, efetivamente, reduzir a tensão gerada pela contração de polimerização, principalmente o ionômero de vidro do tipo convencional e do tipo modificado por resina, onde se verificou que quanto maior a espessura da base confeccionada, maior a liberação da tensão verificada.

FEILZER *et al.*, em 1995, avaliaram a influência da intensidade de luz de aparelhos fotoativadores na integridade da interface dente-restauração em um estudo *in vitro*. Fez-se também a análise do efeito da utilização de materiais de base como regiões resilientes para a absorção da tensão gerada. Para a verificação da integridade da interface dente-restauração fez-se uso de 24 dentes humanos extraídos (caninos e pré-molares), do sistema adesivo Clearfil Liner Bond (Kuraray), do compósito de alta resiliência Protect Liner (Kuraray) e do compósito fotoativado Clearfil Lustre. Foram realizadas cavidades classe V, com uma profundidade média de 1,5mm. Os grupos analisados foram (I) restauração de acordo com instruções do fabricante: agente ácido/ *primer*/ adesivo/ Protect Liner /compósito; (II) igual ao grupo I, porém sem a camada



intermediária com Protect Liner e (III) igual ao grupo I, porém fez-se preenchimento totalmente da cavidade com o Protect Liner, sem uso do compósito. Para cada grupo, metade das amostras eram fotoativadas com uma intensidade de 250 mW/cm<sup>2</sup> (Translux CL – Kulzer) e a outra metade a uma intensidade de 650 mW/cm<sup>2</sup> (Elipar II – ESPE). Após acabamento e polimento as amostras foram submetidas a termociclagem (400x 15-65°C), e posteriormente preparadas para Microscopia Eletrônica (Philips XL 20) com aumento de 1000 vezes, sendo a interface classificada em “aberta” ou “fechada”. Já a contração de polimerização foi determinada com um linômetro em amostras com espessura de 1,5mm em intensidade de luz de 250 e 650 mW/cm<sup>2</sup>. A contração linear foi obtida continuamente por um período de 60 min a 23 ± 1°C e obteve-se posteriormente a contração volumétrica através de fórmula presente no trabalho. Foram realizadas 5 mensurações para cada intensidade de luz. Os resultados apresentaram que não houve diferença estatística entre o métodos restauradores empregados (grupo I x II x III). A não diferença entre os grupos testados está relacionada ao Módulo de Young semelhante entre os compósitos utilizados, Clearfil Lustre (6.1 GPa) e o material de alta resiliência Protect Liner (4.9 GPa). Já quanto a intensidade de luz empregada, as amostras fotoativadas com uma intensidade de 250 mW/cm<sup>2</sup> apresentaram uma diminuição significativa dos defeitos na interface comparativamente às fotoativadas com 650 mW/cm<sup>2</sup>, entretanto, o número de defeitos em ambas intensidades foi baixo e nenhuma diferença significativa foi encontrada. Quanto a contração de polimerização entre as duas intensidades

de luz testadas, como resultado foi observado que houve diferença estatística entre as amostras fotoativadas a 250 mW/cm<sup>2</sup> e 650 mW/cm<sup>2</sup> entre 3s e 15 min. Após 15 min, os valores de contração tornaram-se iguais, concluindo-se que em amostras com uma espessura de 1,5 mm o mesmo grau de conversão pode ser obtido com ambas intensidades de luz.

CARVALHO *et al.*, em 1996, realizaram uma revisão literária sobre a ocorrência e intensidade da tensão gerada durante o processo de polimerização, a influência deste e importância de sua liberação. A intensidade da tensão gerada, segundo o trabalho, está relacionada a diferentes configurações da cavidade, entre outros fatores, onde é concluído que o grau de escoamento do compósito durante a polimerização é determinado pelo material e também pela relação entre a área de superfícies unidas e a área de superfícies livres (fator configuração da cavidade – fator C). Se não é observada uma falha coesiva dos materiais e as paredes da cavidade são consideradas rígidas, a única maneira viável de liberação da tensão gerada pela contração de polimerização é uma deformação plástica do material e seu conseqüente escoamento para as superfícies livres, não-unidas. Quanto menor o fator C, menor será a competição entre a resistência de união e as tensões geradas pela contração de polimerização. Em uma condição clínica, o trabalho apresenta que restaurações com fator C menor que 1 são as únicas capazes de resistir a tensão gerada. Já quanto ao material, quanto menor for a capacidade deste de escoamento, maior será a tensão de contração gerada no processo. Assim, compósitos fotoativados, que apresentam uma rápida e imediata reação

de polimerização, permitem um menor escoamento do material comparado aos compósitos quimicamente ativados, nos quais a reação de polimerização é mais lenta, ocorrendo maior escoamento e conseqüente maior liberação de tensão.

Os compósitos restauradores têm sua estabilidade dimensional comprometida pela contração decorrente da reação de polimerização. A conversão dos monômeros numa estrutura polimérica é acompanhada por aproximação molecular, o que causa diretamente a redução de volume do material. Assim, devido a problemática envolvida no mecanismo de contração, DAVIDSON & FEILZER, em 1997, através de uma revisão de literatura, discutiram os aspectos relacionados a esse tema. A contração de polimerização se relaciona com o módulo de elasticidade do material e sua habilidade de escoamento, assim como com a situação em que ela ocorre, livre ou restrita. Em uma situação clínica, o material restaurador é sujeito a uma contração em uma situação restrita, aderindo a estruturas rígidas e gerando tensões nas paredes aderidas, podendo ocasionar uma falha coesiva, por deslocamento de parede, aumento de porosidade ou perda de coerência interna. A tensão gerada como resultado da contração de polimerização está relacionado à formação de um módulo de elasticidade suficiente para resistir a ocorrência de escoamento como tentativa de compensar o volume original e a magnitude da tensão gerada está relacionado às propriedades visco-elásticas do material e resiliência do substrato presente. Os métodos de controle da tensão gerada e promoção de liberação desta tensão estão relacionados a geometria da cavidade e conseqüente fator-C e utilização de materiais de baixo módulo de elasticidade

como regiões capazes de absorção da tensão gerada. Uma modulação do processo de fotoativação já demonstrou experimentalmente um menor dano a interface restauração–estrutura dentária sem causar influências nas propriedades físicas do material. Dessa forma, o conhecimento e compreensão dos meios existentes para controle da tensão gerada pela contração do compósito faz-se necessário para se obter os benefícios máximos da aplicação dos compósitos na dentística restauradora.

DAVIDSON-KABAN *et al.*, em 1997, avaliaram o efeito da variação na intensidade de luz, tempo de exposição, tipo e cor de compósitos restauradores sobre as propriedades mecânicas, grau de conversão e adaptação marginal de restaurações. Com este objetivo foram utilizados os compósitos Silux Plus e P-50, ambos da 3M-ESPE. Foram utilizados dois compósitos: um microparticulado (Silux Plus) e um híbrido (P50). A fotoativação foi realizada nas intensidades de 175 mW/cm<sup>2</sup> e 700 mW/cm<sup>2</sup>, com tempos de exposição de 10 e 60s, sendo que houve interações entre os tempos e intensidades avaliadas (700/10, 700/60, 175/10 e 175/60). Para se realizar o teste, amostras de compósito com espessura média de 1,48 mm foram adaptadas a um linômetro semelhante ao descrito por de Gee *et al* (1991, 1993) e fez-se a mensuração da contração linear por 15 minutos. Os valores obtidos foram convertidos para contração volumétrica através de fórmula presente no trabalho. Para se determinar a influência da intensidade de luz na integridade marginal, foram confeccionadas 6 cavidades classes V *in vitro* por grupo em dentes bovinos, com dimensões médias de 1,5 mm em profundidade, 3,5 mm em largura e 2,5 mm em

comprimento. As cavidades confeccionadas foram restauradas e após a inserção do material na cavidade, realizou-se a fotoativação por 10 e 60s a 700 mW/cm<sup>2</sup> e 10 e 60s a 175 mW/cm<sup>2</sup>, sendo realizado posteriormente Microscopia Eletrônica. Os resultados encontrados demonstraram que os compósitos não foram afetados pela diminuição na intensidade de luz durante a fotoativação, principalmente quando o tempo de fotoativação era de 60s, pois não foi encontrada diferença estatística em nenhum grupo de compósito nos valores de contração de polimerização volumétrica entre 700/60 e 175/60, fato talvez relacionado a pequena espessura da amostra utilizada. Já quando se avaliou a contração volumétrica nos grupos onde a fotoativação foi realizada em baixa intensidade por 10s, uma diminuição significativa foi verificada nestes valores para todas as cores e compósitos utilizados. Um fato interessante observado foi que, quando se realizou a fotoativação das amostras em menor intensidade (175 mW/cm<sup>2</sup>), verificou-se uma variação na velocidade da reação. No caso da fotoativação 175/60, o valor de contração gerado nos primeiros 30s é muito menor dos que encontrados para 700/60, embora que, após 15 minutos estes valores (e assim o grau de conversão), não sejam diferentes estatisticamente. Isto representa um fator benéfico relacionado a integridade da restauração pela menor tensão gerada durante a fotoativação neste caso (175/60), o que justifica os resultados encontrados quanto a adaptação marginal, onde os danos na interface foram mais evidentes e de maior magnitude quando realizada fotoativação em alta intensidade (700 mW/cm<sup>2</sup>).

PEUTZFELDT, em 1997, apresentou uma discussão a respeito dos sistemas de monômeros odontológicos, ressaltando novas abordagens para a conseqüente melhoria do desempenho dos compósitos restauradores. O monômero Bis-GMA mostrou-se superior ao metil metacrilato, devido a sua estrutura química e alto peso molecular, que proporciona menor volatilidade, menor contração de polimerização, enrijecimento mais rápido e produção de resinas mais rígidas. A extensão da contração de polimerização depende, entre outras coisas, do peso molecular e da funcionalidade do monômero. A natureza polar das resinas dimetacrilato resulta em absorção de água do meio bucal, o que causa enfraquecimento da matriz resinosa, desunião entre matriz e partícula e degradação hidrolítica das partículas com subseqüente redução nas propriedades mecânicas. No intuito de diminuir a sorção de água, homólogos do Bis-GMA foram desenvolvidos como o Bis-EMA (bisfenol A etileno metacrilato), no qual a hidroxila foi removida. O monômero UEDMA (uretano etil dimetacrilato) também é utilizado na fabricação de compósitos restauradores. As vantagens deste monômero são a sua menor viscosidade, maior flexibilidade da terminação uretano e alto peso molecular, além do elevado grau de conversão. A autora conclui que embora o desempenho de um compósito seja o resultado da inter-relação entre todos os componentes constituintes do material, uma mudança no sistema monomérico pode resultar em significativa melhora em suas propriedades e desempenho, bem como na expansão de suas indicações.

ANUSAVISE, em 1998, realizou uma descrição sobre os compósitos odontológicos, quanto à composição, classificação e modo de ativação. Esses materiais são compostos por uma matriz resinosa formada por monômeros, sendo os mais comuns o Bis-GMA, UEDMA e TEGDMA, que através de reação de polimerização por adição promovem o enrijecimento do material. Estes materiais apresentam ainda um sistema ativador-iniciador, pigmentos e radiopacificantes; por partículas de carga, com a função de melhorar as propriedades do compósito e por um agente de união, geralmente um silano orgânico, de caráter bifuncional, cuja finalidade é unir quimicamente as partículas de carga à matriz resinosa. Segundo o autor, diferenças no sistema ativador-iniciador resultam em compósitos de ativação química, que foram os primeiros comercialmente disponíveis e que se apresentavam no sistema de duas pastas e compósitos de ativação física, inicialmente pela luz ultravioleta e posteriormente pela luz visível. Independente do método de ativação, os compósitos odontológicos contraem durante o processo de polimerização, fator representante da principal desvantagem deste material.

Uma comparação entre aparelhos LED e convencionais por luz halógena quanto a profundidade de polimerização e grau de conversão de compósitos odontológicos foi realizada por FUJIBAYASHI *et al.*, em 1998. Foram utilizados dois aparelhos LED – LED1 e LED2 (Nichia Chemical) e um aparelho por luz halógena (Philips). O espectro de luz de cada aparelho foi analisado através de um espectroradiômetro, mensurado entre 300 a 800 nm. O compósito Silux Plus (3M-ESPE) foi utilizado, para o teste de profundidade de

polimerização confeccionando-se amostras de 4 mm em diâmetro por 8 mm em altura, após fotoativação por 10, 20, 40 e 60 segundos, removendo-se o material não polimerizado com uma espátula plástica. O grau de conversão foi analisado através de Espectroscopia de Fourier, com a análise de filmes de compósito com espessura média de 0,1 mm após fotoativação. O espectro de luz de um dos aparelhos LED utilizados variou de 430 a 550 nm, com pico de 466 nm, possuindo uma eficácia para a fotoativação de 96%, o aparelho por luz halógena apresentando uma variação de 380 a 510 nm, com pico de 484 nm e uma eficácia de 94%. Quanto a profundidade de polimerização, nos grupos fotoativados com uma exposição de 40 e 60 segundos, o aparelho LED2 apresentou resultados estatisticamente superiores ao LED1 e ao aparelho por luz halógena. O aparelho LED2 também apresentou resultados superiores ao convencional quanto ao grau de conversão do compósito utilizado. Os resultados satisfatórios obtidos pelo método de fotoativação LED estão relacionados a seu estreito espectro de luz (430-550 nm) e um pico de intensidade ao redor de 470 nm, dessa forma altamente eficiente na ativação da canforoquinona, responsável pelos resultados superiores aos obtidos comparativamente a luz halógena.

KORAN & KÜRSCHNER, em 1998, compararam os métodos de fotoativação por luz contínua e dupla intensidade quanto a contração de polimerização, viscosidade, adesão e grau de conversão de compósitos odontológicos. Para isso fez-se a utilização do compósito odontológico Pertac®



(ESPE America). No teste relacionado a contração de polimerização quatro grupos foram avaliados: (1) 10s a 150 mW/cm<sup>2</sup> e 30s a 500 mW/cm<sup>2</sup>; (2) 10s a 150 mW/cm<sup>2</sup> e 30s a 700 mW/cm<sup>2</sup>; (3) 40s a 500 mW/cm<sup>2</sup> e (4) 40s a 700 mW/cm<sup>2</sup>. Para a realização desse teste utilizou-se um linômetro ACTA durante o procedimento de fotoativação de cada amostra e por até um tempo complementar de 2 minutos após o final da irradiação, obtendo-se assim a porcentagem de contração linear e volumétrica de cada amostra de compósito produzida nos quatro diferentes grupos. Os resultados não foram diferentes estatisticamente entre os grupos 1, 2 e 3, sendo que o grupo 4 apresentou diferenças estatísticas ao grupo 1 e 2, não diferindo do grupo 3. Os autores concluem que, dessa forma, a porcentagem de contração de polimerização total é essencialmente independente das várias intensidades de luz utilizadas durante os processos de fotoativação.

A relação entre intensidade de luz e contração de polimerização linear pós-gel foi avaliada por SAKAGUSHI & BERGE, em 1998. Foram confeccionadas amostras com a utilização de um compósito fotoativado, através de uma exposição de 40 s e promovendo-se a variação na intensidade de luz utilizada nos diferentes grupos avaliados: (g1) 337 mW/cm<sup>2</sup>; (g2) 241 mW/cm<sup>2</sup>; (g3) 164 mW/cm<sup>2</sup>; (g4) 116 mW/cm<sup>2</sup>; (g5) 20s a 241 mW/cm<sup>2</sup> e 20s adicionais a 337 mW/cm<sup>2</sup>. A tensão gerada pela contração de polimerização foi mensurada através de um resistor elétrico acoplado na região de fundo de cada amostra. O grau de conversão foi posteriormente avaliado através de Espectroscopia de Fourier, com a análise de cortes de compósito das regiões

de superfície e fundo das amostras representativas de cada grupo. Os resultados demonstraram uma relação direta entre a tensão gerada pela contração de polimerização linear e intensidade de luz, sendo encontrada a mesma relação entre densidade de energia com o grau de polimerização alcançado e desenvolvimento de tensões nos diferentes grupos. Não foi encontrada diferenças estatísticas no grau de polimerização entre o grupo 5 e os grupos 1 e 2. O desenvolvimento de tensões durante a fase pós-gel da polimerização apresenta uma relação direta ( $r^2 = 0.97$ ) com a densidade de energia, embora neste estudo uma relação não-linear foi encontrada entre grau de conversão e densidade de energia.

UNTERBRINK & LIEBENBERG, em 1999, realizaram uma revisão de literatura sobre a utilização de compósitos de alto escoamento como adesivos com carga. A tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos em uma restauração adesiva está relacionado a três fatores principais: (1) geometria da cavidade – fator-C e tamanho cavitário; (2) técnicas restauradoras e (3) material utilizado – rigidez e modificações dimensionais (contração). A polimerização de um material é influenciada pelo sistema monomérico e ativador-iniciador deste, sendo que a tensão gerada pelo material durante a polimerização se correlaciona com o módulo de elasticidade deste mais do que com a própria contração do material, seja ela linear ou volumétrica.

BOUSCHLICHER, RUEGGERBERG & BOYER, em 2000, avaliaram o efeito do modo de fotoativação em dois tempos distintos de exposição sobre a

tensão gerada pela contração de polimerização e grau de conversão de compósitos. Com este objetivo fez-se a utilização de uma máquina de ensaios mecânicos (MTS 318), adaptando-se ao aparelho uma célula de carga com um extensômetro de deslocamento constante ( $1,250 \pm 0,001$  mm). Após a aplicação do agente adesivo (All bond 2, Bisco), adaptou-se à máquina a amostra de compósito (Pertac II – ESPE América). O fator configuração da cavidade foi mantido constante, com valor igual a 2,0. As amostras apresentavam uma altura de 1,25 mm e um diâmetro de 5 mm. Feito isso, promoveu-se a fotoativação com exposição dupla, (Elipar HighLight, ESPE America). As tensões geradas pela contração de polimerização foram registradas pelo aparelho em intervalo de 0,1s até um período de 300s do início da fotoativação. Foram confeccionadas 10 amostras para cada grupo, sendo que os grupos testados foram: (1) 40s a  $800 \text{ mW/cm}^2$ ; (2) 10s a  $100 \text{ mW/cm}^2$  mais 30s a  $800 \text{ mW/cm}^2$ ; (3) 60s a  $800 \text{ mW/cm}^2$  e (4) 10s a  $100 \text{ mW/cm}^2$  mais 50s a  $800 \text{ mW/cm}^2$ , promovendo-se comparação entre os grupos citados. Os resultados mostraram que os grupos 2 e 4, que foram fotoativados pelo modo “soft-start”, apresentaram um período de latência inicial de 10 segundos, onde o desenvolvimento de tensões foi quase nulo, intervalo de tempo correspondente a fotoativação em baixa intensidade ( $100 \text{ mW/cm}^2$ ), devido ao escoamento possibilitado ao compósito nesse período de baixa intensidade. Dessa forma, antes de se atingir o ponto gel, nenhuma tensão é gerada, pelo não desenvolvimento até este momento de um módulo de elasticidade substancial ou ainda suposto que a intensidade inicial utilizada não foi suficiente para iniciar

a reação de polimerização. Entre os métodos de fotoativação avaliados, existiu uma correlação direta entre a densidade de energia e a tensão máxima média gerada pela contração de polimerização. Porém, os níveis máximos de tensão gerada pelos 4 grupos analisados não diferiram estatisticamente entre si ( $p = 0,1548$ ), exceto entre o grupo 2 (8,76 MPa) e o grupo 3 (10,85 MPa), nos quais houve diferença estatística. Foi verificado no trabalho que houve um aumento significativo da tensão gerada durante o experimento após o término da fotoativação. A tensão gerada neste período de ausência de luz está relacionada a efeitos adicionais da força proveniente da contração de polimerização e contração térmica, através do calor absorvido pelo compósito proveniente da fonte de luz. Dessa forma, os autores concluem que a tensão máxima gerada pela contração de polimerização não foi influenciada pelo modo de fotoativação (contínua ou “soft-start”) e uma correlação positiva ( $r = 0,983$ ) existe entre densidade de energia ( $J/cm^2$ ) e tensão máxima (MPa).

Em 2000, CHOI, CONDON & FERRACANE avaliaram os efeitos da espessura da camada de adesivo sobre a tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos e o efeito da espessura dessa camada sobre a microinfiltração. Para o teste relacionado à tensão gerada pela contração de polimerização com espessura da camada de adesivo variável fez-se uso do adesivo dentinário Scotchbond Multipurpose (3M-ESPE), do compósito Herculite XRV (Kerr Co.) e de um tensilômetro como meio de quantificar a tensão gerada, no qual foi acoplado um transdutor. O agente adesivo foi aplicado de uma a três vezes para a produção de diferentes espessuras dessa

camada. O compósito foi então colocado entre os dois “stubs” do tensilômetro. O controle do fator C foi feito através da variação do diâmetro e altura das amostras, possuindo-se assim dois grupos, um com fator C igual a 2 ( $C = 2,0$ ) e outro com fator C igual a 3 ( $C = 3,0$ ). A fotoativação foi realizada com dois aparelhos simultaneamente, um de cada lado, com um tempo de fotoativação de 60 segundos, registrando-se a tensão gerada no tensilômetro por um período de 15 minutos após a fotoativação. A variação da espessura da camada de adesivo ficou entre 20 e 300  $\mu\text{m}$ . Os resultados mostraram que, primeiramente, a tensão gerada pela polimerização no grupo com fator  $C = 3,0$  foi significativamente maior do que o obtido no grupo com fator  $C = 2,0$  ( $p < 0,01$ ). Quanto à tensão gerada em cada grupo, no grupo com  $C = 3,0$  observou-se uma diminuição significativa de 17 % na tensão gerada entre as amostras que receberam uma e duas camadas de adesivo e uma redução adicional de 13 % na tensão gerada entre as amostras que receberam duas e três camadas de adesivo. Para o grupo com  $C = 2,0$ , observou-se uma diminuição significativa de aproximadamente 24 % entre as amostras que receberam 1 e 2 camadas de adesivo, enquanto nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as amostras com duas e três camadas de adesivo. O autor conclui ainda, que quanto maior for o Fator C, mais rápida e mais intensa será a tensão gerada pela contração de polimerização.

CONDON & FERRACANE, em 2000, quantificaram a tensão gerada pela contração de polimerização em uma região confinada, além de avaliar o efeito do monômero utilizado na redução do nível de tensão gerada. Fez-se uso

de uma máquina de testes mecânicos e do sistema adesivo Scotchbond MP (3M-ESPE), sendo a garra superior da máquina acoplada a uma célula de carga que realizava a mensuração da tensão gerada. A fotoativação foi realizada por 60 seg. de ambos lados da amostra com um aparelho Optilux (Demetron Research Co.). O fator-C do experimento em questão foi igual a 1,0 e o monitoramento da tensão gerada foi realizado por um período de 10 min após o fim da fotoativação, menos para o compósito quimicamente ativado Bisco 2 (Bisco), no qual esse tempo foi de 30 min. Foram utilizados compósitos microparticulados, miniparticulados (com partículas submicrométricas) e de partículas médias (com macropartículas) e um compósito quimicamente ativado. Os compósitos microparticulados produziram uma tensão significativamente menor que os compósitos miniparticulados e de partículas pequenas, nos quais não foi encontrada diferença estatística. Não houve diferença estatística entre o compósito quimicamente ativado e o compósito microparticulado. Uma alta correlação ( $r^2 = 0,82$ ) foi encontrada entre o volume percentual de partículas inorgânicas e a tensão gerada no processo, sendo que quanto maior a porcentagem de carga presente, maior a tensão gerada no processo, fato possivelmente relacionado a maior rigidez e, conseqüentemente, menor escoamento nos compósitos com alta concentração de carga.

DENNISON *et al.*, em 2000, investigaram o efeito de intensidades de luz variáveis sobre a contração de polimerização de compósitos restauradores e a profundidade de polimerização de compósitos fotoativados com estas intensidades. Para o experimento referente a intensidade de contração de

polimerização fez-se uso de um linômetro, onde foi acoplado um transdutor livre de contato. Utilizou-se um compósito microparticulado, Silux Plus (3M-ESPE) e um compósito híbrido, TPH (Dentsplay/Caulk Co.), sendo que as amostras confeccionadas possuíam um diâmetro de 5 mm e espessura entre 1,5 e 2,0 mm. A variação na intensidade de luz no momento da fotoativação foi conseguida com o afastamento da ponta do aparelho da amostra, com a relação de 1mm para uma intensidade de 100%, 10mm para 50% de intensidade e 17mm de afastamento para 25% da intensidade total. Os grupos avaliados quanto a variação na intensidade de luz foram: (g1) 40s com 100% de intensidade; (g2) 40s com 25% de intensidade; (g3) 20s com 25%, 10s com 50% e 10s com 100% e (g4) 10s com 25%, 10s com 50% e 20s com 100%. Foram produzidas 12 amostras para cada grupo avaliado. Após o término do tempo de fotoativação aguardava-se um tempo complementar de 5 min. A obtenção da contração volumétrica era feita por meio de fórmula presente no trabalho em questão. Os resultados encontrados indicaram que, primeiramente, os valores para o compósito TPH foram superiores do que os encontrados para o Silux Plus quanto a contração de polimerização. A análise estatística mostrou que, tanto o tipo de material quanto a seqüência de fotoativação utilizada são significantes ( $p < 0,001$ ) e existe uma diferença significativa entre g1 e os outros 3 grupos quanto a intensidade de contração. A maior parte da contração de polimerização aconteceu durante os 20s iniciais de fotoativação, em média 84% para o TPH (g3 e g4) e 72% para o Silux Plus (g3 e g4), e se durante esse

período puder ser utilizada uma luz em menor intensidade poderá se diminuir a tensão gerada durante o processo.

O efeito do método de fotoativação por dupla intensidade sobre a tensão gerada pela polimerização de compósitos restauradores foi avaliado por ERNST *et al.*, em 2000. Fez-se uso de sete compósitos distintos e do aparelho fotoativador Elipar Highlight (ESPE), que promove dois métodos distintos de fotoativação: (1) convencional - 40 seg a  $700 \text{ mW/cm}^2$  e (2) dupla intensidade –  $150 \text{ mW/cm}^2$  por 10 seg e mais 30 seg a  $700 \text{ mW/cm}^2$ . O teste foi realizado após a colocação das amostras imediatamente após a fotoativação em um equipamento adaptado com um analisador e um polarizador. As imagens obtidas eram transferidas para um computador no qual a tensão era calculada através de um software presente, os valores sendo expressos em porcentagem. Os resultados encontrados demonstraram uma redução altamente significativa da tensão gerada pelo método dupla intensidade em cinco dos sete compósitos avaliados, comparativamente ao método de fotoativação convencional. Os resultados satisfatórios obtidos pelo método dupla intensidade estão associados a um prolongamento da obtenção do ponto gel do compósito durante a fotoativação a baixa intensidade inicial, dessa forma se retardando o aparecimento de tensões no processo devido a um maior relaxamento do compósito neste período inicial.

JANDT *et al.*, em 2000, testaram a profundidade de polimerização e a resistência a compressão de um compósito restaurador ativado por aparelhos a base de LED ou lâmpada halógena a fim de comparar a efetividade de



polimerização dos mesmos, realizando-se também a mensuração do espectro de luz dos aparelhos utilizados. Foram utilizado dois aparelhos fotoativadores, um convencional de luz halógena e outro por LED (27 LEDs). A profundidade de polimerização foi determinada em corpos-de-prova de 4 mm em diâmetro por 8 mm em altura confeccionados com o compósito Spectrum TPH (Dentsply Co.), nas cores A2 e A4, fotoativados por 40 s. Foram confeccionadas 10 amostras para cada grupo, nas quais a profundidade de polimerização foi mensurada através de um penetrômetro, com a aplicação de uma força constante e remoção da região não polimerizada do corpo-de-prova. A resistência a compressão foi determinada em amostras de 4 mm em diâmetro por 6 mm de altura polimerizadas em ambos os lados da amostra. Foram confeccionadas seis amostras por grupo e o teste foi realizado a uma velocidade de 1 mm/min. Como resultados, os autores encontraram uma intensidade de luz de  $755 \text{ mW/cm}^2$  para o aparelho de luz halógena, com um espectro de luz de 95 % entre 398 e 507 nm com pico de 497 nm e para o aparelho LED uma intensidade de  $350 \text{ mW/cm}^2$ , com espectro de luz de 95 % entre 438 e 501 nm com pico de 465 nm. Entre 450 e 470 nm, região de pico de ativação da canforoquinona, a intensidade alcançada pelo aparelho LED foi quase duas vezes superior do que a do aparelho convencional por luz halógena, apesar deste último exibir maior intensidade de luz todas as outras regiões do espectro. A profundidade de polimerização foi significativamente maior para as amostras fotoativadas pelo aparelho por luz halógena, embora ambos os aparelhos tenham apresentado efetividade de cura em profundidades

superiores às determinadas pela ISO 4049 e especificações do fabricante. Com relação aos valores de resistência a compressão não houve diferença estatística entre as amostras fotoativadas por LED ou luz halógena. Com base nos resultados os autores concluem que os aparelhos por LEDs são efetivos para a fotoativação de compósitos odontológicos e que o aprimoramento desta tecnologia fará com que a técnica se torne viável entre as outras já existentes.

PEUTZFELDT, SAHAFI & ASMUSSEN compararam, em 2000, propriedades mecânicas de compósitos restauradores fotoativados através de um aparelho de luz halógena (XL 3000 – 3M) e por Arco de plasma de xenônio (1000 PAC - PAC e Apollo 95E – DMD). A contração de polimerização parede-a-parede foi uma das propriedades investigadas, sendo utilizados dentes molares humanos extraídos, nos quais foram confeccionados cavidades classe V com diâmetro médio de 3,5 mm e profundidade de 1,5 mm. Fez-se a aplicação dos sistemas de união utilizados no experimento e concluído este procedimento, realizou-se o preenchimento das cavidades com os compósitos correspondentes, promovendo-se a fotoativação com os métodos em estudo pelo tempo recomendado, 40s para a fotoativação por luz halógena, 3 e 10 s para os aparelhos por Arco de plasma de xenônio, Apollo 95E e 1000 PAC, respectivamente. A mensuração da largura de fenda formada foi realizada através de um microscópio, sendo expressa em porcentagem do diâmetro total da cavidade. Os resultados encontrados foram similares para os três aparelhos utilizados, com exceção de uma combinação de sistema de união-compósito, no qual o aparelho Apollo 95E apresentou menores valores de fenda do que o

XL 3000. Uma alta taxa de polimerização, como verificado nos aparelhos de alta intensidade, tendem a aumentar o tamanho da fenda formada devido a limitação do escoamento do compósito, como verificado pelo Apollo 95E e 1000 PAC, que, mesmo apresentando um grau de conversão menor comparativamente ao método por luz halógena, como verificado neste mesmo estudo, apresentou largura de fenda semelhante a este método.

PRICE *et al.*, em 2000, compararam a contração de polimerização volumétrica e o módulo de elasticidade de 4 compósitos restauradores comerciais e um compósito experimental sem carga quando polimerizados através do método convencional de fotoativação (luz contínua) e fotoativação por dupla intensidade. Foram utilizados 4 compósitos comerciais e um compósito experimental sem carga baseado em Bis-GMA. Após a confecção das amostras, realizou-se a fotoativação destas por 40s em cada lado utilizando o aparelho Optilux 401 (Demetron/Kerr) para a fotoativação convencional e o aparelho Elipar Highlight (ESPE America) para a fotoativação por dupla intensidade. As dimensões do anel e a espessura da amostra utilizada produziram um fator-C ao redor de 0,8. Foram confeccionadas 10 amostras para cada compósito e cada método de fotoativação. A intensidade de luz utilizada para a fotoativação convencional foi de 560 mW/cm<sup>2</sup> e a fotoativação por dupla intensidade teve, nos primeiros 10s uma intensidade média de 110 mW/cm<sup>2</sup>, com posteriores 30s a 650 mW/cm<sup>2</sup>. O compósito sem carga exibiu a maior contração volumétrica do experimento, diferindo estatisticamente do compósito de alto escoamento Aeliteflow. Os compósitos híbridos diferiram

estatisticamente do compósito de alto escoamento e sem carga. Não há diferença estatística entre os valores de contração volumétrica para os compósitos híbridos testados (Pertac II, Z100 e Surefil). Para todos os materiais testados, não houve diferença estatística nos valores de contração volumétrica entre a fotoativação contínua e por dupla intensidade. A contração de polimerização é tempo-dependente, pois a maioria da contração aconteceu nos primeiros 10 minutos e houve pouca diferença após uma hora. A quantidade de energia dispensada durante a fotoativação entre os dois métodos foi similar e variou de 41,20 J/cm<sup>2</sup> (dupla intensidade) a 44,80 J/cm<sup>2</sup> (luz contínua).

A relação entre grau de conversão de dois compósitos restauradores e os valores de tensão gerados pela contração de polimerização em diferentes intensidades e tempos de exposição foi investigado por SILIKAS, ELIADES & WATTS, em 2000. Os materiais utilizados neste estudo foram os compósitos Z100 (3M-ESPE) e Tetric-Ceram (Ivoclar). O grau de cura foi verificado através de FTIR, comparativo entre discos de material não-fotoativado e fotoativado por 4 formas distintas: (I) 750 mW/cm<sup>2</sup> por 40 seg.; (II) 10 seg. a 200 mW/cm<sup>2</sup> e 30 seg a 750 mW/cm<sup>2</sup>; (III) 200 mW/cm<sup>2</sup> por 40 seg.; (IV) 200 mW/cm<sup>2</sup> por 10 seg., utilizando-se o aparelho fotoativador Elipar Highlight (ESPE Dental). A tensão gerada nos diferentes modos de fotoativação foi quantificada através de um sistema LNDT por um período de 30 min. Os resultados mostraram não existir diferença estatística entre os modos de fotoativação I e II quanto ao grau de polimerização de ambos materiais, porém diferenças significativas foram encontradas entre os modos III e IV, concluindo-se que uma redução inicial da

intensidade de luz não provoca uma redução significativa do grau de polimerização dos materiais utilizados. Quanto à tensão gerada verificou-se uma redução significativa nos níveis encontrados nos grupos III e IV após 30 min, sendo que para o material Tetric Ceram não foi encontrada diferença significativa entre os grupos I e II, sendo o mesmo significativo para o material Z100, porém para os dois materiais foi verificado um lento desenvolvimento do tensão em um estágio inicial nos grupos II, III e IV, comparativamente ao grupo I, no qual o tensão se desenvolve rapidamente nos momentos iniciais da fotoativação, verificando-se assim os efeitos benéficos da redução da intensidade de luz inicial sobre os valores de tensão encontrados. Uma alta correlação ( $r^2 > 0,99$ ) foi encontrada entre grau de polimerização e tensão gerada pela contração.

Em 2000, STAHL *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de investigar as propriedades flexurais de 3 compósitos em 3 diferentes cores, quando fotoativados com aparelhos LEDs (composto por 27 LEDs, com intensidade de  $350 \text{ mW/cm}^2$ ) ou por aparelhos de lâmpadas halógenas convencionais (Spectrum 201 R, intensidade  $755 \text{ mW/cm}^2$ ). Foi conduzido teste de resistência à flexão de acordo com as instruções da ISO 4049. Os resultados mostraram que não existe diferença entre cores de um mesmo material, porém quando se comparam os compósitos, diferenças são detectadas nos valores de resistência e módulo flexural. Estes valores também são alterados pelos métodos de fotoativação, pois os valores encontrados para o grupo da luz halógena foram superiores aos encontrados para o grupo das amostras

fotoativadas por LED, porém todos os materiais, exceto um em cor específica, preencheram os requisitos da norma ISO 4049, independente do método de fotoativação empregado. Os autores concluem que os resultados satisfatórios alcançados com o LED estão associados ao seu pico de comprimento de onda emitido (465 nm), muito próximo ao pico de ativação da canforoquinona (467 nm), enquanto que o pico da lâmpada halógena foi de 497 nm. A tecnologia de desenvolvimento dos aparelhos LED continua a crescer e este método tende a se tornar viável e eficiente.

A influência de diferentes métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de diferentes compósitos odontológicos foi investigado por CUNHA *et al.*, em 2001. Amostras cilíndricas (3mm em diâmetro e 5mm em altura) foram preparadas em matriz bipartida e fotoativados por quatro diferentes métodos: Luz Contínua (520 mW/cm<sup>2</sup>); Dupla Intensidade de Luz (150 mW/cm<sup>2</sup> por 10s, seguido por 520 mW/cm<sup>2</sup> por 30s); Luz Pulsátil (520 mW/cm<sup>2</sup> em ciclos de 3s por 60s) e Arco de plasma de xenônio (2300 mW/cm<sup>2</sup> por 3s). A mensuração da dureza Knoop foi realizada em um microdurômetro Tester FM com carga de 50g por 30s. Os resultados indicaram que a dureza Knoop, independente da profundidade e do compósito utilizado, foi maior nos métodos de fotoativação por Luz Contínua e Dupla Intensidade de Luz quando comparados aos métodos por Luz Pulsátil e por Arco de Plasma de Xenônio. Com base nos resultados, os autores concluíram que a fotoativação por Arco de Plasma de Xenônio no tempo indicado gera um grau de conversão insuficiente devido aos valores de dureza knoop estatisticamente inferiores encontrados para este método. Já o

método de fotoativação por Luz Pulsátil, apesar de ter gerado resultados de dureza Knoop inferiores, devido a variação da intensidade de luz durante a utilização deste método, pode ser uma alternativa viável para a fotoativação de compósitos.

HASEGAWA *et al.*, em 2001a, avaliaram a profundidade de polimerização e a adaptação marginal de compósitos odontológicos fotoativados por aparelhos convencionais por luz halógena e por Arco de Plasma de Xenônio. Foram utilizados 4 compósitos restauradores e três sistemas de união. O teste de adaptação marginal foi realizado através da confecção de cavidades cilíndricas com 3,0 mm em diâmetro e 1,5 mm em profundidade em dentes extraídos, restauradas e posteriormente fotoativadas com os aparelhos testados. A mensuração da largura da fenda foi realizada após 10 minutos do término da fotoativação em um microscópio de luz. Os resultados encontrados mostraram que fendas foram observadas em todos os grupos, sendo que não houve diferença estatística entre os métodos avaliados quanto aos valores de fenda encontrados. A análise da distribuição espectroscópica comparativa entre os três aparelhos utilizados revelou que, a um comprimento de onda de 480 nm, os aparelhos que apresentam como fonte de luz o Plasma de Xenônio apresentam uma intensidade de luz mais que 1000% maior que o de fonte de luz halógena convencional.

HASEGAWA *et al.*, em 2001b, avaliaram o efeito do método de fotoativação dupla intensidade sobre a adaptação marginal de restaurações com compósitos fotoativados. Para isso fez-se uso de 4 materiais

restauradores: Clearfil APX (Kuraray), Estelite (Tokuyama), Silux Plus (3M-ESPE) e Z100 (3M-ESPE) e dos sistemas adesivos Clearfil Photo Bond (Kuraray) e Mega Bond (Kuraray). Foram confeccionadas cavidades com 3 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade em dente molares humanos extraídos, num total de 160, sendo que em cada 80 dentes fez-se a aplicação de um dos dois sistemas adesivos citados, e estes subdivididos em 4 subgrupos, cada um restaurado com um dos compósitos citados anteriormente. Em cada subgrupo, metade das amostras foi fotoativada pelo método convencional (alta intensidade) e a segunda metade através do método dupla intensidade (10s em baixa intensidade seguidos de 30s a alta intensidade), feito com o aparelho Elipar Highlight (ESPE). A adaptação marginal foi verificada através da mensuração da largura da fenda formada entre os limites da cavidade e do compósito. Os resultados mostraram que o compósito Z100 diferiu estatisticamente dos demais compósitos utilizados, apresentando maiores médias de fendas formadas, possivelmente relacionadas, segundo o trabalho em questão, a uma rápida taxa de polimerização deste material. Os métodos em estudo não apresentaram diferença estatística entre si quanto à adaptação marginal, o autor concluindo que o método de fotoativação utilizado não influenciou a adaptação marginal de restaurações de compósitos fotoativados.

KNEZEVIC *et al.*, em 2001, realizaram um estudo com o propósito de comparar o grau de conversão e o aumento de temperatura de 4 compósitos fotoativados por diferentes aparelhos fotoativadores, baseados tanto em lâmpadas halógenas quanto em LEDs. Os aparelhos utilizados foram : Heliolux



GTE (fotoativação convencional – 600 mW/cm<sup>2</sup> por 40s), Elipar Highlight (polimerização por dupla intensidade de luz – 100 mW/cm<sup>2</sup> por 10s e 700 mW/cm<sup>2</sup> por 30s) e um aparelho composto por 16 LEDs (12 mW/cm<sup>2</sup> por 40s). O grau de conversão foi determinado através de espectroscopia de Fourier, em região de superfície e 1 mm de profundidade. O aumento de temperatura foi determinado durante o período de fotoativação com um termômetro HC 3500 T nas mesmas amostras utilizadas no teste anterior, em região de superfície e 1 mm de profundidade, através de uma sonda acoplada ao compósito. Como resultado, os autores verificaram que tanto o grau de conversão quanto o aumento de temperatura foram maiores com os aparelhos de luz halógena, comparativamente ao aparelho por LED. O aumento da temperatura na superfície das amostras foi quase o dobro daquela verificada na região de 1 mm de profundidade e os valores de aumento de temperatura nas amostras fotoativadas por luz halógena foi em média o dobro do verificado quando da utilização do aparelho LED. Entretanto, a diferença no grau de conversão não foi tão ampla quanto a diferença entre as intensidades luminosas de cada aparelho utilizado. O aparelho Heliolux GTE gera maior aumento de temperatura que o Elipar Highlight, apesar do grau de conversão dado por ambos ser semelhante, isso porque com o uso da baixa intensidade inicial, a polimerização é mais lenta neste período, gerando portanto menos calor, sem prejuízo do grau de conversão.

Um estudo comparativo entre a eficiência de polimerização de aparelhos fotoativadores LED e convencionais a luz halógena foi realizado por

KURACHI *et al.*, em 2001. Com esse objetivo realizou-se o teste de dureza Vickers em amostras de compósito de 0,35 mm, 1,25 mm e 1,8 mm de espessura confeccionados com o compósito Z100 (3M-ESPE). O aparelho por LED foi adaptado, contendo 2, 3, 4, 5 e 6 LEDs e por tempos de exposição 20, 40, 60, 120 e 180 segundos comparados com o aparelho convencional de luz halógena com tempo de 40 segundos. Foram confeccionadas 5 amostras por grupo e as mensurações foram feitas na face oposta a irradiada. Os resultados mostraram que as amostras fotoativadas por aparelhos LED apresentaram valores de dureza inferiores aos conseguidos pela utilização do aparelho fotoativador convencional por luz halógena. A baixa intensidade de luz alcançada por estes aparelhos (máximo de 79 mW/cm<sup>2</sup> no aparelho com 6 LEDs) foi responsável pelos resultados inferiores encontrados, sendo necessário um maior tempo de exposição, igual ou superior a 120 segundos, para se alcançar resultados semelhantes ao da luz halógena (475 mW/cm<sup>2</sup>). Os resultados satisfatórios alcançados com o aparelho LED em tempos de exposição superiores (120 s), apesar da grande diferença em intensidade, está associado a efetividade deste tipo de luz. O aparelho por LED emite comprimento de onda mais próximo do espectro de absorção da canforoquinona que a luz halógena convencional, na qual cerca de 80% da energia emitida acaba sendo dissipada e apenas uma pequena fração efetivamente participa da polimerização da resina. No caso do LED, praticamente 100% da energia emitida é convertida na ativação da canforoquinona. Os autores concluem que o uso de LEDs para a fotoativação

de compósitos ainda não é indicada para uso clínico devido a necessidade de maior conhecimento de seus efeitos na polimerização de compósitos, porém sinalizam para suas comprovadas vantagens considerando-o uma alternativa promissora para o futuro dos aparelhos fotoativadores.

Em 2001, MIGUEL & de LA MACORRA investigaram um novo modo de avaliação da tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos, através da modificação do sistema proposto por Feilzer, em 1987. Foram utilizados nove compósitos de ativação química, dois compósitos para cimentação e dois cimentos de ionômero de vidro modificado por resina. Os materiais, recém-espatulados, eram colocados entre dois discos rígidos de diferentes diâmetros em uma máquina de tração e um tempo de 25 minutos era aguardado para cada amostra, permitindo a ocorrência da polimerização. O cálculo e avaliação da tensão gerada eram efetuados através da deformação gerada em função da força, tendo como parâmetros o volume das amostras ( $\text{mm}^3$ ), a área das superfícies livres e aderidas ( $\text{mm}^2$ ) e a deformação de cada amostra (mm). O fator-C, definido por Feilzer, em 1987, relaciona a tensão gerada à relação entre área de superfícies unidas e livres, porém ignora fatores como material, deformação do substrato e volume de material utilizado.

MONTES *et al.*, em 2001, mensuraram a resistência a tração de compósitos odontológicos a estrutura dental em diferentes técnicas restauradoras e com o uso de diferentes materiais de base. Para a realização deste trabalho fez-se uso do sistema adesivo Single Bond (SB – 3M-ESPE), do sistema adesivo com carga Optibond Solo (OS – Kerr Co.), dos compósitos de

baixa viscosidade Flow it (FI – Jeneric Pentron), Protect Liner F (PLF – Kuraray Co.) e um experimental (3M-ESPE) e do compósito híbrido Z100 (3M-ESPE). Utilizou-se juntamente 120 dentes que, após o preparo, foram divididos aleatoriamente em seis grupos de 20 dentes cada. Os grupos avaliados foram: (1) duas camadas de SB; (2) SB e FI, com fotoativação por 40s; (3) SB e PLF, com fotoativação por 20s; (4) aplicação de uma camada de OS; (5) aplicação de duas camadas de OS e (6) SB e uma camada do compósito experimental. As amostras foram restauradas com o compósito Z100 e o teste de tração foi realizado em uma máquina de testes universal Instron com uma velocidade de 0,5 mm/min. Após o teste, os valores foram registrados e as zonas de fratura preparadas para microscopia eletrônica para avaliar o padrão de fratura. Os resultados encontrados mostraram, quanto aos valores do teste de resistência a tração, uma variação de  $7,18 \pm 2,40$  MPa (grupo 6) a  $7,96 \pm 2,36$  MPa (grupo 4), porém não foi encontrada diferença estatística entre os grupos testados. Os modos de fratura apresentaram considerável variação entre os grupos. A camada adesiva formada com o sistema Single Bond teve espessura variando em torno de 8 e 14  $\mu\text{m}$ , no caso do sistema Optibond Solo esta mesma região apresentou espessura entre 30 e 50  $\mu\text{m}$ , apresentando pouca uniformidade e algumas bolhas de ar. O compósito de alto escoamento Protect Liner F apresentou camada adesiva com espessura de 200  $\mu\text{m}$ . Assim, devido às diferenças nos padrões de fratura os autores puderam concluir que a camada intermediária de compósito com baixo módulo de elasticidade atua como

amortecedor de tensões, o que permite deflexão entre o compósito restaurador e a estrutura dental, evitando dessa forma o desenvolvimento de altas tensões na interface. Essa redução de tensões pôde ser observada pela redução drástica de fraturas coesivas em dentina quando da aplicação da base intermediária. Dessa forma, conclui-se que o uso de compósitos de baixa viscosidade não possui efeitos sobre a resistência a tração do compósito a dentina, mas possui grande influência no padrão de falha encontrado.

NOMURA *et al.*, em 2001, examinaram a estrutura interna de um compósito experimental através da técnica de análise térmica (DSC) e mensuração de dureza Knoop (KHN), comparando os modos de fotoativação por aparelhos LED e a fotoativação convencional por luz halógena. As amostras foram confeccionadas com um compósito experimental possuindo a canforoquinona como fotoiniciador. A fotoativação foi realizada com o aparelho LED Lux-O-Max (Panasonic-Heraus, intensidade 110 mW/cm<sup>2</sup>) e dois aparelhos por luz halógena, com intensidade média de 450 mW/cm<sup>2</sup>. Os resultados encontrados relacionaram as amostras fotoativadas pelo método LED a uma alta energia de ativação comparativamente às amostras fotoativadas pela luz halógena. Uma alta correlação ( $r^2 = 0.925$ ) foi encontrada entre energia de ativação e KHN, e indiretamente, ao grau de cura, pois os valores de dureza encontrados por amostras fotoativadas por LED foram superiores estatisticamente aos do método por luz halógena. Como conclusão foi apresentada uma superioridade nos testes realizados com o aparelho LED comparativamente aos aparelhos por luz halógena utilizados, devido a

monocromaticidade da lâmpada LED azul, que apresenta comprimentos de onda na ordem de 470 nm, pico de ativação da canforoquinona, em contraposição às lâmpadas halógenas, que, através da utilização de filtros especiais, apresentam um comprimento de onda de 400 a 500 nm.

A verificação da formação de fendas marginais em cavidades dentárias através da utilização do método de fotoativação por dupla intensidade foi avaliado por SAHAFI, PEUTZFELDT & ASMUSSEN, em 2001. Foram utilizados 64 dentes molares humanos extraídos nos quais as cavidades confeccionadas foram restauradas com dois sistemas de união-compósito restaurador distintos e fotoativados por quatro métodos: (I) 40 seg a 750 mW/cm<sup>2</sup>; (II) 10 seg a 100 mW/cm<sup>2</sup> seguido de 30 seg a 750 mW/cm<sup>2</sup>; (III) 20 seg a 100 mW/cm<sup>2</sup>, 10 seg a intensidade crescente e 10 seg a 750 mW/cm<sup>2</sup> e (IV) 20 seg a 140 mW/cm<sup>2</sup> e 20 seg a 750 mW/cm<sup>2</sup>. As fendas marginais foram mensuradas 20 minutos após o fim da irradiação em uma lupa microscópica com aumento de 8x80, calculando a contração parede-a-parede em cada amostra. Os resultados encontrados não apresentaram diferenças estatísticas em cada material para nenhum dos métodos utilizados (I a IV), dessa forma o método por dupla intensidade não apresentando resultados superiores quanto a adaptação marginal neste estudo, possivelmente aos altos valores de intensidade inicial utilizados.

Com o objetivo de avaliar as características de polimerização determinadas por unidades fotoativadoras baseadas em arco de plasma de xenônio, SHARKEY *et al.*, em 2001, determinaram a microdureza Vickers de

amostras confeccionadas em 3 compósitos comercialmente disponíveis. Vinte amostras com 8 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade foram confeccionadas para cada material, sendo que 10 foram ativadas por lâmpada halógena (XL 3000, por 30s) e 10 ativadas por lâmpada de Arco de Plasma de Xenônio (Apollo 95E por 5s). Os resultados mostraram que os valores de dureza foram superiores para todas as amostras ativadas por luz halógena, independente do material utilizado. Com isso, os autores puderam concluir que a fotoativação por Arco de Plasma de Xenônio no tempo preconizado não garante polimerização tão eficiente quanto à lâmpada halógena, uma vez que houve redução dos valores de dureza e, por consequência, do grau de conversão.

YAP, NG & SIOW, em 2001, investigaram a influência da fotoativação pelo método dupla intensidade e sua efetividade sobre o grau de polimerização e a contração verificada durante a fase pós-gel de compósitos fotoativados. Com este objetivo fez-se uso do compósito fotoativado Z100 (3M-ESPE) e também utilizou-se dois tipos de aparelhos fotoativadores: PolyLUX II (Kavo Dental), que apresentava três métodos de fotoativação, um em alta intensidade (LH); baixa intensidade de luz (LL) e o método dupla intensidade (LA), sendo realizada uma fotoativação em intensidade crescente. O segundo aparelho fotoativador testado foi o *Spectrum Curing Light* (Dentsplay Inc.), utilizado como controle (SP). Utilizou-se o tempo de 40s para SP, LH e LA e o tempo de 80 s para LL, tempos determinados pelos resultados de um trabalho prévio. Foi também incluído o tempo de 80s para LA por recomendação do fabricante

(Kavo Dental). A partir desses resultados realizou-se então o teste de contração de polimerização. Realizou-se a fotoativação das amostras nos modos citados anteriormente e a mensuração da contração foi feita a cada 10s durante 40s, após 60, 80 e 120s. Posteriormente a cada minuto até 10 min e após 30, 60, 120 e 180 minutos. Os resultados indicaram que a maior intensidade de contração de polimerização foi verificada durante o período de fotoativação para todos os métodos, apresentando um crescimento adicional após a retirada da luz por 40 a 80s. A ordem crescente da contração de polimerização aos 10 min foi SP 40s < LL 80s < LA 40s < LA 80s < LH 40s, sendo que aos 30, 60, 120 e 180 minutos a seqüência foi similar. Dessa forma, uma relação direta existe entre intensidade de luz e tempo de incidência com a contração de polimerização. O método LA (dupla intensidade) resultou em menores níveis de contração de polimerização comparado ao método de alta intensidade, LH, mesmo quando o método LA foi utilizado pelo dobro do tempo (LA 80s), sendo que tais resultados podem estar relacionados ao escoamento proporcionado pela polimerização em menores intensidades, como no caso do método LA.

OBICI *et al.*, em 2002, realizaram um estudo com o objetivo de investigar a fenda causada pela contração de polimerização de materiais com diferentes composições e viscosidades, quando três diferentes métodos de fotoativação foram utilizados. 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  $500 \text{ mW/cm}^2$ ) durante 40 segundos; b) dupla intensidade de luz, sendo os primeiros 10 segundos à baixa intensidade ( $150 \text{ mW/cm}^2$ ), seguidos pela fotoativação à alta intensidade de luz ( $500 \text{ mW/cm}^2$ ), por 30 segundos; c) luz intermitente, cujo aparelho proporcionou aproximadamente meio segundo de luz (intensidade de  $450 \text{ mW/cm}^2$ ), 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  $24 \pm 1$  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. Dessa maneira o autor concluiu que os métodos de fotoativação por luz pulsátil e dupla intensidade podem reduzir a contração de polimerização dos compósitos melhorando a qualidade das restaurações.

HALVORSON, ERICKSON & DAVIDSON avaliaram, em 2002, a dependência da densidade de energia sobre o grau de polimerização de

compósitos odontológicos. O método FTIR foi utilizado para determinar, após 5 minutos e 24 horas, o grau de conversão de amostras confeccionadas com 4 compósitos restauradores distintos, fotoativados em condições decrescentes de intensidade e tempo de exposição constante (30s), utilizando um aparelho fotoativador de luz halógena. Amostras fotoativadas com variação de intensidade de luz e tempo de exposição, porém com mesma densidade de energia, foram produzidas para se avaliar o grau de conversão em tais condições, realizando-se a mensuração do grau de conversão 5 minutos e 24 horas após o término da fotoativação. Os resultados demonstraram que o grau de conversão é dependente da dose aplicada, uma vez que houve decréscimo no grau de conversão com a diminuição da densidade de energia aplicada ao compósito e uma variação do grau de conversão foi verificada dependendo do compósito utilizado. 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 intensidade de luz. Um aumento significativo do grau de conversão foi verificado no período pós-fotoativação no intervalo de 5 minutos e 24 horas, representando, dependendo do material, 19 a 26 % do grau de conversão final. Em condições de intensidade de luz diminuída, o aumento do tempo de exposição proporciona um aumento da densidade de energia, e, sendo a densidade de energia constante, similares valores para grau de conversão serão evidenciados nos compósitos. Os autores concluem, dessa forma, que a densidade de energia

aplicada possui relação direta com o grau de conversão dos compósitos, possuindo importante papel no processo de fotoativação.

A correlação entre adaptação marginal com a contração de polimerização de compósitos odontológicos e a resistência de união foi verificada por IRIE, SUZUKI & WATTS, em 2002. Foram utilizados 10 tipos de materiais restauradores fotoativados e os respectivos sistemas de união recomendados pelo fabricante e dentes pré-molares humanos extraídos, nos quais cavidades com 1,5 mm de profundidade e 3,5 mm de diâmetro foram confeccionadas, posteriormente restauradas com o sistema de união - compósito testado. As amostras foram inspecionadas em microscopia com aumento de 400 vezes quanto à formação de fendas 3 minutos após o início da fotoativação. A formação de fendas sem união ao substrato foi avaliada através da análise de restaurações com os compósitos testados em matrizes de Teflon. A resistência de união dos diferentes sistemas utilizados foi calculada através de teste de cisalhamento a uma velocidade de 0,5 mm/min em amostras confeccionadas com os materiais testados. Os resultados apresentaram uma alta correlação entre os valores encontrados para adaptação marginal em dentes restaurados e as restaurações executadas em matrizes de Teflon ( $r = 0.914$ ). Quanto a resistência de união, foi verificado um grande número de falhas adesivas, a resistência de união alcançada pela utilização dos sistemas de união em esmalte e dentina não sendo suficiente para impedir a formação de fendas marginais nas amostras avaliadas, apenas possuindo o papel de diminuir a largura da fenda encontrada nas diferentes amostras.

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 do estudo dos parâmetros dos 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. Foram confeccionadas duas amostras para cada grupo, apresentando 6 mm de profundidade. Dureza equivalente ou superior a 90% da dureza superficial foi considerada adequadamente polimerizada. Para o teste de resistência à compressão, amostras cilíndricas de 4 mm de diâmetro por 6 mm de altura foram produzidas e o teste foi realizado a velocidade de 1 mm/min. Os resultados do teste de profundidade de polimerização demonstraram que os protótipos experimentais com 27 e 54 LEDs apresentaram resultados semelhantes ou superiores ao aparelho convencional por luz halógena na fotoativação das amostras tanto com 40 quanto com 20 segundos de exposição. O aparelho composto por 7 LEDs não foi efetivo na polimerização das amostras fotoativadas com 20 s e proporcionou uma profundidade de polimerização de 3 mm com 40 s. 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 LED comercialmente disponível apresentando resultados estatisticamente inferiores. O pico de emissão dos aparelhos LED ficou centrado entre 457 e 466 nm e a do

aparelho de luz halógena 495 nm. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que os aparelhos LED representam uma boa alternativa às técnicas fotoativadoras convencionais, apresentando resultados de profundidade de polimerização semelhantes ou até mesmo superiores ao aparelho convencional de luz halógena.

### 3. PROPOSIÇÃO

Em virtude da problemática decorrente da contração de polimerização dos compósitos restauradores e, conseqüente tensão gerada por esse processo, este estudo teve como objetivos:

1. Mensurar a tensão da contração de polimerização de um compósito restaurador, variando-se:

1.1 O método de fotoativação;

1.2 O uso de materiais forradores resinosos com baixo módulo de elasticidade.

2. Verificar, indiretamente, o grau de cura do compósito Filtek Z250 após fotoativação com os diferentes métodos avaliados, através do ensaio de dureza Knoop.

#### 4. MATERIAL E MÉTODOS

##### 4.1 – Material

Para a realização deste estudo foram utilizados os materiais mostrados nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Nome comercial, tipo e fabricante dos materiais utilizados no estudo.

<b>Nome comercial</b>	<b>Tipo</b>	<b>Fabricante</b>
<b>Filtek Z250</b>	Compósito Restaurador Fotoativado	3M-ESPE (St. Paul, MN, USA)
<b>Scotchbond Multi-Usó</b>	Sistema de união	3M-ESPE (St. Paul, MN, USA)
<b>Protect Liner F</b>	Compósito de alto escoamento	Kuraray Co., Japan

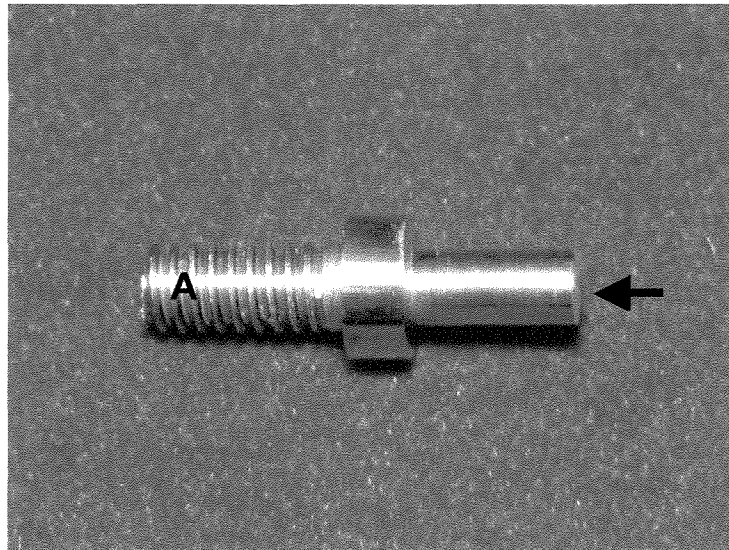
Tabela 2 – Composição dos materiais.

<b>Material</b>	<b>Composição</b>
<b>Scotchbond Multi-Usó</b>	Adesivo - Bis-GMA, HEMA e sistema iniciador
<b>Protect Liner F</b>	Sílica coloidal silanizada em matriz pré-polimerizada, Bis-GMA, TEGDMA, THFMA, Canforoquinona, Acelerador, Absorvente de UV, estabilizador.
<b>Filtek Z250</b>	Carga de zircônia /Sílica (60%v), Bis-EMA, UDMA, Bis-GMA.

## 4.2 – Método

### 4.2.1 – Confeção e preparo dos dispositivos cilíndricos

Para a realização deste estudo, foram confeccionados dispositivos metálicos cilíndricos, sendo que uma das extremidades apresentava uma rosca, necessária para a adaptação deste à máquina de ensaio. Na outra extremidade, existia uma superfície plana e lisa, com 5 mm de diâmetro, na qual foram aplicados os materiais forradores (Fig. 1).



**Figura 1.** Dispositivo metálico cilíndrico utilizado para a aplicação dos materiais forradores. (A) extremidade com rosca; (seta) local no qual os materiais de base eram aplicados.

Antes da aplicação dos materiais de base, foi realizado o polimento da superfície do dispositivo (Fig. 1, seta) com lixa de óxido de alumínio granulação 600, em uma politriz horizontal (APL-4, Arotec Ind. Com., São Paulo) até a obtenção de uma superfície lisa e plana. Em seguida, foi realizado jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$ , durante 5 segundos,



para a criação de rugosidade superficial, onde o sistema de união Scotchbond Multi-Usa seria aplicado.

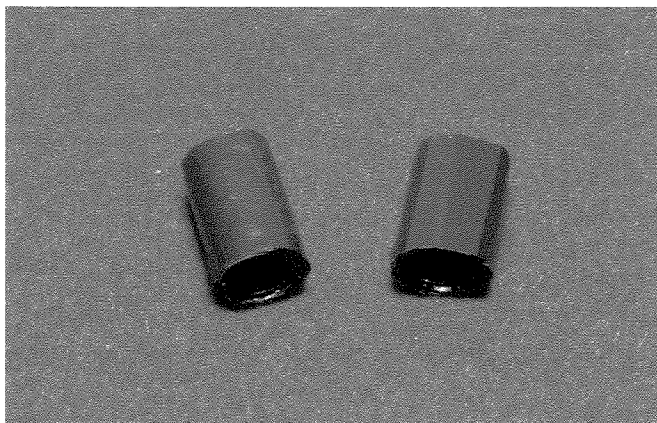
#### 4.2.2 – Métodos fotoativadores avaliados

##### 4.2.2.1 – Método de fotoativação por luz halógena contínua

Neste método, a fotoativação foi feita utilizando-se dois aparelhos XL 2500 (3M-ESPE). Os aparelhos foram posicionados em lados opostos do cilindro de compósito e ativados ao mesmo instante, por um período de 40 segundos. A intensidade de luz média desses aparelhos foi de  $800 \text{ mW/cm}^2$ , aferida com um radiômetro (Demetron).

##### 4.2.2.2 – Método de fotoativação por dupla intensidade de luz

O método de fotoativação por dupla intensidade de luz foi realizado utilizando-se os mesmos dois aparelhos XL 2500 (3M-ESPE) do método por luz halógena contínua. No entanto, dois espaçadores (Fig. 2) foram confeccionados para promover a redução na intensidade de luz inicial aplicada nos cilindros de compósito.



**Figura 2.** Espaçadores utilizados para redução da intensidade de luz inicial.

Dessa forma, os espaçadores foram adaptados na ponta ativa dos aparelhos fotoativadores. Nos 10 segundos iniciais, a intensidade de luz foi de  $150 \text{ mW/cm}^2$ , sendo que após este período, os espaçadores foram removidos. Assim, a intensidade de luz aumentava para  $800 \text{ mW/cm}^2$ , complementando-se a fotoativação por mais 30 segundos.

#### 4.2.2.3 – Método de fotoativação por luz halógena pulsátil

O método de fotoativação por luz halógena pulsátil foi realizado através da utilização de dois aparelhos fotoativadores Optilux 150 (Demetron) ligados a um circuito elétrico que controlava o fornecimento de energia. Dessa forma, a fotoativação foi realizada através de ciclos de dois segundos com exposição à luz e dois segundos na ausência de luz. Este ciclo foi repetido 20 vezes para cada amostra do experimento, totalizando 40 segundos de

exposição à luz. A intensidade de luz durante os períodos de exposição foi de 600 mW/cm<sup>2</sup>, sendo necessário em média 0,7 segundo para que o aparelho atingisse esta intensidade.

#### 4.2.2.4 – Método de fotoativação por arco de plasma de xenônio

Foram utilizados dois aparelhos fotoativadores Apollo 95E (DMD), em lados opostos da amostra, sendo realizada a fotoativação por um tempo de 3 segundos, conforme especificações do fabricante. A intensidade de luz destes aparelhos era de 1800 mW/cm<sup>2</sup>.

#### 4.2.2.5 – Método de fotoativação por LED (*Light Emitting Diodes*)

Foram utilizados dois aparelhos Ultra Blue III (DMC Equipamentos Ltda.), representativos da fonte de luz LED azul em lados opostos da amostra, por um período de 40 segundos. A intensidade de luz destes aparelhos era de 170 mW/cm<sup>2</sup>.

#### 4.2.3 – Materiais de Base.

Com relação aos materiais de base, os grupos avaliados no experimento foram:

##### 4.2.3.1 – Aplicação de uma camada de agente adesivo (controle)

Após o preparo do dispositivo metálico, foi aplicada uma camada de silano e, após 60 segundos de secagem ao ar, aplicou-se uma camada do

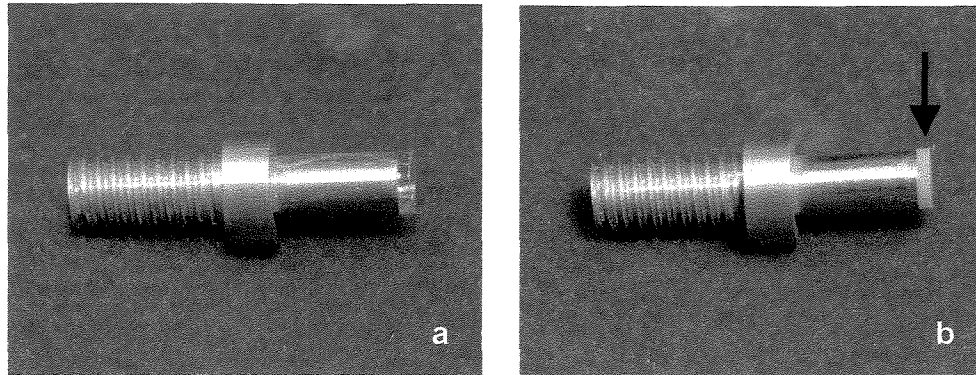
agente de união do sistema adesivo Scotchbond Multi-Uso (3M-ESPE), a qual foi fotoativada por 10 segundo com o aparelho XL 2500 (3M-ESPE).

### 4.2.3.2 – Aplicação de três camadas de agente adesivo

Após o preparo do dispositivo metálico, aplicou-se uma camada de silano e, após 60 segundos de secagem ao ar, foram aplicadas três camadas do mesmo agente de união utilizado no grupo anterior, as quais foram fotoativadas por 10 s cada, com a utilização de um aparelho XL 2500 (3M-ESPE).

### 4.2.3.3 – Aplicação do compósito de alto escoamento

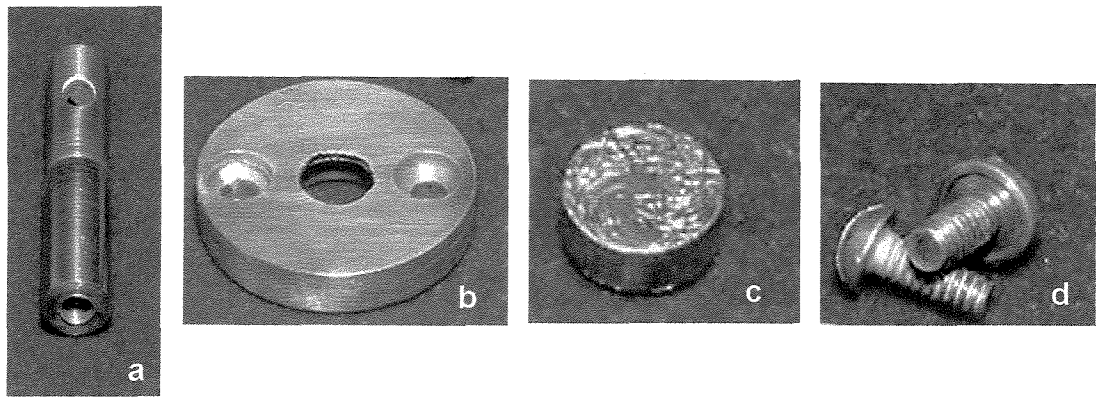
Após o preparo do dispositivo metálico, foi também aplicado o silano e uma camada do agente de união Scotchbond, como descrito nos grupos anteriores. Após, uma fita plástica transparente foi aplicada envolvendo o dispositivo, sobrepondo-se 0,7 mm além de sua extremidade (Fig. 3a). Assim, foi possível aplicar uma camada do compósito de alto escoamento Protect Liner F (Kuraray Co.) (Fig. 3b), fotoativada por 20 segundos com o aparelho XL 2500 (3M-ESPE).



**Figura 3.** Base metálica: a) fita plástica aderida ao redor do dispositivo, sobrepondo-se 0,7mm além da extremidade; b) compósito Protect Liner F aplicado na região confinada pela fita (seta).

Todos os procedimentos de aplicação dos materiais de base foram realizados em sala com temperatura e umidade controladas ( $23 \pm 1^\circ\text{C}$  e  $50 \pm 5\%$  de umidade relativa). Após o término do preparo de cada dispositivo metálico, este foi adaptado na garra superior da máquina de ensaios universal (Instron, modelo 4411) através de um pino rosqueável (Fig. 4a).

Na região inferior da máquina de ensaios, foi fixada com parafusos (Fig. 4d) uma matriz metálica (Fig. 4b) que possuía uma cavidade circular tronco-cônica na região central, com 8 mm de diâmetro superior, 10 mm de diâmetro inferior e 3 mm de profundidade. Na parte inferior da cavidade foi adaptado um disco metálico (Fig. 4c), deixando um espaço de 1mm de altura entre a borda superior da cavidade e a superfície do disco. Esse espaço era preenchido com compósito e fotoativado separadamente para cada amostra confeccionada.



**Figura 4.** Matrizes utilizadas para realização do experimento: a) pino rosqueável superior; b) matriz inferior; c) disco metálico; d) parafusos para união da matriz inferior à máquina de ensaio.

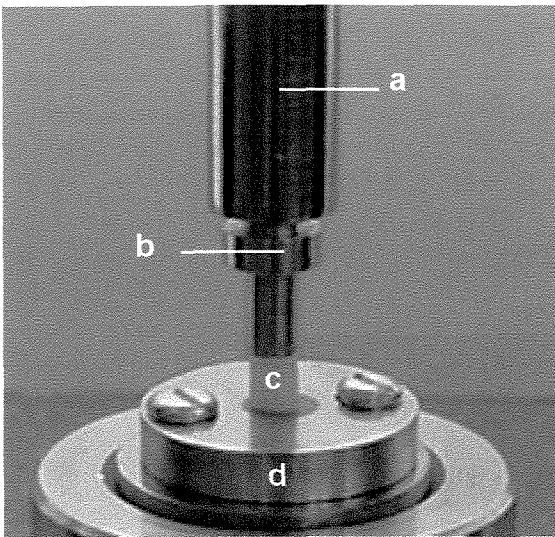
#### 4.2.4 – Confeção dos corpos-de-prova

Para cada grupo foram confeccionados 10 corpos-de-prova utilizando o compósito restaurador Filtek Z250 (3M-ESPE), através do preenchimento de um conduto plástico transparente com 5 mm de diâmetro por 5 mm de altura, exceção aos grupos nos quais foi feita a utilização do compósito de alto escoamento, no qual o conduto apresentava 4,3 mm de altura.

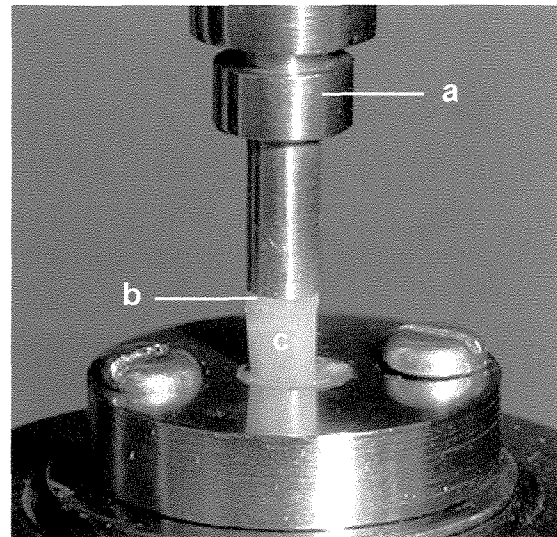
Após o posicionamento da matriz na região inferior e do pino na região superior na máquina de ensaio, foi feito inicialmente o preenchimento da cavidade da matriz inferior com o compósito Z250, fotoativando-se esta camada. O dispositivo metálico cilíndrico, após preparo e aplicação dos materiais dos diferentes grupos, foi então adaptado ao pino rosqueável superior (Fig. 5a) através da rosca existente na extremidade deste.

Em seguida, o conduto plástico foi preenchido com o compósito Z250 e posicionado na máquina de ensaios mecânico, entre o dispositivo e a

cavidade da matriz inferior preenchida com compósito já fotoativado. O tamanho da amostra era padronizado pelo aparelho através de um transdutor com altura de 5 mm para os grupos nos quais aplicou-se uma ou três camadas de agente adesivo (Fig. 5) e 4,3 mm para os grupos do compósito de baixo módulo de elasticidade (Fig. 6).

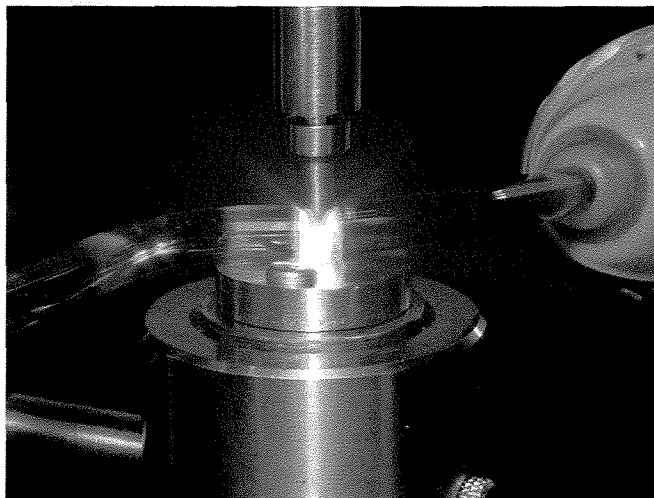


**Figura 5.** Sistema montado referente aos grupos nos quais foram aplicadas uma ou três camadas de adesivo: a) pino rosqueável; b) dispositivo metálico cilíndrico preso ao pino rosqueável; c) conduto preenchido com compósito (5 mm); d) matriz inferior.



**Figura 6.** Sistema montado referente aos grupos nos quais foi utilizado o Protect Liner F: a) Dispositivo metálico preso ao pino rosqueável; b) base com compósito (0,7 mm); c) conduto preenchido (4,3 mm).

Concluídas a montagem dos condutos, a máquina de ensaio mecânico foi estabilizada com o intuito de não exercer tensão durante o experimento. Os dois aparelhos fotoativadores representativos de cada grupo foram então posicionados em lados opostos do conduto preenchido com compósito, e fotoativado (Fig. 7) como descrito no tópico 4.2.2. A tensão gerada pela contração de polimerização do compósito foi registrada em kgf pela máquina de ensaios mecânicos. Após o período de fotoativação, um tempo complementar de 5 minutos foi aguardado para cada amostra, registrando-se o valor de tensão gerado após esse período. Os valores de tensão gerados em kgf foram convertidos para MPa segundo fórmula  $\text{valor tensão(kgf)} / \text{área da amostra (cm}^2) \times 0,098$ .



**Figura 7.** Fotoativação dupla simultânea do compósito contido no conduto plástico transparente.



Em seguida, a máquina de ensaio era acionada para realizar o tracionamento do cilindro de compósito com velocidade de 0,5 mm/min, até o rompimento da união. Este procedimento foi realizado para a certificação da ocorrência ou não de união efetiva entre o cilindro de compósito e as regiões superior e inferior do sistema utilizado.

A cada nova amostra utilizava-se um novo dispositivo metálico cilíndrico na região superior e uma nova camada de compósito era confeccionada na região inferior.

Desta forma, foram confeccionadas 150 amostras, as quais foram separadas em 15 grupos, de acordo com o método de fotoativação e material de base utilizado. Assim:

Grupo 1 (1H): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por luz halógena contínua.

Grupo 2 (3H): aplicação de 3 camadas de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por luz halógena contínua.

Grupo 3 (FH): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e confecção de uma base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F e fotoativação pelo método por luz halógena contínua.

Grupo 4 (1D): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz.

Grupo 5 (3D): aplicação de três camadas de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz.

Grupo 6 (FD): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e confecção de uma base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F e fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz.

Grupo 7 (1P): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por luz halógena pulsátil.

Grupo 8 (3P): aplicação de três camadas de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por luz halógena pulsátil.

Grupo 9 (FP): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e confecção de uma base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F e fotoativação pelo método por luz halógena pulsátil.

Grupo 10 (1X): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por arco de plasma de xenônio.

Grupo 11 (3X): aplicação de três camadas de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por arco de plasma de xenônio.

Grupo 12 (FX): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e confecção de uma base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F e fotoativação pelo método por arco de plasma de xenônio.

Grupo 13 (1L): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por LED.

Grupo 14 (3L): aplicação de três camadas de agente de união (SBMU) e fotoativação pelo método por LED.

Grupo 15 (FL): aplicação de uma camada de agente de união (SBMU) e confecção de uma base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F e fotoativação pelo método por LED.

### 4.2.5 – Determinação da dureza Knoop

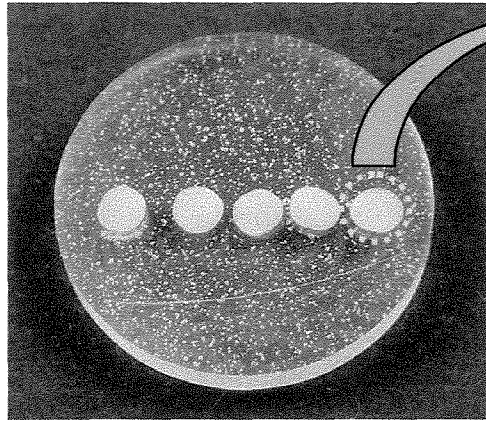
Após a realização do ensaio de tensão de contração, 5 cilindros representativos de cada método de fotoativação foram escolhidos aleatoriamente para a mensuração da dureza Knoop, com o objetivo de se determinar, indiretamente, o grau de cura do compósito Z250.

As amostras foram fixadas na posição vertical numa placa de vidro com adesivo à base de cianoacrilato (Superbond – Loctite Brasil Ltda., Itapevi - SP). Em seguida, foram envolvidos por um anel de latão, com 16 mm de altura por 27 mm de diâmetro, que foi preenchido com resina de poliéster (Poliéster 5060 MP - RCL - Ramires & Cia Ltda., Taboão da Serra - SP), previamente preparada segundo relação resina/ativador de 10 g/1,5 mL. Após a polimerização da resina, submeteu-se o conjunto ao procedimento de acabamento e polimento em uma politriz APL-4 (Arotec Ind. Com., São Paulo) com lixas de óxido de alumínio de granulação decrescente 180, 400, 600 e 1200 (Fig. 8), até que o desgaste atingisse a região central da amostra.

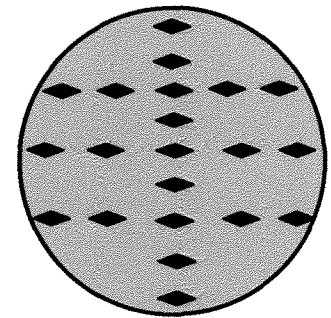
As medidas de dureza Knoop foram efetuadas com a utilização de um microdurômetro HMV-2000 (Shimadzu, Japão), sob carga de 50 gramas por 15 segundos. Vinte e uma mensurações de dureza foram efetuadas por

amostra (Fig. 9), totalizando 105 mensurações por grupo, referente a cada método de fotoativação.

As medidas obtidas em micrometros foram convertidas em número de dureza Knoop, por meio do software do microdurômetro.



**Figura 8.** Conjunto representativo contendo as 5 amostras de cada método de fotoativação avaliado após desgaste .



**Figura 9.** Representação esquemática das mensurações realizadas para a determinação da dureza Knoop.

Os dados foram submetidos à análise de variância e as médias foram comparadas pelo teste de Tukey para verificar diferenças entre os métodos de fotoativação e materiais de base.

## 5. RESULTADOS

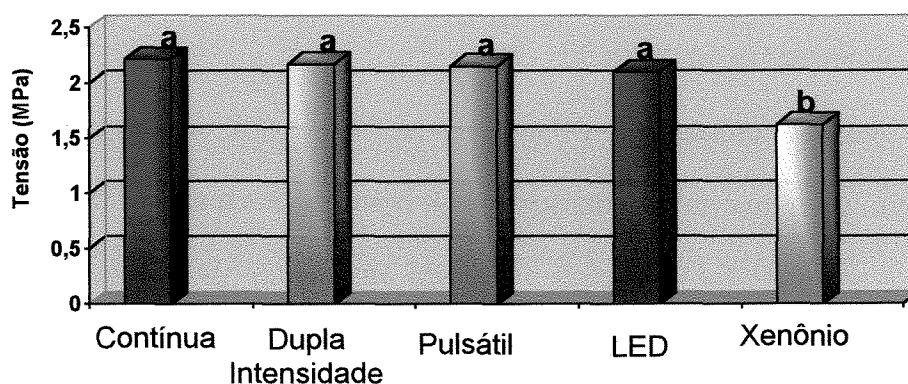
Os valores originais da tensão gerada pela contração de polimerização, para as variáveis método de fotoativação e material de base, estão registrados nas Tabelas 8 a 22 (Apêndice). Os valores foram transformados segundo  $\sqrt{X+0}$  e submetidos à análise de variância multifatorial (ANOVA) e, subseqüentemente, as médias foram comparadas pelo teste de Tukey, ao nível de 5% de significância, e estão apresentados nas Tabelas 3, 4, 5 e 6 e Figuras 10, 11, 12 e 13.

De acordo com a Tabela 3 e Figura 10, quando foi realizada a aplicação de uma camada do agente de união sobre a superfície do dispositivo metálico somente foi verificada diferença estatística ( $p < 0,05$ ) com o método de fotoativação por arco de plasma de xenônio, o qual mostrou menor valor de tensão, diferindo estatisticamente dos demais ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 3.** Médias de tensão (em MPa) geradas pelos métodos de fotoativação, quando uma camada de agente de união foi utilizada.

Método	Tensão (MPa)
Luz halógena contínua	2,22 a (0,54)
Dupla intensidade de luz	2,17 a (0,20)
Luz halógena pulsátil	2,15 a (0,25)
LED	2,10 a (0,27)
Arco de plasma de xenônio	1,62 b (0,29)

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% pelo Teste de Tukey. ( ) desvio-padrão.



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo Teste de Tukey.

**Figura 10.** Ilustração gráfica das médias de tensão (em MPa) geradas pelos métodos de fotoativação, quando uma camada de agente de união foi utilizada.

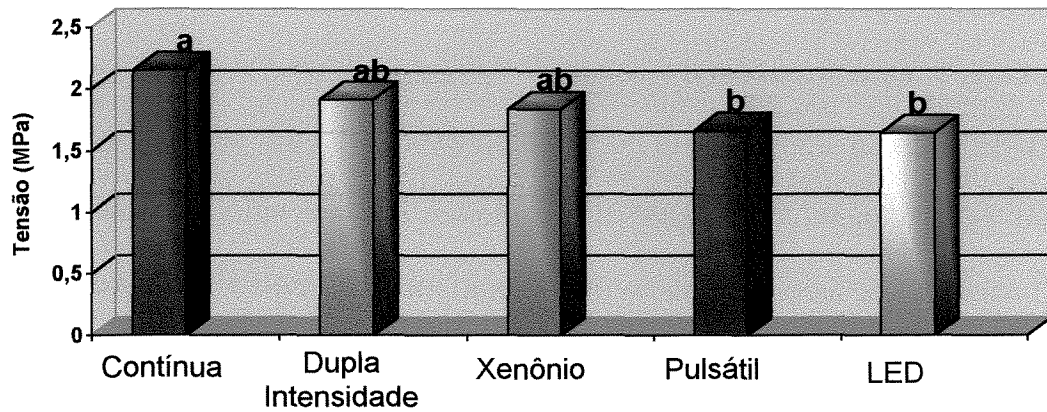
A Tabela 4 e a Figura 11 mostram as médias de tensão gerada pela contração de polimerização do compósito Filtek Z250 quando realizada a aplicação de três camadas de agente de união na superfície da base metálica. O método por luz halógena contínua apresentou a maior média e diferiu estatisticamente ( $p < 0,05$ ) dos métodos por luz halógena pulsátil e LED, que não apresentaram diferenças estatísticas entre si ( $p > 0,05$ ). Os métodos por dupla intensidade de luz e arco de plasma de xenônio apresentaram médias intermediárias e não diferiram dos demais métodos avaliados ( $p > 0,05$ ).

As médias de tensão gerada pela contração de polimerização do compósito Filtek Z250, após a confecção de um forramento com o material Protect Liner F está mostrada na Tabela 5 e Figura 12. Os métodos por dupla intensidade de luz e luz halógena contínua apresentaram as maiores médias e diferiram estatisticamente ( $p < 0,05$ ) dos métodos por luz halógena pulsátil e LED. O método por arco de plasma de xenônio mostrou média intermediária e não diferiu dos demais métodos ( $p > 0,05$ ).

**Tabela 4.** Médias de tensão geradas (em MPa) pelos métodos de fotoativação, quando 3 camadas de agente de união foi aplicada.

Método	Tensão (MPa)
Luz halógena contínua	2,15 a (0,40)
Dupla intensidade de luz	1,91 ab (0,34)
Arco de plasma de xenônio	1,83 ab (0,27)
Luz halógena pulsátil	1,66 b (0,36)
LED	1,64 b (0,45)

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% pelo Teste de Tukey. ( ) desvio-padrão.



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo Teste de Tukey.

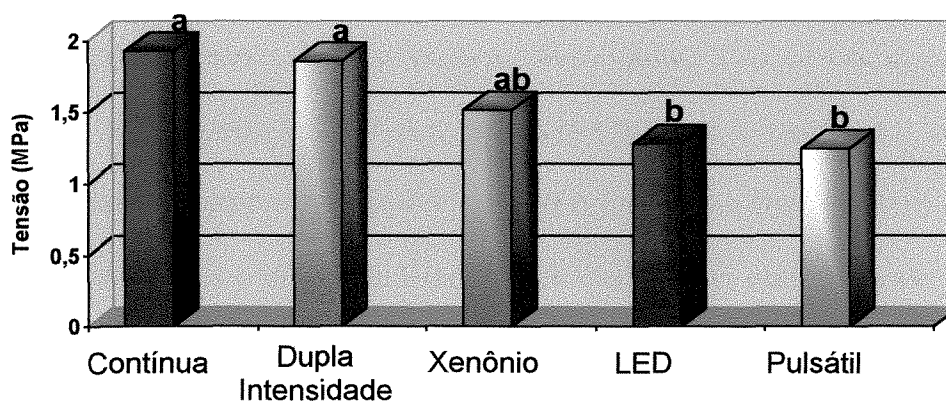
**Figura 11.** Ilustração gráfica das médias de tensão geradas (em MPa) pelos métodos de fotoativação, quando 3 camadas de agente de união foi aplicada.



**Tabela 5.** Médias de tensão gerados pelos métodos de fotoativação, após confecção de base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F.

Método	Tensão (MPa)
Dupla intensidade de luz	1,92 a (0,38)
Luz halógena contínua	1,85 a (0,18)
Arco de plasma de xenônio	1,51 ab (0,29)
LED	1,28 b (0,54)
Luz halógena pulsátil	1,24 b (0,28)

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% pelo Teste de Tukey. ( ) desvio-padrão.



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo Teste de Tukey.

**Figura 12.** Ilustração gráfica das médias de tensão geradas (em MPa) pelos métodos de fotoativação, após confecção de base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F.

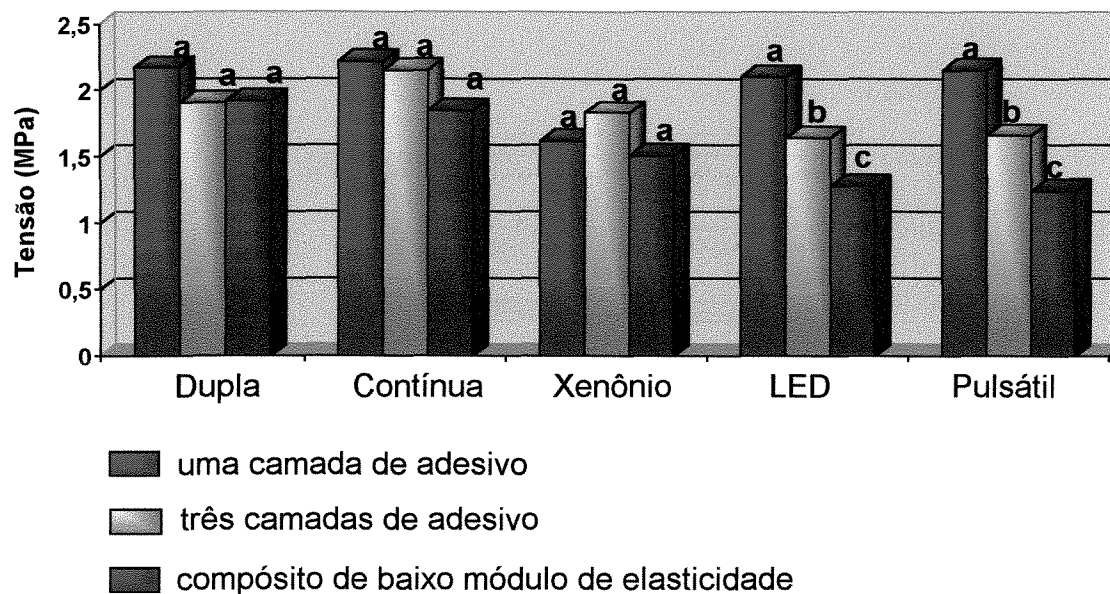
A Tabela 6 e a Figura 13 mostram a influência dos materiais de base sobre a tensão gerada para cada método de fotoativação. Assim, pôde-se observar que para os métodos por dupla Intensidade de luz, luz halógena contínua e arco de plasma de xenônio não houve diferença estatística nos valores de tensão quando os três tratamentos de base foram utilizados. No método de fotoativação por LED, a confecção de forramento com o compósito de alto escoamento Protect Liner F reduziu significativamente ( $p < 0,05$ ) a tensão gerada, quando comparado a aplicação de uma ou três camadas de agente de união. Da mesma forma, quando foram aplicadas três camadas de agente de união, a média de tensão gerada foi menor e diferiu estatisticamente ( $p < 0,05$ ) do grupo no qual foi aplicada uma camada. O mesmo ocorreu com o método de fotoativação por luz halógena pulsátil, no qual houve diferença estatística ( $p < 0,05$ ) entre os três grupos de materiais de base, a menor média de tensão sendo obtida com o uso do Protect Liner F, seguido pela aplicação de 3 camadas do agente de união e, por último, uma camada do agente de união, que promoveu a maior média de tensão.

## Resultados

**Tabela 6.** Médias de tensão (MPa) geradas pelos diferentes materiais utilizados como base para cada método de fotoativação.

Método de Fotoativação	1 camada	3 camadas	Protect Liner F
<b>Dupla intensidade</b>	2,17 a (0,20)	1,91 a (0,34)	1,92 a (0,38)
<b>Luz contínua</b>	2,22 a (0,54)	2,15 a (0,40)	1,85 a (0,18)
<b>Xenônio</b>	1,62 a (0,29)	1,83 a (0,27)	1,51 a (0,29)
<b>LED</b>	2,10 a (0,27)	1,64 b (0,45)	1,28 c (0,54)
<b>Luz pulsátil</b>	2,15 a (0,25)	1,66 b (0,36)	1,24 c (0,28)

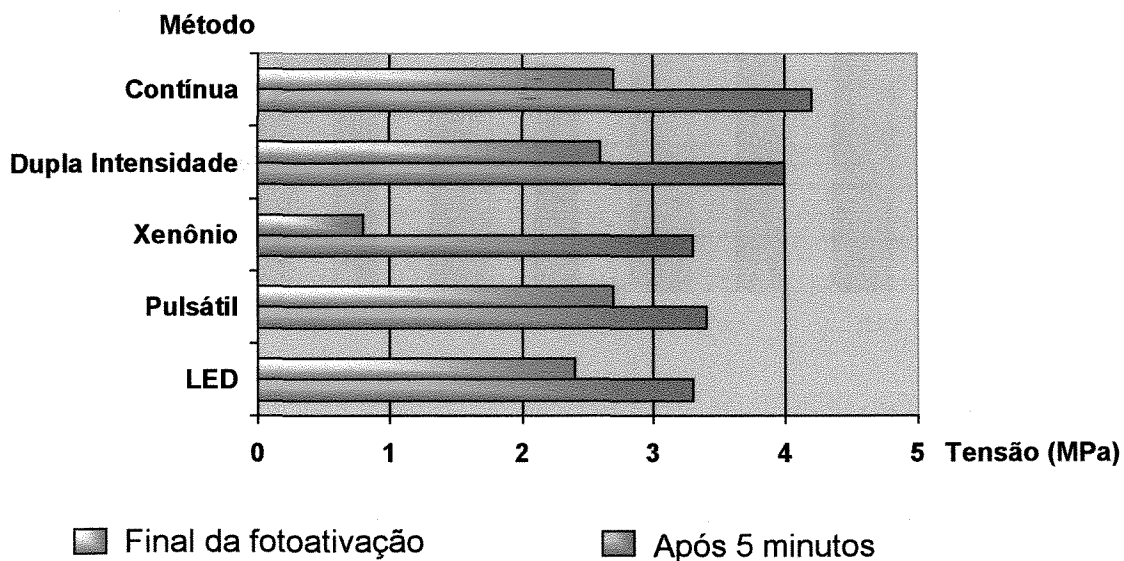
Médias seguidas por letras distintas na linha diferem entre si ao nível de 5% pelo Teste de Tukey. ( ) - desvio padrão



Barras seguidas por letras distintas no trio diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo Teste de Tukey

**Figura 13.** Ilustração gráfica das médias de tensão (MPa) geradas pelos diferentes materiais utilizados como base para cada método de fotoativação.

Os valores de tensão gerados pela contração de polimerização, desde o início da fotoativação até 5 minutos do final desse período, estão ilustrados na Figura 14. Pode-se observar os valores representativos de cada método de fotoativação, independente do material de base utilizado. De maneira geral, foi observado um aumento de 40 % da tensão, em média, verificando-se uma variação de 21% (luz pulsátil) a 76% (arco de plasma de xenônio), após o tempo de 5 minutos comparativamente aos valores de tensão ao final da fotoativação.



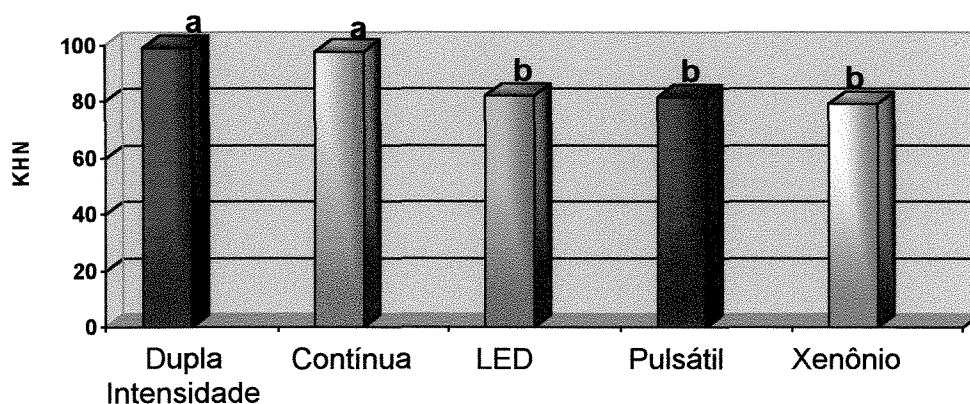
**Figura 14.** Ilustração gráfica da tensão gerada durante a fotoativação do composto Filtek Z250 e após o período de 5 minutos.

Os valores originais obtidos através do ensaio de dureza Knoop estão registrados nas Tabelas 23 a 27 (Apêndice). Os valores foram submetidos à análise de variância multifatorial e as médias comparadas pelo teste de Tukey, ao nível de 5% de significância, e estão apresentados na Tabela 7 e Figura 15.

**Tabela 7.** Valores médios de dureza Knoop para cada método de fotoativação.

Método	Média (KHN)
Dupla intensidade de luz	99,03 a (4,67)
Luz Halógena contínua	97,58 a (3,57)
LED	82,09 b (5,11)
Luz halógena pulsátil	81,58 b (3,72)
Arco de plasma de xenônio	79,19 b (11,19)

Médias seguidas por letras distintas são estatisticamente diferentes entre si ao nível de 5% pelo Teste de Tukey.  
( ) - Desvio Padrão



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo Teste de Tukey

**Figura 15.** Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop para cada método de fotoativação.

A Tabela 7 e a Figura 15 mostram que os métodos de fotoativação por dupla intensidade de luz e luz halógena contínua promoveram as maiores médias de dureza Knoop, não diferindo entre si ( $p>0,05$ ). Os métodos por luz halógena pulsátil, LED e arco de plasma de xenônio não diferiram estatisticamente entre si ( $p>0,05$ ), porém, apresentaram resultados inferiores e diferiram estatisticamente ( $p<0,05$ ) dos métodos por luz halógena contínua e dupla intensidade de luz.

## 6. DISCUSSÃO

A contração de polimerização dos compósitos restauradores ainda representa a principal desvantagem deste material. Essa contração está associada ao encurtamento do espaço entre os monômeros durante a formação das cadeias poliméricas da matriz orgânica, acarretando a formação de tensão na união dente-restauração (PEUTZFELDT, 1997).

A intensidade da tensão desenvolvida está associada a três fatores principais: (1) geometria da cavidade – Fator C e tamanho cavitário; (2) característica do material utilizado e (3) técnica restauradora empregada. (UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999).

O Fator-C de uma cavidade possui fundamental importância na intensidade da tensão desenvolvida, relacionando a área total de superfícies unidas pela área de superfícies livres (FEILZER *et al.*, 1987). Quanto maior o Fator C, menor será o escoamento do compósito durante a fase inicial de polimerização e, conseqüentemente, maior será a tensão desenvolvida (MIGUEL & DE LA MACORRA, 2001).

Neste estudo, o Fator C pôde ser calculado da mesma maneira descrita por FEILZER *et al.*, em 1987, através do cálculo das áreas unidas e das áreas livres. Dessa forma, os corpos-de-prova confeccionados possuíam 5 mm em diâmetro por 5 mm em altura, o que conferiu um Fator C próximo a 0,5. Estudos têm demonstrado que em restaurações com Fator C  $\leq 1,0$ , o

escoamento do compósito pelo rearranjo das cadeias poliméricas e conseqüente liberação de parte da tensão gerada é suficiente para preservar a união (DAVIDSON & FEILZER, 1997; FEILZER *et al.*, 1987; FEILZER *et al.*, 1990). Tal fato foi observado neste estudo, pois a tensão máxima de contração sempre foi inferior ao valor de resistência da união, processo verificado pelo tracionamento do corpo-de-prova após o período de 5 minutos de espera, sendo o valor de ruptura superior a tensão gerada.

As características do material utilizado também são de fundamental importância. Os compósitos odontológicos são formados principalmente por uma matriz orgânica, um sistema iniciador da reação de polimerização, por partículas de carga e um agente de união bifuncional, que une quimicamente as partículas de carga aos monômeros da matriz orgânica. O compósito utilizado neste estudo (Filtek Z250, 3M-ESPE) apresenta em sua constituição o monômero Bis-EMA (Bisfenol A etileno metacrilato), representativo de uma modificação do Bis-GMA, no qual a hidroxila foi removida. A remoção da hidroxila trouxe como benefício a diminuição da sorção de água do meio bucal, resultando em menor degradação hidrolítica da matriz orgânica (PEUTZFELDT, 1997). Outro monômero presente na constituição deste material é o UDMA (uretano dimetacrilato). A incorporação de dois monômeros de alto peso molecular trouxe como benefício ao material menor contração de polimerização.

No entanto, a concentração de fotoiniciadores nos compósitos exerce grande influência no total de tensão gerada pela contração, pois a alta



concentração de fotoiniciadores aumenta a velocidade de polimerização, promovendo rápido desenvolvimento da contração e, conseqüentemente, das tensões (ASMUSSEN, 1975). O compósito utilizado é representativo de um grupo de materiais com alta concentração de fotoiniciadores, semelhante ao compósito Z100 (HASEGAWA *et al.*, 2001b).

A incorporação de carga inorgânica à matriz resinosa é realizada com o objetivo de promover melhores propriedades físicas e mecânicas ao compósito. Além disso, sua adição provoca redução na quantidade proporcional de monômeros resinosos por volume do compósito, diminuindo-se a contração volumétrica do material (MUNKSGAARD *et al.*, 1987; REES & JACOBSEN, 1989). Por outro lado, a alta concentração de carga inorgânica está associada ao desenvolvimento de altos níveis de tensão, pois aumenta sua rigidez e, conseqüentemente, diminui o escoamento do compósito na fase inicial da polimerização (CONDON & FERRACANE, 2000). Assim, verifica-se que a tensão gerada pelo material durante a polimerização se correlaciona mais com o módulo de elasticidade do que com a própria contração do material, seja ela linear ou volumétrica (UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999; CARVALHO *et al.*, 1996).

Como tentativa de diminuir a tensão gerada pela contração dos compósitos, diferentes métodos de fotoativação foram introduzidos, influenciando na forma pela qual as tensões se desenvolvem.

Neste estudo, a fotoativação por luz halógena contínua foi utilizada através da exposição à luz halógena na intensidade total do aparelho, de modo contínuo, por um tempo de 40 segundos. Talvez a principal desvantagem deste

método seja a velocidade de desenvolvimento da tensão. A exposição à alta intensidade de luz ( $800 \text{ mW/cm}^2$ ) desde o momento inicial, acarreta em rápida formação de tensões, principalmente com o compósito utilizado, que possui alta concentração de fotoiniciadores. O direcionamento das tensões geradas para a interface de união compósito-substrato pode ocasionar o rompimento total da união, se a tensão direcionada for superior a resistência de união ou rompimento parcial desta, relacionado a falha coesiva ou adesiva da amostra. A ocorrência de fratura parcial das amostras foi verificada neste estudo, pois mesmo as amostras apresentando baixo Fator C (0,5), o grupo no qual foi aplicada uma camada de adesivo, dos 10 corpos-de-prova, em 5 foi verificada a ocorrência de fratura parcial da união no momento da fotoativação. Neste caso, ocorria queda abrupta dos valores de tensão durante o período de leitura (5 minutos), sendo considerado como valor máximo de tensão o registrado antes da ocorrência da fratura parcial da amostra. O grupo no qual três camadas de agente de união foram aplicadas, em 4 dos 10 corpos-de-prova foi verificado a mesma fratura parcial. Por outro lado, o grupo no qual foi confeccionado a base com o compósito Protect Liner F não foi verificada fratura em nenhum dos 10 corpos-de-prova, o que sinalizou para a eficiência desta técnica restauradora na promoção de absorção parcial das tensões geradas pela contração do compósito, resultados verificados também por MONTES *et al.*, em 2001, embora não tenha sido verificada diferença estatística quanto às médias de tensão em nenhum dos três grupos com este método de fotoativação. Talvez se não houvesse o rompimento parcial da união em parte

dos corpos-de-prova dos grupos de 1 ou 3 camadas de agente de união, a comparação das médias poderia mostrar vantagem para o grupo onde se utilizou o Protect Liner F.

As maiores médias de tensão verificadas pelo método por luz halógena contínua podem estar relacionados ao maior grau de conversão conferido ao compósito por este método, verificado de maneira indireta pelo ensaio de dureza Knoop, no qual este método apresentou médias de dureza estatisticamente superiores aos demais, exceção ao método por dupla intensidade de luz, acompanhando o mesmo padrão observado na avaliação da tensão gerada pela contração. SILIKAS *et al.*, em 2000, encontraram alta correlação ( $r^2 > 0,99$ ) entre grau de conversão e tensão gerada, resultados também verificados por HEGDAHL & GJERDET, em 1977 e DAVIDSON & FEILZER, em 1997.

A modulação do processo de fotoativação tem sido associada a menores danos na interface de união, sem causar prejuízos às propriedades físicas e mecânicas do material (DAVIDSON & FEILZER, 1997). Uma das formas mais estudadas de modulação na fotoativação é através do uso de dupla intensidade luminosa, mediante a redução da intensidade inicial, seguida por fotoativação final com alta intensidade. Quando se utiliza baixa intensidade de luz, menor número de radicais livres estarão disponíveis, reduzindo ou limitando a quantidade de grupos de monômeros de metacrilatos que serão convertidos em polímeros. Isto fará com que a reação de polimerização se processe mais lentamente, permitindo o alívio das tensões geradas mediante o

acomodamento das cadeias poliméricas em formação. Quando a intensidade de luz for aplicada para complementar a reação de polimerização, parte significativa da tensão gerada foi aliviada pela acomodação dessas cadeias poliméricas (ERNEST *et al.*, 2000).

Estudos realizados têm demonstrado que durante o período inicial de fotoativação se verifica a ocorrência da maior parte da contração de polimerização e, dessa forma, da tensão. DENNISON *et al.*, em 2000, verificaram que cerca de 80% da contração de polimerização ocorre durante os 20 segundos iniciais da fotoativação, resultados confirmados por IKEMI & NEMOTO, em 1994. No entanto, neste estudo a tensão final alcançada pelo método de dupla intensidade de luz foi semelhante ao método por luz halógena contínua. Isto provavelmente ocorreu devido ao alto conteúdo de fotoiniciador no compósito Filtek Z250 que, por causa dessa característica, é pouco influenciado por esse tipo de modulação da intensidade luminosa. Ainda, pôde ser verificado também, que a dureza Knoop das amostras fotoativadas por este método não diferiram das amostras fotoativadas pelo método por luz halógena contínua, podendo supor, de maneira indireta, que o grau de conversão foi similar entre os dois métodos. Estes resultados estão de acordo com os estudos de PRICE *et al.* (2000), DAVIDSON-KABAN *et al.* (1997), SILIKAS *et al.* (2000) e BOUSCHLICHER *et al.*, (2000) que verificaram que o método de dupla intensidade de luz, quando comparado ao método de luz contínua, não diminui as propriedades mecânicas do material.

Dentro ainda do método de fotoativação por dupla intensidade de luz, não foi observada diferença significativa entre os materiais de base utilizados. Estes resultados podem estar relacionados ao alto conteúdo de fotoiniciadores no compósito Filtek Z250, que leva à alta velocidade de reação de polimerização inicial, equiparando os três materiais de base. No entanto, apesar de não ter sido verificada diferença estatística entre os três tratamentos, verificou-se apenas uma amostra fraturada no grupo onde foi aplicada uma camada de adesivo e uma amostra no grupo no qual realizou-se a confecção de base com compósito de alto escoamento, em contraposição a um total de nove amostras fraturadas na fotoativação por luz halógena contínua, situação possivelmente relacionada à menor intensidade inicial da luz e, conseqüentemente, na velocidade de desenvolvimento de tensões entre estes dois métodos neste período.

O outro método de modulação da luz halógena utilizado neste estudo para a fotoativação do compósito Z250 foi a luz halógena pulsátil, que neste caso foi realizada em ciclos de 4 segundos, sendo 2 segundos com a luz acesa e os dois segundos seguintes, com a ausência de luz. Teoricamente, este método traz como vantagem a fotoativação mais lenta do compósito, devido a ocorrência dos períodos de ausência de luz, nos quais possivelmente ocorre a acomodação das cadeias poliméricas na fase inicial de polimerização. No entanto, a cada início de ciclo de exposição à luz, um período de tempo de 0,7 segundo era necessário para que o aparelho atingisse sua intensidade máxima ( $600 \text{ mW/cm}^2$ ), permanecendo nesta intensidade por mais 1,3 segundo.

Quanto à geração de tensões, a utilização deste método provou ser altamente satisfatória. Assim, os valores de tensão encontrados foram significativamente inferiores quando comparados aos métodos de dupla Intensidade de luz e luz halógena contínua, com exceção ao grupo no qual fez-se a aplicação de uma camada de agente adesivo, no qual não foram verificadas diferenças estatísticas ( $p>0,05$ ) entre estes métodos. Além disso, com a utilização do método por luz halógena pulsátil não houve fratura parcial de nenhuma amostra durante o ensaio, em contraposição a duas amostras fraturadas parcialmente para o método de dupla intensidade de luz e um total de nove amostras fraturadas parcialmente no de luz halógena contínua. Por outro lado, quando verificado indiretamente o grau de conversão, através do teste de dureza Knoop, a fotoativação por luz halógena pulsátil apresentou resultados estatisticamente inferiores aos métodos de dupla Intensidade de luz e luz halógena contínua. Assim, a menor tensão de contração gerada com este método pode estar associada ao menor grau de conversão das amostras. Uma explicação para este resultado está associada ao aparelho utilizado para a realização deste método. Como citado anteriormente, quando a luz é acesa, esta demora um intervalo de tempo de 0,7 segundo em média para atingir a intensidade máxima, permanecendo nesta intensidade por mais 1,3 segundo, totalizando no final do período de fotoativação, menor exposição à luz que os demais métodos de luz halógena. Assim, com este método, esses corpos-de-prova foram submetidos à menor densidade energética, levando a menores valores de dureza Knoop, como visto no estudo de CUNHA *et al.*, em 2001, e

reforçando a teoria de que menor grau de conversão gera menor tensão de contração (BOUSCHLICHER *et al.*, 2000; SAKAGUSHI & BERGE, 1998; e YAP *et al.*, 2001).

Quando os materiais forradores foram utilizados com este método, pôde-se verificar que a confecção de base com o compósito de alto escoamento Protect Liner F foi eficiente na absorção de parte da tensão gerada pela contração, diferindo estatisticamente dos grupos nos quais foram aplicadas 1 ou 3 camadas de agente adesivo. Estes resultados satisfatórios encontrados podem estar associados à lenta velocidade de polimerização promovida pela utilização deste método de fotoativação, possibilitando a absorção de parte das tensões geradas pela região de alta resiliência relacionada ao compósito de alto escoamento. No grupo no qual foram aplicadas três camadas também foram verificados resultados estatisticamente inferiores em relação ao grupo no qual uma camada de agente adesivo foi aplicada, resultados que estão de acordo com CHOI *et al.*, em 2000.

A fotoativação por arco de plasma de xenônio é realizada por um período de 3 segundos com intensidade de 1800 mW/cm<sup>2</sup>. A alta intensidade da luz, na qual o compósito é exposto, acarreta em alta velocidade de polimerização, com rápida formação de tensões. A formação acentuada de tensões logo no início do processo de polimerização torna pouco eficiente a absorção destas pela camada do compósito de alto escoamento ou três camadas de adesivo. Este fato pôde ser verificado neste estudo, onde os grupos (uma ou três camadas de agente adesivo e confecção de base com o

compósito Protect Liner F) não diferiram estatisticamente entre si. Por outro lado, os baixos valores de tensão gerados pela fotoativação por arco de plasma de xenônio, no grupo onde foi aplicada somente uma camada de agente adesivo, estão provavelmente relacionados ao baixo grau de conversão promovido pelo método e assim, menor tensão. A densidade energética neste caso é de apenas  $9 \text{ J/cm}^2$ , inferior aos valores encontrados para os métodos por luz halógena contínua ( $64 \text{ J/cm}^2$ ) e dupla intensidade de luz ( $51 \text{ J/cm}^2$ ). O menor grau de conversão pôde ser confirmado pelo teste de dureza Knoop, no qual o método por arco de plasma de xenônio apresentou resultados estatisticamente inferiores aos métodos por luz halógena contínua e dupla intensidade de luz ( $p < 0,05$ ), resultados que concordam com os achados de CUNHA *et al.* (2001) e SHARKEY *et al.* (2001). Porém, apesar da grande diferença quanto a densidade energética entre o método por arco de plasma de xenônio e os outros dois métodos (6 vezes menor), o grau de conversão obtido foi maior do que o esperado, fato possivelmente relacionado ao espectro de luz. Os métodos por luz contínua e dupla intensidade de luz usam lâmpadas halógenas que, através da utilização de filtros especiais, permitem a passagem de luz com comprimento de onda entre 400 a 500 nm, a qual irá ativar o fotoiniciador. A canforoquinona é o fotoiniciador mais comumente utilizado nos compósitos odontológicos e possui pico máximo de absorção entre 465 e 470 nm (ANUSAVICE, 1998; JANDT *et al.*, 2000 e NOMURA *et al.*, 2001). Os aparelhos por arco de plasma de xenônio emitem luz através de um plasma incandescente, formado por uma mistura de gases, moléculas ionizadas e



elétrons (PEUTZFELDET *et al.*, 2000). O filtro utilizado neste caso é mais específico, permitindo a passagem de luz com comprimentos de onda ao redor de 470 nm, coincidente com o pico máximo de absorção da canforoquinona, sendo dessa forma altamente eficiente para a fotoativação dos compósitos. HASEGAWA *et al.*, em 2001a, realizaram uma análise da distribuição espectroscópica entre aparelhos por arco de plasma de xenônio e luz halógena e verificaram que, a um comprimento de 480 nm, os aparelhos que apresentam como fonte de luz o plasma de xenônio apresentam intensidade de luz 1000 % maior que a fonte de luz halógena convencional. Porém, o curto período de exposição (3s), talvez tenha sido responsável pelo menor grau de conversão verificado e a conseqüente menor tensão gerada por este método.

Por último, o método de fotoativação por LED (“Light Emmiting Diodes”) utiliza uma fonte luminosa distinta dos demais métodos. O LED azul, que é utilizado para a fotoativação dos compósitos nos quais o fotoiniciador é a canforoquinona, apresenta um estreito espectro de luz, em média entre 438 e 501 nm, com pico de intensidade em 465 nm (FUJIBAYASHI *et al.*, 1998; JANDT *et al.*, 2000; NOMURA *et al.*, 2001; STAHL *et al.*, 2000), coincidente com o pico de absorção da canforoquinona, entre 465 e 470 nm (ANUSAVICE, 1998). Dessa forma, não se faz necessária a utilização de filtros para a seleção dos comprimentos de onda da luz emitida por este aparelho, em contraposição aos demais métodos. Nos aparelhos de luz halógena, o espectro de luz está entre 400 e 500 nm, com pico máximo de 497 nm (JANDT *et al.*, 2000 e STAHL *et al.*, 2000), ficando, dessa forma, acima da área de pico máximo de absorção da

canforoquinona. JANDT *et al.*, em 2000, verificaram que os aparelhos LED, na região de pico de ativação da canforoquinona (465-470 nm) alcançaram intensidade de luz quase duas vezes superior do que o aparelho convencional por luz halógena, apesar deste último exibir maior intensidade de luz em todas as outras regiões do espectro. KURACHI *et al.*, em 2001, verificaram que cerca de 80% da energia emitida pelos aparelhos por luz halógena acaba sendo dissipada na forma de calor e apenas uma pequena fração efetivamente participa da polimerização do compósito.

Além disso, os aparelhos fotoativadores por LED utilizam semicondutores para a emissão de luz, enquanto que as lâmpadas halógenas utilizam um filamento metálico e, por esta razão, as unidades LED promovem pouquíssimo aquecimento, não apresentando degradação significativa com o tempo. KNEZEVIC *et al.*, em 2001, concluíram que o aumento de temperatura nas amostras fotoativadas por luz halógena foi o dobro do verificado quando da utilização do aparelho LED.

Neste estudo foi verificado menor geração de tensões nas amostras fotoativadas por LED, fato altamente benéfico associado a este método, sendo verificado resultados significativamente inferiores aos métodos por luz halógena contínua e dupla intensidade de luz, com exceção no grupo onde foi aplicada uma camada de adesivo. Porém, através do teste de dureza Knoop, também foi verificado menor grau de conversão das amostras fotoativadas por LED, quando comparados aos métodos por luz halógena contínua e dupla intensidade de luz. Desta forma, talvez o menor grau de conversão fosse o

responsável pela menor tensão gerada na polimerização do compósito, resultados também verificados por JANDT *et al.* (2000), KURACHI *et al.* (2001) e STAHL *et al.* (2000). Neste caso específico, o menor grau de conversão pode estar associado ao pequeno número de LEDs presentes no aparelho utilizado neste estudo (7 LEDs), apresentando intensidade de luz de 170 mW/cm<sup>2</sup>. Protótipos de aparelhos LED com maior número de lâmpadas estão associados a maior intensidade de luz e, conseqüentemente, a resultados mais satisfatórios em termos de propriedades mecânicas. MILLS *et al.*, em 2002, verificaram protótipos de aparelhos LED com 27 e 54 lâmpadas e concluíram que estes aparelhos apresentaram resultados similares ou superiores quanto a profundidade de polimerização e resistência à compressão aos alcançados pelo aparelho convencional por luz halógena. Dessa forma, o aumento do número de LEDs ou da potência das unidades fotoativadoras disponíveis hoje no mercado, fará com que essa técnica de fotoativação se torne uma opção às outras já existentes, com seus benefícios já comprovados quanto a espectro de luz, não geração de calor e baixo custo de manutenção (JANDT *et al.*, 2000 e KURACHI *et al.*, 2001). Por outro lado, deve-se salientar que a melhora das propriedades mecânicas pelo aumento da intensidade luminosa, poderá aumentar a tensão gerada pela contração de polimerização, o que seria, neste ponto de vista, uma desvantagem criada pela eficiência do método.

Após a fotoativação com LEDs, a base confeccionada com o compósito de alto escoamento Protect Liner F foi mais eficiente que 1 ou 3 camadas de agente adesivo no processo de absorção de tensões de contração

do compósito, mostrando resultados significativamente inferiores. A aplicação de 3 camadas também apresentou resultados estatisticamente inferiores ao grupo no qual somente uma camada foi aplicada, sendo este último grupo responsável por médias de tensões geradas estatisticamente superiores aos outros dois grupos avaliados, como verificado também por CHOI *et al.*, em 2000.

Através da análise do Gráfico 6 pôde ser observado que a polimerização do compósito não finaliza após o término da fotoativação, verificando-se o aumento significativo de tensão no período de 5 minutos de espera. O aumento da tensão verificada neste período foi em média 35% para os métodos por luz halógena contínua e dupla intensidade de luz, 21% para o métodos por luz halógena pulsátil, 28% para o LED e 76% para o método por arco de plasma de xenônio, resultados também verificados nos estudos de HALVORSON *et al.* (2002), YAP *et al.* (2001), BOUSCHLICHER *et al.* (2000) e FEILZER *et al.* (1995). Em 1989, TANI concluiu que a maior parte da reação de polimerização do compósito ocorre na primeira hora após o término da fotoativação, não se verificando diferenças estatísticas após três horas. Na verdade, a tensão gerada neste período está relacionada não somente ao efeitos da contração de polimerização residual, proveniente da polimerização relacionada às ligações duplas rompidas durante a fotoativação, mas também à contração térmica, através da liberação do calor absorvido pelo compósito no momento da fotoativação (BOUSCHLICHER *et al.*, 2000).

Dessa forma, através dos resultados obtidos no presente estudo, foi verificado que tanto a técnica restauradora, com a utilização de materiais de baixo módulo de elasticidade como base, quanto a técnica de fotoativação, pode influenciar de alguma maneira as tensões geradas pela contração do compósito no momento da polimerização. O método de fotoativação por dupla intensidade de luz se mostrou de certo modo eficiente na preservação da união quando comparado ao método de luz contínua. A utilização conjunta de materiais com baixo módulo de elasticidade em restaurações com compósito mostrou ser uma técnica satisfatória no processo de absorção de parte das tensões geradas pela contração, característica relacionada à alta resiliência desta região. Dessa forma, a preservação da união na interface compósito-substrato através da utilização da técnica restauradora-fotoativadora de melhor desempenho, poderia ser alcançada e até extrapolada para o uso clínico.

## 7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos pôde-se concluir que:

1 - Na técnica restauradora com uma camada de agente adesivo, o método de fotoativação por arco de plasma de xenônio mostrou a mais baixa média de tensão, diferindo dos demais métodos, os quais não diferiram entre si;

2 - Para as técnicas restauradoras com três camadas de agente de união ou uma camada do compósito de alto escoamento Protect Liner F, os métodos de fotoativação por luz halógena pulsátil, LED e arco de plasma de xenônio mostraram as menores médias de tensão e não diferiram estatisticamente entre si. Os métodos de luz contínua e dupla intensidade de luz mostraram as maiores médias de tensão, não diferindo entre si e do método por arco de plasma de xenônio.

3 - Para os métodos de fotoativação por LED e luz halógena pulsátil, as técnicas restauradoras utilizando 3 camadas de adesivo ou uma camada do compósito de alto escoamento Protect Liner F mostraram ser eficientes no processo de absorção de tensões quando comparado à técnica onde uma camada de adesivo foi aplicada. Para os demais métodos, não houve diferença estatística entre as técnicas restauradoras.

4 - Os métodos de fotoativação por luz halógena contínua e dupla intensidade de luz mostraram as maiores médias de dureza Knoop e diferiram

estatisticamente dos demais métodos, podendo-se supor um maior grau de conversão com estes dois métodos.

5 - A polimerização do compósito e a conseqüente formação de tensões não terminam ao final da fotoativação, sendo verificado aumento de 40% do nível de tensão em média, variando-se de 21% (luz pulsátil) a 76% (arco de plasma de xenônio), ao final dos 5 minutos.

## Referências Bibliográficas\*

ANUSAVICE, K.J. **Phillips materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap.12, p.161-177.

ASMUSSEN, E. Composite restorative resins. Composition versus wall-to-wall polymerization contraction. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.33, n.6, p.337-344, June 1975.

BOUSCHLICHER, M.R.; RUEGGERBERG, F.A.; BOYER, D.B. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. **J Esthet Dent**, Hamilton, v.12, n.1, p.23-32, Jan. 2000.

BOWEN, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.

CARVALHO, R.M. *et al.* A review of polymerization contraction: the influence of tensão development versus tensão relief. **Oper Dent**, Seattle, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Feb. 1996.

CHOI, K.K.; CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction tensão of composite. **J Dent Res**, Washington, v.79, n.3, p.812-817, Mar. 2000.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. Assessing the effect of composite formulation on polymerization tensão. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.131, n.4, p.497-503, Apr. 2000.

---

\* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).  
Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.



CUNHA, L.G. *et al.* Efeito dos métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de compósitos odontológicos. **PGR Pós Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v.4, n.3, p.36-42, set./dez. 2001.

DAVIDSON, C.L.; de GEE, A.J. Relaxation of polymerization contraction tensões by flow in dental composites. **J Dent Res**, Washington, v.63, n.2, p.146-148, Feb. 1984.

DAVIDSON, C.L.; de GEE, A.J.; FEILZER, A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction tensão. **J Dent Res**, Washington, v.63, n.12, p.1396-1399, Dec. 1984.

DAVIDSON, C.L.; FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage tensão in polymer-based restoratives. **J Dent**, Bristol, v.25, n.6, p.435-440, Nov. 1997.

DAVIDSON-KABAN, S.S. *et al.* The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. **Dent Mat**, Washington, v.13, n.6, p.344-352, Nov. 1997.

DENNISON, J.B. *et al.* Effect of variable light intensity on composite shrinkage. **J Prosthet Dent**, Sant Louis, v.84, n.5, p.499-505, Nov. 2000.

ERNST, C.P. *et al.* Tensão reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. **Am J Dent**, San Antonio, v.13, n.2, p.69-72, Apr. 2000.

FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON; C.L. Quantitative determination of tensão reduction by flow in composite restorations. **Dent Mat**, Washington, v.6, n.3, p.167-171, July 1990.

FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Setting tensão in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J Dent Res**, Washington, v.66, n.11, p.1636-1639, Nov. 1987.

FEILZER, A.J. *et al.* Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.103, n.5, p.322-326, Oct. 1995.

FUJIBAYASHI, K. *et al.* Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. **Dent Jpn**, Tokyo, v.34, p.46-53, Mar. 1998.

HALVORSON, R.H.; ERICKSON, R.L.; DAVIDSON, C.L. Energy dependent polymerization of resin based composite. **Dent Mat**, Washington, v.18, n.6, p.463-469, Sept. 2002.

HASEGAWA, T. *et al.* Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. **Oper Dent**, Seattle, v.26, n.6, p.585-590, Nov./Dec. 2001a.

HASEGAWA, T. *et al.* Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. **Oper Dent**, Seattle, v.26, n.4, p.389-395, July/Aug. 2001b.

HEGDAHL, T.; GJERDET, N.R. Contraction tensões of composite resin filling materials. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.35, n.4, p.191-195, Feb. 1977.

IKEMI, T.; NEMOTO, K. Effects of lining materials on the composite resins shrinkage tensões. **Dent Mater J**, Tokyo, v.13, n.1, p.1-8, Jan. 1994.

IRIE, M.; SUZUKI, K.; WATTS, D.C. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. **Dent Mat**, Washington, v.18, n.1, p.203-210, May 2002.

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

KNEZEVIC, A. *et al.* Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.28, n.6, p.586-591, June 2001.

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**, San Antonio, v.11, n.1, p.17-22, Feb. 1998.

KURACHI, C. *et al.* Hardness evaluation of dental composites polymerized with experimental LED-based device. **Dent Mat**, Washington, v.17, n.4, p.309-315, July 2001.

MIGUEL, A.; DE LA MACORRA, J.C. A predictive formula of the contraction tensão in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. **Dent Mat**, Washington, v.17, n.3, p.241-246, May 2001.

MILLS, R.W. *et al.* High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. **Biomaterials**, Oxford, v.23, n.14, p.2955-2963, July 2002.

MONTES, M.A.J.R. *et al.* A morfological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. **J Dent**, Oxford, v.29, n.6, p.435-441, Aug. 2001.

MUNKSGAARD E.C.; HANSEN, E.K., KATO, H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v.95, n.6, p.526-531, Nov./Dec. 1987

NOMURA, Y. *et al.* Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). **J Biomed Mater Res**, New York, v.63, n.2, p.209-213, 2002.

OBICI A.C. *et al.* Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. **Oper Dent**, v.27, p. 192-198, 2002.

PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer system. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.105, n.2, p.97-116, Apr. 1997.

PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A.; ASMUSSEN, E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. **Dent Mat**, Washington, v.16, n.5, p.330-336, Sept. 2000.

PRICE, R.B.; RIZKALLA, A.S.; HALL, G.C. Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin. **Am J Dent**, San Antonio, v.13, n.4, p.176-180, Aug. 2000.

REES, J.S.; JACOBSEN, P.H. The polymerization shrinkage of composite resins. **Dent Mat**, Washington, v.5, n.1, p.41-44, Jan. 1989.

SAHAFI, A.; PEUTZFELDET, A.; ASMUSSEN, E. Soft-start polymerization and marginal gap formation *in vitro*. **Am J Dent**, San Antonio, v.14, n.3, p.145-147, June 2001.

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

SHARKEY, S. *et al.* Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. **Quintessence Int**, Berlin, v.23, n.5, p.401-405, May 2001.

SILIKAS, N.; ELIADES, G.; WATTS, D.C. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. **Dent Mat**, Washington, v.16, n.4, p.292-296, July 2000.

STAHL, F. *et al.* Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials**, Oxford, v.21, n.13, p.1379-1385, July 2000.

TANI, Y. Contraction force during polymerization of various composite resins. **Dent Jpn**, Tokyo, v.26, p.97-100, Dec. 1989.

UNO, S.; ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of restorative resin polymerized at reduced rate. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v.99, n.5, p.440-444, Oct. 1991.

UNTERBRINK, G.L.; LIEBENBERG, W.H. Flowable composites as "filled adhesives": Literature review and clinical recommendations. **Quintessence Int**, Berlin, v.30, n.4, p.249-257, Apr. 1999.

YAP, A.U.J.; NG, S.C.; SIOW, K.S. Soft-start polymerization: Influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. **Oper Dent**, Seattle, v.26, n.3, p.260-266, May/June 2001.

## APÊNDICE

### Valores originais de tensão gerada pela contração de polimerização nos diferentes grupos avaliados

Legenda para as Tabelas 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 20, 21 e 22

Amostra	Tensão Gerada	Resistência de União
1	2 / 3 (4)	5

- 1 – número do corpo-de-prova
- 2 – tensão gerada ao final da fotoativação
- 3 – tensão gerada ao final do tempo complementar de 5 minutos
- 4 – tensão máxima registrada na amostra
- 5 – resistência da união do corpo-de-prova ao dispositivo metálico

Legenda para entendimento das Tabelas 17, 18 e 19

Amostra	Tensão Gerada		Resistência de União
1	2	3 / 4 (5)	6

- 1 – número do corpo-de-prova
- 2 – tensão gerada ao final de 10 segundos
- 3 – tensão gerada ao final da fotoativação
- 4 – tensão gerada ao final do tempo complementar de 5 minutos
- 5 - tensão máxima registrada na amostra
- 6 - resistência da união do corpo-de-prova ao dispositivo metálico

**Tabela 8.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por luz halógena contínua com aplicação de uma camada de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão</b>	<b>Resistência de União</b>
▶ 01	3,90/1,90 (5,40)	9,54
02	2,60/2,32 (3,40)	8,60
▶ 03	3,84/1,50 (5,04)	6,85
04	3,30/3,41 (3,50)	7,47
05	4,04/5,93 (5,93)	8,60
06	3,20/3,41 (3,45)	9,81
▶ 07	3,86/2,45 (4,25)	8,61
▶ 08	4,22/2,85 (5,98)	9,00
▶ 09	3,98/1,85 (4,61)	7,27
10	2,90/2,73 (3,05)	8,63

▶ ocorrência de fratura da amostra

**Tabela 9.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por luz halógena contínua com aplicação de três camadas de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão</b>	<b>Resistência de União</b>
01	3,54/ 5,00 (5,00)	12,58
▶ 02	2,84/ 1,54 (4,12)	6,56
03	1,95/ 3,04 (3,04)	9,78
04	3,20/ 5,07 (5,07)	21,18
05	3,05/ 4,60 (4,60)	19,76
06	3,06/ 4,91 (4,91)	13,97
07	2,44/ 3,56 (3,56)	6,85
▶ 08	2,37/ 1,41 (3,10)	7,20
▶ 09	3,59/ 2,17 (4,80)	7,32
▶ 10	4,03/ 2,38 (5,05)	8,00

▶ ocorrência de fratura da amostra

**Tabela 10.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por luz halógena contínua com confecção de base com compósito de baixo módulo de elasticidade.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão</b>	<b>Resistência de União</b>
01	2,09/ 3,65 (3,65)	8,63
02	2,39/ 4,00 (4,00)	9,90
03	1,41/ 4,04 (4,04)	14,23
04	1,30/ 3,13 (3,13)	17,57
05	1,25/ 3,64 (3,64)	8,34
06	1,05/ 3,09 (3,09)	9,15
07	1,40/ 3,88 (3,88)	9,67
08	1,35/ 3,95 (3,95)	9,40
09	1,44/ 3,72 (3,72)	9,54
10	1,36/ 4,21 (4,21)	7,34

**Tabela 11.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por luz halógena pulsátil com aplicação de uma camada de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão</b>	<b>Resistência de União</b>
01	3,10/2,38 (4,10)	7,38
02	3,50/4,74 (4,74)	14,79
03	3,44/4,59 (4,59)	12,05
04	3,77/5,23 (5,23)	12,05
05	3,60/4,50 (4,61)	10,38
06	3,77/2,15 (4,44)	7,03
07	4,10/2,80 (4,17)	8,80
08	3,14/3,23 (3,67)	9,07
09	3,55/2,51 (3,60)	8,06
10	3,20/4,08 (4,08)	8,71



**Tabela 12.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por luz halógena pulsátil com aplicação de três camadas de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão</b>	<b>Resistência de União</b>
01	2,54/2,76 (2,93)	8,91
02	2,05/2,35 (2,65)	10,08
03	1,95/2,11 (2,15)	7,67
04	3,40/2,25 (3,80)	7,71
05	3,69/2,05 (4,48)	7,65
06	2,59/2,36 (2,79)	7,14
07	1,70/2,13 (3,70)	7,40
08	3,22/1,98 (3,77)	8,10
09	3,60/2,80 (4,10)	8,04
10	1,23/1,45 (3,05)	7,92

**Tabela 13.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por luz halógena pulsátil com confecção de base com composto de baixo módulo de elasticidade.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão</b>	<b>Resistência de União</b>
01	1,85/2,16 (2,23)	8,76
02	1,25/1,42 (1,44)	6,59
03	2,10/2,24 (2,40)	9,40
04	2,20/2,16 (2,46)	6,77
05	1,88/2,30 (2,38)	7,75
06	1,88/2,00 (2,09)	7,53
07	2,20/2,53 (2,67)	6,87
08	1,60/1,96 (3,55)	9,15
09	2,10/2,26 (2,57)	8,57
10	2,70/1,88 (3,15)	8,63

**Tabela 14.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por arco de plasma de xenônio através da aplicação de uma camada de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão Gerada</b>	<b>Resistência de União</b>
<b>01</b>	0,60/3,20 (3,20)	8,94
<b>02</b>	0,51/2,74 (2,74)	12,67
<b>03</b>	0,70/3,10 (3,10)	9,32
<b>04</b>	0,55/2,56 (2,56)	11,44
<b>05</b>	0,70/2,69 (2,69)	13,58
<b>06</b>	0,90/3,93 (3,93)	14,92
<b>07</b>	0,85/4,23 (4,23)	11,80
<b>08</b>	0,90/3,96 (3,96)	12,74
<b>09</b>	0,73/3,03 (3,03)	13,03
<b>10</b>	0,85/3,30 (3,30)	15,03

**Tabela 15.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por arco de plasma de xenônio através da aplicação de três camadas de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão Gerada</b>	<b>Resistência de União</b>
<b>01</b>	0,95/3,84 (3,84)	15,54
<b>02</b>	1,00/4,18 (4,18)	12,40
<b>03</b>	1,02/4,40 (4,40)	15,94
<b>04</b>	1,08/4,16 (4,16)	20,90
<b>05</b>	0,98/3,53 (3,53)	7,23
<b>06</b>	0,90/3,85 (3,85)	6,55
<b>07</b>	0,95/2,57 (2,95)	7,80
<b>08</b>	0,90/2,60 (2,60)	8,15
<b>09</b>	0,82/3,49 (3,49)	8,18
<b>10</b>	1,00/3,76 (3,76)	7,05

**Tabela 16.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por arco de plasma de xenônio com confecção de base com compósito de baixo módulo de elasticidade.

Amostra	Tensão Gerada	Resistência de União
01	0,85/3,60 (3,60)	8,60
02	0,83/1,36 (3,05)	6,63
03	0,77/2,62 (3,37)	5,14
04	0,54/2,69 (2,69)	5,80
05	0,76/3,12 (3,12)	5,00
06	0,78/1,54 (2,71)	6,63
07	0,80/2,77 (2,92)	7,89
08	0,66/0,97 (4,00)	5,36
09	0,64/1,65 (1,80)	5,40
10	0,71/3,05 (3,10)	6,30

**Tabela 17.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz através da aplicação de uma camada de adesivo.

Amostra	Tensão Gerada		Resistência de União
	10 segundos	40 segundos	
01	0,31	3,23/ 4,91 (4,91)	5,87
02	0,37	2,72/ 3,71 (3,71)	8,44
► 03	0,35	2,60/ 2,46 (4,65)	9,79
04	0,39	2,85/ 4,49 (4,49)	7,74
05	0,33	2,74/ 4,10 (4,10)	7,32
06	0,35	3,20/ 4,48 (4,48)	9,35
07	0,30	3,35/ 4,90 (4,90)	9,63
08	0,22	2,68/ 3,83 (3,83)	8,84
09	0,38	3,41/ 4,30 (4,30)	7,15
10	0,33	3,18/ 4,30 (4,30)	7,54

► ocorrência de fratura da amostra

**Tabela 18.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz através da aplicação de três camadas de adesivo.

Amostra	Tensão Gerada		Resistência de União
	10 segundos	40 segundos	
01	0,35	2,42/ 3,22 (3,22)	10,32
02	0,52	2,50/ 3,86 (3,86)	10,17
03	0,48	2,57/ 3,36 (3,36)	10,23
04	0,43	2,98/ 3,89 (3,89)	6,89
05	0,43	2,80/ 3,38 (3,38)	9,69
06	0,38	2,53/ 3,20 (3,20)	10,81
07	0,31	2,68/ 4,18 (4,18)	12,90
08	0,37	2,79/ 4,50 (4,50)	8,23
09	0,34	2,84/ 5,40 (5,40)	8,63
10	0,45	2,50/ 3,48 (3,48)	8,05

**Tabela 19.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz com confecção de base com compósito de baixo módulo de elasticidade.

Amostra	Tensão Gerada		Resistência de União
	10 segundos	40 segundos	
01	0,21	1,95/ 3,62 (3,62)	9,80
02	0,34	1,81/ 3,14 (3,14)	6,69
► 03	0,33	2,42/ 2,54 (4,86)	5,39
04	0,41	2,23/ 2,78 (2,78)	6,36
05	0,41	1,94/ 3,90 (3,90)	7,96
06	0,21	2,03/ 3,33 (3,33)	5,06
07	0,32	2,31/ 4,36 (4,36)	7,10
08	0,43	2,41/ 4,09 (4,09)	7,94
09	0,39	2,27/ 3,70 (3,70)	7,45
10	0,41	2,45/ 3,70 (3,70)	8,09

► ocorrência de fratura da amostra

**Tabela 20.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por LED através da aplicação de uma camada de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão Gerada</b>	<b>Resistência de União</b>
<b>01</b>	3,70/ 5,26 (5,26)	17,50
<b>02</b>	2,88/ 4,15 (4,15)	8,99
<b>03</b>	3,08/ 4,38 (4,38)	11,66
<b>04</b>	2,60/ 3,89 (3,89)	15,25
<b>05</b>	3,50/ 4,40 (1,71)	8,22
<b>06</b>	2,89/ 4,14 (4,14)	9,77
<b>07</b>	3,17/ 4,34 (4,34)	15,37
<b>08</b>	2,62/ 3,80 (3,80)	16,67
<b>09</b>	2,44/ 3,19 (3,19)	8,87
<b>10</b>	3,45/ 4,77 (4,77)	19,19

**Tabela 21.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por LED através da aplicação de três camadas de adesivo.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão Gerada</b>	<b>Resistência de União</b>
<b>01</b>	2,80/ 3,88 (3,88)	19,89
<b>02</b>	3,46/ 4,68 (4,68)	16,85
<b>03</b>	1,37/ 2,04 (2,04)	7,75
<b>04</b>	1,63/ 2,63 (2,63)	16,16
<b>05</b>	2,84/ 4,06 (4,06)	22,34
<b>06</b>	3,10/ 4,18 (4,18)	7,15
<b>07</b>	1,57/ 2,32 (2,32)	20,98
<b>08</b>	2,20/ 3,07 (3,07)	20,47
<b>09</b>	1,84/ 2,50 (2,50)	23,95
<b>10</b>	2,65/ 3,68 (3,68)	23,48

**Tabela 22.** Resultados da tensão gerada pela contração de polimerização (em kgf) através da fotoativação pelo método por LED com confecção de base com compósito de baixo módulo de elasticidade.

<b>Amostra</b>	<b>Tensão Gerada</b>	<b>Resistência de União</b>
<b>01</b>	3,01/ 4,31 (4,31)	10,30
<b>02</b>	2,30/ 3,38 (3,38)	10,44
<b>03</b>	1,30/ 2,80 (2,80)	9,70
<b>04</b>	1,78/2,51 (2,51)	10,27
<b>05</b>	3,05/ 4,30 (4,30)	10,77
<b>06</b>	1,32/ 2,05 (2,05)	6,92
<b>07</b>	1,17/ 1,50 (1,50)	11,58
<b>08</b>	1,12/ 1,57 (1,57)	11,02
<b>09</b>	1,01/ 1,48 (1,48)	8,04
<b>10</b>	1,22/ 1,97 (1,97)	11,19

**Valores originais de dureza Knoop para os diferentes métodos de fotoativação**

**Tabela 23.** Valores de dureza Knoop para o método de fotoativação por luz halógena contínua.

<b>01</b>	<b>02</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>05</b>
96,17	97,30	97,65	102,75	92,47
100,32	98,05	101,4	98,9	96,82
93,45	100,5	103,25	97,55	94,50
96,04	96,35	107	97,27	97,57
98	95,20	96,75	92,75	91,50

**Tabela 24.** Valores de dureza Knoop para o método de fotoativação por arco de plasma de xenônio.

<b>01</b>	<b>02</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>05</b>
66,12	81,8	65,95	63,22	62,85
81,40	86,05	72,87	74,40	69,90
73,05	83,6	72,85	80,45	73,40
75,95	83,9	70,50	79,95	66,82
71,57	85,42	59,05	70,95	57,15

**Tabela 25.** Valores de dureza Knoop para o método de fotoativação por dupla intensidade de luz.

<b>01</b>	<b>02</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>05</b>
98,75	106,20	95,8	97,50	94,65
96,50	102,60	95,2	100	106,25
96,30	95,85	107	99,80	100
92	95,47	98,35	98	92,35
98,20	94,42	104,9	93,05	94,25

**Tabela 26.** Valores de dureza Knoop para o método de fotoativação por luz pulsátil.

<b>01</b>	<b>02</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>05</b>
74,77	76,32	79,80	84,05	77,17
80,90	80,87	82,40	80,82	86,60
82,85	82,20	81,60	84,15	82,85
76,40	78,32	86,50	83,82	83,32
77,72	80,60	80,87	81,00	83,85

**Tabela 27.** Valores de dureza Knoop para o método de fotoativação por LED.

<b>01</b>	<b>02</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>05</b>
85,83	79,55	76,67	77,82	75,62
87,18	81,55	77,50	79,72	80,17
90,45	78,45	78	78,65	83,75
91	89,55	87,5	75,92	86,25
89,9	85,75	80,4	75,32	79,80



**Análise Estatística da tensão máxima gerada pela contração de  
polimerização de compósitos odontológicos quanto aos diferentes  
métodos de fotoativação e matérias de base.**

**Quadro da Análise de Variância**

<b>Causas da Variação</b>	<b>G.L.</b>	<b>S.Q.</b>	<b>Q.M.</b>	<b>Valor F</b>	<b>Prob.&gt;F</b>
<b>Método</b>	4	0.7279702	0.1819926	9.7395	0.00001
<b>Tratamento</b>	2	0.9261130	0.4630565	24.7810	0.00101
<b>Met*Tra</b>	8	0.5079731	0.0634966	3.3981	0.00168
<b>Resíduo</b>	135	2.5226070	0.0186860		
<b>Total</b>	149	4.6846632			

Média Geral = 1.337623

Coefficiente de Variação = 10.219 %

**Teste de Tukey para médias de método dentro de 1 camada de agente adesivo d  
fator tratamento**

<b>Num. Ordem</b>	<b>Num. Trat.</b>	<b>Nome</b>	<b>Num. Repet.</b>	<b>Médias</b>	<b>Médias Originais</b>	<b>5%</b>	<b>1%</b>
1	1	Continua	10	2.222	2.222	a	A
2	4	DuplaInt	10	2.175	2.175	a	AB
3	2	Pulsátil	10	2.154	2.154	a	AB
4	5	LED	10	2.108	2.108	a	AB
5	3	Xenônio	10	1.629	1.629	b	B

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

**Teste de Tukey para médias de método dentro de 3 camadas de agente adesivo do fator tratamento**

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Continua	10	2.154	2.154	a	A
2	4	DuplaInt	10	1.914	1.914	ab	A
3	3	Xenônio	10	1.830	1.830	ab	A
4	2	Pulsátil	10	1.664	1.664	b	A
5	5	LED	10	1.643	1.643	b	A

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

**Teste de Tukey para médias de método dentro de base com compósito de alto escoamento do fator tratamento**

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	4	DuplaInt	10	1.920	1.920	a	A
2	1	Continua	10	1.858	1.858	a	A
3	3	Xenônio	10	1.510	1.510	ab	AB
4	5	LED	10	1.286	1.286	b	B
5	2	Pulsátil	10	1.240	1.240	b	B

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

**Teste de Tukey para Médias de Tratamento dentro de Luz Contínua do Fator Método**

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	1 camada	10	2.222	2.222	a	A
2	2	3 camadas	10	2.154	2.154	a	A
3	3	Compósito	10	1.858	1.854	a	A

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

**Teste de Tukey para Médias de Tratamento dentro de Luz Pulsátil do Fator Método**

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	1 camada	10	2.154	2.154	a	A
2	2	3 camadas	10	1.664	1.664	b	B
3	3	Compósito	10	1.240	1.240	c	B

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

**Teste de Tukey para Médias de Tratamento dentro de Arco de Plasma de Xenônio do Fator Método**

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	3 camadas	10	1.830	1.830	a	A
2	1	1 camada	10	1.629	1.629	a	A
3	3	Compósito	10	1.510	1.510	a	A

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

**Teste de Tukey para Médias de Tratamento dentro de Dupla Intensidade de Luz do Fator Método**

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	1 camada	10	2.175	2.175	a	A
2	3	Compósito	10	1.920	1.920	a	A
3	2	3 camadas	10	1.914	1.914	a	A

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

**Teste de Tukey para Médias de Tratamento dentro de LED do Fator Método**

<b>Num. Ordem</b>	<b>Num. Trat.</b>	<b>Nome</b>	<b>Num. Repet.</b>	<b>Médias</b>	<b>Médias Originais</b>	<b>5%</b>	<b>1%</b>
1	1	1 camada	10	2.108	2.108	a	A
2	2	3 camadas	10	1.643	1.643	b	AB
3	3	Compósito	10	1.286	1.286	c	B

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

D.M.S. 5% = 0.37948

D.M.S. 1% = 0.47405

**Resultados do teste estatístico de dureza Knoop referente aos distintos métodos de fotoativação avaliados**

**Quadro de análise de variância**

<b>Causa da Variação</b>	<b>G.L.</b>	<b>S.Q.</b>	<b>Q.M.</b>	<b>Valor F</b>	<b>Prob.&gt;F</b>
<b>Método</b>	4	9176.9164289	2294.2291072	57.3313	0.00001
<b>Resíduo</b>	120	4802.0493536	40.0170779		
<b>Total</b>	124	13978.9657824			

Média Geral = 87.8977

Coeficiente de Variação = 7.197 %

**Teste de Tukey para médias de método**

<b>Num. Ordem</b>	<b>Num. Trat.</b>	<b>Nome</b>	<b>Num. Rep.</b>	<b>Médias</b>	<b>Médias Originais</b>	<b>5%</b>	<b>1%</b>
1	3	DuplaInt	25	99,035	99,035	a	A
2	1	Halógena	25	97,580	97,580	a	A
3	5	LED	25	82,092	82,092	b	B
4	4	Pulsátil	25	81,583	81,583	b	B
5	2	Xenônio	25	79,197	79,197	b	B

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

D.M.S. 5% = 4.92155

D.M.S. 1% = 5.88942