

CARINA SINCLÉR DELFINO

**POLIMERIZAÇÃO COM LASER DE ARGÔNIO: INFLUÊNCIA NA
TENSÃO DE CONTRAÇÃO, MICRODUREZA, RESISTÊNCIA
FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE
DE UMA RESINA COMPOSTA**

São Paulo
2008

Carina Sinclér Delfino

**Polimerização com laser de argônio: influência na tensão de
contração, microdureza, resistência flexural e módulo de
elasticidade de uma resina composta**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutora pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística

Orientador: Prof^a. Dr^a. Míriam Lacalle Turbino

São Paulo
2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

Delfino CS. Polimerização com laser de argônio: influência na tensão de contração, microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade de uma resina composta [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, / / 2008

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A **Deus**, pelas oportunidades e desafios, por tantas pessoas maravilhosas que colocou na minha vida e, principalmente, por me dar forças para vencer os obstáculos.

Aos meus queridos pais, **Silvio e Hilse**, que são meus maiores amigos e meus maiores presentes. Por compreenderem os momentos de ausência, sempre me dedicando tanto amor.

Aos meus irmãos, **Talita, Silviane e Silvinho**, pelo carinho, amizade e cumplicidade, e por estarem sempre torcendo por mim.

Aos meus avôs (**José, Mercedes e Eduardo - in memoriam**) e à minha avó, **Alayde**, que tanto senti minha ausência.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora, **Prof^a. Dr^a. Miriam Lacalle Turbino**, pela oportunidade de aprendizado, apoio e incentivo. Sempre disposta a compartilhar sorrisos e conselhos. Obrigada pela compreensão nos momentos mais difíceis e pela preciosidade dos ensinamentos transmitidos.

*"Mais que o ato mágico do artista,
Que do primitivo cria o belo,
O educador detona o processo criador.
Ele não faz: dá condições para que seja feito;
Ele não manipula: estimula;
Ele não domina: liberta.
Assim, ele é um fazedor de gente."*

Morrie Schwartz

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo, representada pela magnífica reitora Prof^a. Dr^a. Suely Vilela.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, representada por seu diretor, Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo.

A CAPES, pela concessão da bolsa de estudo durante o curso de doutorado.

Ao Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, coordenador geral da pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Bombana, chefe do Departamento de Dentística e Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

A Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, onde conclui o curso de graduação, e à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, onde realizei o curso de mestrado.

A todos os docentes do curso de doutorado da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela contribuição que deram ao meu crescimento pessoal, acadêmico e profissional durante todo o curso.

Ao Prof. Dr. Michel Nicolau Youssef, pela amizade e pelo exemplo de profissionalismo.

À Prof^a. Dr^a. Margareth Oda, pelas sábias palavras de ternura que me trouxeram conforto nos momentos que mais precisei.

À Prof^a. Dr^a. Márcia Martins Marques, pelos ensinamentos e pela amizade.

Às professoras do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, Prof^a. Dr^a. Regina Guenka Palma Dibb e Prof^a. Dr^a. Silmara Aparecida Milori Corona, verdadeiros exemplos de dedicação e sabedoria. Agradeço pela oportunidade de convivência e pelos ensinamentos que muito colaboraram para o meu crescimento acadêmico.

Ao Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga, do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de trabalhar no Laboratório de Pesquisa do Departamento de Materiais Dentários, onde foi desenvolvida parte desta tese. Agradeço pela valiosa transmissão de conhecimentos e pela disponibilidade em ensinar.

À Dr^a. Carmem Silvia Costa Pfeifer, do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo auxílio imprescindível durante os ensaios de tensão de contração.

Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Antônio e Silvio, pela valiosa colaboração durante a realização dos ensaios de resistência flexural e módulo de elasticidade.

À Soninha, funcionária do Laboratório de Pesquisa do Departamento de Dentística e Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Obrigada pelo carinho com que me recebeu e pelas infinitas situações em que me auxiliou durante o curso de doutorado.

Aos funcionários do Departamento de Dentística e Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Ana, Aldo, David e Leandro, pela paciência, carinho e dedicação sempre demonstrados.

Aos amigos do curso de pós-graduação, Arlene, Beto, Bruno, Camila, Carol, Cidão, Daiane, João Paulo, Maitê, Marcella, Sérgio, Sheila, Valéria, Thaís, Washington e Yuri, pela convivência agradável.

À amiga, Wanessa Christine de Souza Zaroni, pela amizade, presença e incentivo nos momentos de alegrias e de dificuldades.

Ào PROAP-CAPEs pelo auxílio para a obtenção dos materiais utilizados neste estudo.

À FAPESP pelo auxílio à pesquisa que possibilitou a aquisição do aparelho de laser de argônio (processo 1999/11408-1).

A todos que compartilharam, de alguma forma, durante o curso de doutorado e durante a realização deste estudo.

"Viver!

E não ter a vergonha

De ser feliz

Cantar e cantar e cantar

A beleza de ser

Um eterno aprendiz..."

Gonzaguinha

Delfino CS. Polimerização com laser de argônio: influência na tensão de contração, microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade de uma resina composta [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi verificar a influência da fotoativação com laser de argônio na tensão de contração (TC), microdureza (M), porcentagem de dureza máxima (PDM), resistência flexural (RF) e módulo de elasticidade (ME) de uma resina composta híbrida. A fotoativação foi realizada com laser de argônio 200mW por 10 segundos (L1), 200mW por 20 segundos (L2), 250mW por 10 segundos (L3) e 250mW por 20 segundos (L4). Como controle foi utilizada a luz hálógena por 20 segundos (H). A TC foi monitorada por 5 minutos em corpos-de-prova com 5mm de diâmetro e 1mm de altura. A M e a PDM foram obtidas em corpos-de-prova com 2mm de espessura após 7 dias a 37°C. Para obtenção da RF e do ME foram confeccionados corpos-de-prova nas dimensões 10 X 2 X 1mm (comprimento, largura e espessura), testados após 24h a 37°C. Os dados obtidos foram analisados por ANOVA/Teste de Tukey ($p < 0,05$). Os valores de TC (MPa) foram estatisticamente mais baixos para o grupo L3 (1,3)c, seguido pelos grupos L1(2,7)b, L4 (3,4)a,b, L2 (3,7)a e H (4,5)a. Para os valores de M não houve diferença estatisticamente significativa quando o mesmo tempo de fotoativação foi utilizado, sendo L1= 70,1a, L2= 78,1b, L3= 69,9a, L4= 78,1b e H= 79,9b. Todos os grupos apresentaram uma PDM de no mínimo 80%. Apenas o grupo L1 apresentou diferença estatisticamente significativa na RF (MPa) e no ME (GPa), 86,2 e 5,4 respectivamente, sendo inferior. Dentro dos grupos estudados, o L3 apresentou propriedades mecânicas adequadas e mínima tensão de contração, além de possibilitar redução do tempo clínico para fotoativação de restaurações com a resina testada em 50%.

Palavras-Chave: laser de argônio, tensão de contração, microdureza, resistência flexural, módulo de elasticidade, polimerização, resina composta

Delfino CS. Polymerization with the argon laser: Influence on shrinkage stress microhardness, percentage of maximum hardness, flexural strength and flexural modulus of a composite resin [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

The objective of this study was to verify the influence of photoactivation with the argon ion laser on shrinkage stress (SS), followed by evaluation of Vickers microhardness (VM), percentage of maximum hardness (PMH), flexural strength (FS) and flexural modulus (FM) of a composite resin. Methods: The light curing units used were argon ion laser and halogen light. The groups were: L1- laser at 200mW for 10 seconds; L2- laser at 200mW for 20 seconds; L3- laser at 250mW for 10 seconds; L4- laser at 250mW for 20 seconds; and H- halogen light at 275mW for 20 seconds. The SS was monitored for 5 minutes in samples 5-mm in diameter by 1-mm in height. The VM and PHM were obtained in samples with a thickness of 2-mm after 7 days at 37°C. To FS and FM the samples were prepared using a stainless steel mold 10 x 2 x 1mm (length, width and height) and measured after 24h storage at 37°C. Data were analyzed by ANOVA/Tukey's test ($p < 0.05$). Results: The values of SS (MPa) were statistically lower for the group L3(1.3)c, followed by groups L1(2.7)b, L4 (3.4)a,b, L2(3.7)a and H(4.5)a. To the values of VM there was no difference when the same time of photo activation was used, being L1= 70.1a, L2=78.1b, L3= 69.9a, L4= 78.1b and H= 79.9b. All groups showed a PMH of at least 80%. Only the group L1 showed difference in FS (MPa) and FM (GPa), 86.2 and 5.4 respectively, being lower. Conclusion: within the studied groups, the L3 group presented adequate mechanical properties and minimum SS, reducing the clinical working time for photo activation of restorations with the tested resin in 50%.

Key words: argon laser, shrinkage stress, microhardness, flexural strength, flexural modulus, polymerization, composite resin

LISTA DE FIGURAS

- Figura 4.1 - Ilustração da metodologia do teste de tensão de contração: A - bastões de vidro de silicato de boro, com 13 e 25mm; B – base do bastão com 5mm de diâmetro; C – base planificadas com lixa e jato de óxido de alumínio; D – adesivo e silano que foram aplicados na base do bastão; E – bastões com a resina composta em posição e extensômetro; F – fotoativação com luz halógena; G – fotoativação com laser de argônio; H – bastões após a ruptura da adesão da resina.....47
- Figura 4.2 - Esquema da localização das endentações em cada corpo-de-prova 48
- Figura 4.3 - Ilustração da metodologia do teste de microdureza: A - matriz de polipropileno preta com 2mm de espessura; B e C - confecção dos corpos-de-prova antes da fotoativação; D – ponta do equipamento de luz halógena em posição; E - ponta do equipamento de laser de argônio em posição; F - microdurômetro; G – execução da marca com o penetrador Vickers; H – marca deixada pelo penetrador no corpo-de-prova.....49
- Figura 4.4 - Ilustração da metodologia do teste de resistência flexural e módulo de elasticidade: A e B - matriz bipartida; C – inserção da resina composta em incremento único; D – conjunto placa de vidro / tira de poliéster / matriz com a resina inserida / tira de poliéster / lâmina de vidro; E – fotoativação com luz halógena, após a remoção da lâmina de vidro superior; F - fotoativação com laser de argônio; G – corpos-de-prova; H – armazenamento individual de cada corpo-de-prova, previamente mensurado; I – posicionamento do corpo-de-prova para o teste de dobramento em três pontos; J – aparato com a célula de carga em posição51
- Figura 5.1 - Valores médios da tensão de contração (MPa). Mesma letra representa similaridade estatística ($p < 0,05$) 53
- Figura 5.2 - Curvas das médias da tensão de contração para os 5 métodos de fottoativação testados 54
- Figura 5.3 - Valores médios de microdureza Vickers na superfície irradiada e na superfície oposta à irradiação. Mesma letra representa similaridade estatística ($p < 0,05$) 56

Figura 5.4 - Porcentagem de dureza máxima (%) na superfície irradiada e na superfície oposta à irradiação (2mm de espessura)	58
Figura 5.5 - Valores médios da resistência flexural (MPa). Mesma letra representa similaridade estatística ($p < 0,05$)	60
Figura 5.6 - Valores médios do módulo de elasticidade (GPa). Mesma letra representa similaridade estatística ($p < 0,05$)	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Apresentação da resina composta utilizada.....	44
Tabela 4.2 - Parâmetros utilizados.....	45
Tabela 5.1 - Valores da tensão de contração (MPa) com as médias e desvios-padrões dos grupos estudados.....	52
Tabela 5.2 - Valores de microdureza obtidos em cada corpo-de-prova.....	55
Tabela 5.3 - Valores médios de microdureza Vickers e desvios-padrões.....	56
Tabela 5.4 - Valores de PDM (%) em cada corpo-de-prova e médias para cada grupo.....	57
Tabela 5.5 - Médias da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (GPa), com seus respectivos desvios-padrões.....	59

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 - Grupos de estudo.....	44
Quadro 5.1 - Resultados da análise de variância – tensão de contração	53
Quadro 5.2 - Resultados da análise de variância – microdureza	55
Quadro 5.3- Resultados da análise de variância – resistência flexural	58
Quadro 5.4- Resultados da análise de variância – módulo de elasticidade	59

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

μm	micrometro
ANOVA	análise de variância
Bis-EMA	bisfenol-polietilenoglicol-dimetacrilato
Bis-GMA	bisfenol glicidil metacrilato
CO_2	dióxio de carbono
DP	desvio-padrão
EUA	Estados Unidos da América
F	resultado do teste estatístico ANOVA
G.L.	graus de liberdade (utilizado em testes estatísticos)
GPa	giga Pascal
ISO	International Standard Organization
J/cm^2	joule por centímetro quadrado
Kgf	quilograma força
LED	luz emitida por diodo
Md	média
mm	milímetro
mm/min	milímetro por minuto
mm^2	milímetro quadrado
MPa	mega Pascal
mW	miliwatts
mW/cm^2	miliwatts por centímetro quadrado
n	tamanho da amostra ou número de repetições

Nd:YAG	neodímio: ítrio-alumínio-granada
nm	nanometros
nº	número
p	probabilidade de Ho
prob.	probabilidade
s	segundos
UDMA	uretano dimetacrilato
W	Watt

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	graus Celsius
%	porcentagem
<	menor
π	pi – constante para cálculo da área de um círculo com valor aproximado de 3,1416
®	marca comercial
*	estatisticamente significativa

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	44
4.1 Tensão de contração.....	45
4.2 Microdureza Vickers e porcentagem de dureza máxima	47
4.3 Resistência flexural e módulo de elasticidade	50
5 RESULTADOS.....	52
5.1 Tensão de contração.....	52
5.2 Microdureza Vickers.....	54
5.3 Porcentagem de dureza máxima.....	57
5.4 Resistência flexural e módulo de elasticidade	58
6 DISCUSSÃO	61
7 CONCLUSÕES	73
REFERÊNCIAS.....	74

1 INTRODUÇÃO

O processo de polimerização da resina composta ocorre pela conversão das moléculas de monômeros em uma cadeia de polímeros, acompanhada pela aproximação destas moléculas, que depois de se unirem ocupam um volume menor que o inicial. Esta redução do volume total do material é conhecida como contração de polimerização. Embora a resina composta seja considerada o melhor material restaurador estético direto, a excessiva contração de polimerização é um dos fatores que mais contribui para o insucesso das restaurações (FERRACANE, 2005; SAKAGUCHI, 1999), pois a contração de polimerização de uma resina composta gera tensões e deformações na interface dente-restauração (FERRACANE; MITCHEM, 2003).

Para fotoativar a resina composta, a luz halógena é a principal fonte utilizada, porém o aquecimento gerado pelos comprimentos de onda que não são utilizados, além de diminuir a vida média da lâmpada e de outros componentes, pode causar danos ao tecido pulpar (UHL; MILLS; JANDT, 2003). Na tentativa de minimizar esses efeitos, novos equipamentos com fontes de laser de argônio foram propostos. A radiação laser é utilizada para fotoativação por meio do elemento químico argônio, que emite luz azul em faixas muito bem controladas, próximas de 480nm, apropriadas para ativação da canforquinona. As características de sua luz monocromática, coerente e colimada, promovem maior penetração em profundidade. Apresenta como vantagem a baixa capacidade de produzir raios infravermelhos, gerando menos calor para a estrutura dental (FLEMING; MAILLET, 1999).

Ao contrário das resinas autopolimerizáveis que se polimerizam de uma forma uniforme, desde que a mistura seja eficiente, as resinas fotopolimerizáveis polimerizam somente onde a luz as alcança. Isso significa que a luz é absorvida, dispersa e, conseqüentemente, atenuada durante a sua passagem através da massa de resina (RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS JR, 1994). Essa é a principal causa de divergência entre as duas fontes de luz, pois o laser apresenta colimação da luz, que resulta em uma irradiância à distância, ou seja, os raios não divergem. Ao contrário da luz halógena, que a irradiância diminui com a distância favorecendo a efetividade de ativação pelo laser (RODE et al., 2005).

Embora existam relatos na literatura (BLANKENAU et al., 1991; FLEMING; MAILLET, 1999; LLORET; RODE; TURBINO, 2004; DELFINO et al., 2006) de que melhores propriedades mecânicas dos compósitos são obtidas com o laser de argônio, os resultados obtidos com essa nova fonte de luz ainda são muito controversos (NAUFEL; YOUSSEF; TURBINO, 2005; RODE et al., 2005; TURBINO et al., 2005; RODE; KAWANO; TURBINO, 2007). Além disso, não há estudos avaliando a tensão de contração da resina composta ativada com laser de argônio, nem estudos relacionando esta tensão com as propriedades mecânicas da resina composta.

Dessa forma, mesmo o laser de argônio apresentando um custo alto, algumas vantagens como menor aquecimento, estreito comprimento de onda e colimação da luz, tornam seu uso clínico adequado para polimerização. Ademais, se com o uso do laser for possível uma diminuição do tempo de ativação, devido à maior profundidade de polimerização, garantindo as propriedades mecânicas, será um grande avanço a diminuição do tempo de trabalho clínico, o que justificaria seu uso.

O laser de argônio também pode ser utilizado como catalisador dos agentes de clareamento e como inibidor de lesões de cárie no esmalte ou na superfície radicular, aumentando a resistência ao ataque ácido (ANDERSON et al., 2000; WESTERMAN et al., 1999; HICKS et al., 1995). Isto ocorre, pois após a irradiação com laser de argônio a superfície desses substratos se torna rica em cálcio, fosfato e fluoretos (WESTERMAN et al., 1996).

Considerando o constante desenvolvimento dos materiais odontológicos e o aprimoramento das técnicas para avaliação de suas propriedades, estudos são sempre necessários para consolidar novos conceitos e avaliar seu provável desempenho clínico, estudando possíveis alternativas para melhorá-los. Dessa forma, avaliar a tensão de contração, seguida pela avaliação da microdureza, porcentagem de dureza máxima, resistência flexural e módulo de elasticidade, pode ser uma alternativa para definir a real efetividade da polimerização de uma resina composta com laser de argônio.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Desenvolvidas por Rafael Bowen (1962), as resinas compostas foram introduzidas no mercado odontológico há aproximadamente 40 anos, e desde então, modificações tanto na fase orgânica como na fase inorgânica, têm permitido sua utilização numa variedade de procedimentos clínicos, propiciando restaurações com aspecto estético superior aos materiais anteriormente existentes.

Para aumentar o tempo de trabalho do cirurgião-dentista e diminuir o tempo de presa da resina composta, foram desenvolvidas resinas compostas fotopolimerizáveis (BURKE, 1985). Esse tipo de material apresenta como fonte essencial de polimerização uma unidade emissora de luz visível que é absorvida numa faixa específica de comprimento de onda, por um componente alfa-dictona, geralmente uma canforquinona. O processo de polimerização ocorre apenas em locais onde há incidência de luz com comprimento de onda de 400 a 500nm, pois este é o intervalo do pico de absorção da canforquinona, sendo que o seu comprimento de onda mais eficiente para a ativação da reação de polimerização situa-se no intervalo 468 a 470nm. Quando a canforquinona é ativada, esta reage com um agente redutor (amina alifática) para produzir um radical livre. Este radical livre irá reagir com o monômero, possuidor de uma ligação dupla de carbono, iniciando a reação de polimerização. Quanto maior a energia transferida ao material, maior número de moléculas de canforquinona serão ativadas. Desse modo, maior será a extensão da polimerização da resina composta (RUEGGEBERG; JORDAN, 1993).

Todavia, o processo de polimerização promove uma redução do volume total do material, conhecida como contração de polimerização. Esta contração gera tensões e deformações na interface dente-restauração (FERRACANE; MITCHEM, 2003). No caso de rompimento da interface adesiva e subsequente microinfiltração marginal, pode ocorrer dor pós-operatória, descoloração marginal, recidiva de cárie e perda da vitalidade pulpar (KIDD, 1976; FERRACANE; MITCHEM, 2003). Porém, quando a união adesiva suporta as tensões geradas, podem ocorrer trincas e fraturas do esmalte, proporcionando, além de dor pós-operatória, o enfraquecimento da estrutura dental (SAKAGUCHI, 1999).

Braga e Ferracane (2004), em uma revisão dos trabalhos existentes na literatura, concluíram que ainda são necessários estudos para avaliar a influência individual das propriedades físicas e da cinética da reação, e a interação potencial entre elas. Os autores observaram que os estudos sobre a integridade marginal são inconsistentes, e em alguns casos, a redução da tensão pode ser causada por um baixo grau de conversão.

Segundo Ferracane (2005), a polimerização da resina composta é acompanhada por uma contração significativa e uma produção de tensão interna. Esta tensão tem sido considerada como o principal fator para as discrepâncias marginais observadas nas restaurações de resina. Avaliando a relação entre tensão de contração e infiltração em cavidades classe V, Ferracane e Mitchem (2003) confirmaram que a infiltração resultante está relacionada com os valores de tensão encontrados. Por exemplo, resinas com valores de tensão mais altos, mostraram infiltração marginal mais extensa.

A maioria das resinas compostas necessita de uma fonte de luz para ativar sua polimerização (fotoativação). Os aparelhos de luz halógena são, sem

dúvida, os mais utilizados pelos profissionais. Tal fato deve-se principalmente à sua comprovada efetividade e amplo espectro de luz (BURGESS et al., 2002). Por outro lado, tais dispositivos aquecem-se demasiadamente, têm pequena vida útil e consomem muita energia elétrica, o que promoveu uma corrida para o desenvolvimento de novos equipamentos, ampliando as opções de formas de fotoativação. Nesse sentido, novos aparelhos com fontes de diodo (LED) e laser de argônio foram propostos para fotoativação da resina composta.

Os aparelhos de LED possuem como fonte de luz diodos que emitem luz visível azul em um comprimento de onda ao redor de 470 nm, com uma variação de mais ou menos 20nm, sendo mais específicos para a ativação da canforquinona. Possui uma vida útil maior do que a dos aparelhos de luz halógena, sem perda da intensidade de luz ao longo do tempo (UHL; MILLS; JANDT, 2003) e apresentam como principais vantagens a não indução de alterações térmicas nas estruturas dentais e menor consumo de energia.

A palavra laser tem sua origem de um acrônimo da língua inglesa e significa *Light Amplification by Emission of Radiation* (PICK, 1993) ou Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. Os aparelhos de laser são constituídos por uma cavidade com espelhos planos e periféricos nas extremidades e podem ter na sua constituição como meio ativo um sólido (cristal ou vidro), um líquido (corante) ou um gás (CO₂). Assim sendo, cada tipo de laser produz um efeito específico (DEDERICH, 1993) e foram liberados pela *Food and Drug Administration* para utilização na cavidade bucal primeiramente em tecido mole (CO₂, Nd:YAG, argônio e diodo), sendo que o laser Nd:YAG também é utilizado nos tecidos duros.

Todos os tipos de lasers têm seu próprio lugar no espectro eletromagnético, o que ajuda a diferenciá-los. Os lasers de CO₂ e Nd:YAG estão na região do

espectro infra-vermelho e são invisíveis. O laser de Argônio está no espectro visível e, portanto, pode ser visto a olho nu. Ainda, pela sua posição no espectro eletromagnético os lasers causam apenas injúrias térmicas quando entram em contato com os tecidos biológicos. Não há mudanças na estrutura atômica dentro das células, seno assim, não há mutação genética. O mesmo não ocorre com outras formas de energia como a luz ultravioleta e os raios-X (PICK, 1993).

Em 1999, Fleming e Maillet consideravam o laser de argônio uma fonte promissora, pois o comprimento de onda emitido por este laser é ótimo para a ativação da polimerização das resinas compostas. A ativação da canforquinona é iniciada por uma de luz azul com comprimento de onda dentro de uma faixa de 400 a 500nm, com maior pico de atividade em 480nm. As unidades de laser de argônio geram um comprimento de luz azul (monocromática) de 480nm com uma variação dentro de uma faixa de apenas 40 a 45nm. O tempo de vida é finito, ou seja, vai se exaurindo independentemente do uso (RUEGGEBERG, 1999).

As unidades de luz convencionais consistem de uma luz branca com filtros que produzem um espectro policromático de luz azul, resultando em um matiz com amplo espectro e baixa intensidade. Como resultado, o espectro de luz é lentamente alterado, podendo alterar a qualidade da restauração. A literatura apresenta uma forte divergência de opinião sobre os aspectos da efetividade do laser para fotoativação, comparado com a luz halógena convencional. De acordo com esses autores (FLEMING; MAILLET, 1999), pesquisas indicam que o laser de argônio promove alta profundidade e alto grau de polimerização, além de requerer menos tempo de fotoativação e aumento nas propriedades mecânicas das resinas polimerizadas. Porém, estas vantagens são contestadas por relatos

de que o aumento da polimerização causada pelo laser pode resultar em aumento da contração, friabilidade e infiltração marginal.

Avaliando o grau de polimerização de uma resina microparticulada e uma híbrida, de partículas pequenas, polimerizadas com luz halógena convencional e com laser de Argônio com potência de 1W, Blankenau et al. (1991) verificaram, por meio da separação e quantificação do monômero restante usando um sistema de cromatografia líquida, que a polimerização da resina microparticulada foi mais eficiente com o laser de Argônio e que a resina híbrida apresentou resultados levemente melhores com laser, porém essa diferença não foi significativa.

Os profissionais podem controlar algumas variáveis na utilização dos lasers. Ao optarem por realizar um tratamento com laser, devem considerar quais serão os parâmetros usados. Esses parâmetros incluem: comprimento de onda (importante para determinar de que forma a luz afeta o tecido), potência (determina quantitativamente a extensão da reação), o tipo de emissão (contínua ou pulsada) e as propriedades ópticas do tecido. As propriedades ópticas do tecido, combinadas ao comprimento de onda do laser, determinam se a energia luminosa será absorvida ou não. Caso não seja absorvida, não causará efeito algum (DEDERICH, 1993).

Durante um estudo sobre a efetividade da intensidade da luz e duração do tempo de exposição na polimerização de resinas compostas, Rueggeberg, Caughman e Curtis Jr (1994) observaram que há uma forte relação entre a espessura da camada de resina e o grau de polimerização. Profundidades maiores que 2mm resultam em pobre polimerização, sendo muito susceptível a mudanças na intensidade de luz e a variações no tempo de exposição. Com esses resultados, exposições de 60 segundos são recomendadas, usando fontes de luz com intensidade de pelo menos $400\text{mW}/\text{cm}^2$. A espessura das camadas incrementais

não deve exceder 2mm, sendo 1mm ideal. Fontes com intensidade menor que 233mW/cm^2 não devem ser usadas, pois promovem pobre polimerização.

Rode, Kawano e Turbino (2007) avaliando três fontes de luz (luz halógena, LED e laser de argônio) para fotoativação da resina composta Z-250, concluíram que as fontes de luz promoveram um grau similar de conversão e microdureza, desde que tivessem sido utilizados incrementos de até 1mm de espessura e que a fonte de luz estivesse no máximo a 3mm de distância da superfície da resina.

Para avaliar as influências do método de fotoativação, da cor da resina composta e da profundidade de polimerização, De Araújo et al. (2008) utilizaram corpos-de-prova com 4mm de espessura, duas fontes de fotoativação (luz halógena e LED) e duas cores de resina (A1 e C2). Seus resultados mostraram que todos os fatores testados influenciaram na microdureza da resina composta estudada. Desse modo, os autores sugerem que os clínicos devem evitar incrementos espessos quando confeccionarem restaurações de resina composta e que o aumento do tempo de fotoativação deve ser indicado dependendo da cor da resina composta e da fonte de fotoativação.

Avaliando a adesão de uma resina composta híbrida fotoativada com luz halógena, LED e laser de argônio ao substrato dental, Delfino et al. (2006) observaram que não houve influência das fontes de ativação tanto para o esmalte, quanto para a dentina. Quando foi estudado apenas o substrato dentina, Lloret, Rode e Turbino (2004) também não encontraram diferença nos valores de resistência adesiva entre as fontes de fotoativação luz halógena e laser de argônio, utilizando a técnica de inserção incremental.

Como a luz halógena é absorvida, dispersa e, conseqüentemente, atenuada durante a sua passagem através da massa de resina (RUEGGEBERG;

CAUGHMAN; CURTIS JR, 1994), as superfícies mais próximas à fonte de irradiação de luz polimerizam mais eficientemente que aquelas mais profundas (TURBINO, 2004; NAUFEL; YOUSSEF; TURBINO, 2005; RODE et al., 2005). Podem surgir, dessa forma, camadas não polimerizadas ou parcialmente polimerizadas, o que acarreta inúmeros prejuízos à restauração, principalmente com relação às propriedades mecânicas. Em síntese, a qualidade de cura ou polimerização é determinada pelo grau de conversão do monômero em polímero, indicando a quantidade de grupos metacrilatos reativos que reagiram uns com os outros. Conseqüentemente, existe um alto grau de dependência entre o sucesso da restauração e a capacidade de polimerização da luz visível irradiada dentro de um determinado período de tempo.

A contração de polimerização está intimamente relacionada com o grau de polimerização, pois as resinas precisam polimerizar para se tornarem mecanicamente resistentes e, quanto mais polimerizam, melhores propriedades físicas e mecânicas adquirem. Mas, quanto maior o grau de conversão do monômero em polímero, maior será a tensão de contração. A contração é inerente às resinas compostas e irá persistir até que resinas sem contração ou portadoras de monômeros que expandem durante a reação de polimerização estejam disponíveis no mercado (EICK et al., 1993; ILIE et al., 2007).

Ilie et al. (2007) analisaram a contração de um material compósito inovador para restaurações dentais, baseado em um monômero com uma nova formulação química, conhecido como "*silorane*". Os resultados obtidos mostraram que o novo material promove valores de tensão de contração baixos, quando comparado com um compósito comum (metacrilato).

A contração volumétrica total de um material é definida como a soma da contração pré e pós-gel. Na contração pré-gel, imediatamente após a incidência de luz, a massa de resina composta começa a se tornar viscosa, mas ainda pode escoar e se redistribuir, compensando a tensão de contração da polimerização. Na contração pós-gel, a resina adquire alto módulo de elasticidade e qualquer diminuição de volume promoverá tensão na região onde a resina estiver aderida, não sendo possível compensar a contração de polimerização. Conseqüentemente, a contração pós-gel pode comprometer o processo restaurador e a adesão da resina composta à estrutura dental (SAKAGUCHI et al., 1992).

Como as resinas compostas fotopolimerizáveis apresentam uma reação de polimerização rápida e imediata, ocorre uma alta contração de polimerização quando comparada com as resinas quimicamente polimerizáveis (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1993), que apresentam uma polimerização relativamente mais lenta, proporcionando um maior tempo para o escoamento da resina. Teoricamente, quanto menor a capacidade de escoamento da resina, maior será a tensão de contração, o que pode ser decisivo para o sucesso do processo adesivo (CARVALHO et al., 1996). Desse modo, com o propósito de retardar o processo de polimerização e evitar o rápido aumento da viscosidade da resina composta, aparelhos de luz halógena que permitem mudanças na irradiância e no tempo de exposição foram desenvolvidos.

Esses aparelhos favorecem a utilização de diferentes métodos de fotoativação gradual, aumentando o tempo da fase de contração pré-gel da resina composta. No método pulso-espera (ou *pulse-delay*) a resina é fotoativada inicialmente por poucos segundos, o mínimo indispensável para continuar construindo a restauração, em seguida é dado um tempo de espera para que ocorra

uma polimerização bastante lenta, e na seqüência a ativação final é realizada com alta irradiância. Outras duas técnicas foram idealizadas para permitir completar a fotoativação sem tempo de espera, embora prolongando a fase de contração pré-gel: a técnica em degrau (ou *soft-start*), na qual a fotoativação é iniciada com alguns segundos de baixa irradiância pulando imediatamente para irradiância máxima, e a técnica de ativação exponencial (ou *ramped*), em que a irradiância aumenta gradativamente até alcançar o valor máximo (BELAN, 2004).

Vários autores têm relatado a eficácia de baixas irradiâncias ou métodos de pulso-espera na redução da tensão de contração das resinas compostas (BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG, 2000; LIM et al., 2002; SAKAGUCHI; WILTBANK; MURCHISON, 2004; WITZEL et al, 2005). Utilizando uma máquina de ensaio universal e dois bastões de vidro de silicato de boro (Pyrex), com 5mm de diâmetro, observou-se uma redução de aproximadamente 28% na tensão de contração da resina composta testada, com métodos de polimerização pulso-espera (LIM et al., 2002; WITZEL et al., 2005; PFEIFER; BRAGA; FERRACANE, 2006). Sendo que Witzel et al. (2005) e Pfeifer, Braga e Ferracane (2006), obtiveram esses resultados com um tempo clínico de 220 segundos e Lim et al. (2002) com 185 segundos.

Para Lim et al. (2002) uma combinação de baixa dose seguida por um período de atraso, antes de uma irradiação final com alta irradiância, promove uma redução na tensão de contração dos compósitos dentais. No seu estudo utilizaram um método de polimerização com luz halógena de dois passos: 5 segundos de exposição com $60\text{mW}/\text{cm}^2$, 2 minutos sem exposição da luz e uma segunda exposição de luz por 60 segundos com $330\text{mW}/\text{cm}^2$. Estudando, também, o grau de

conversão e a contração volumétrica, não encontraram relação com a redução na tensão de contração.

Pfeifer, Braga e Ferracane (2006), por meio de uma máquina de ensaio universal e dois bastões de vidro com 5mm de diâmetro avaliaram a influência do método pulso-espera com luz halógena na tensão de contração e microdureza de duas resinas restauradoras. Concluíram que o método pulso-espera, associado com um tempo de espera de 3 minutos entre as radiações, resulta em menor tensão de contração sem comprometer o grau de conversão ou a estrutura da rede de polímeros.

Cunha et al. (2008) avaliaram quatro métodos de fotoativação (luz contínua, *soft-start* e dois pulso-espera, usando diferentes potências - 80mW e 150mW) para dois níveis de fator C (1,5 e 3,0). Nos resultados obtidos, também observaram que os métodos de fotoativação pulso-espera são efetivos na redução da tensão de contração, sem comprometer o grau de conversão do compósito restaurador. Mas, para o fator C de 3,0 os valores de tensão de contração foram estatisticamente mais altos, que os valores obtidos com o fator C de 1,5, para todos os métodos de fotoativação.

Durante a utilização do laser de argônio para fotoativação com a técnica convencional contínua e a alternativa em pulso-espera, por meio dos métodos de inserção incremental (incrementos de 1mm) e em camada única, Belan (2004) avaliou a microdureza Vickers de uma resina composta híbrida. A luz halógena foi utilizada como controle. Os corpos-de-prova tinham 2 ou 4mm de espessura. A microdureza foi aferida na superfície do corpo-de-prova oposta à superfície irradiada, com o objetivo de avaliar a polimerização em profundidade. Os resultados mostraram que para a fonte de luz halógena, na espessura de 2mm, todas as

técnicas de inserção/fotoativação (camada única, incremental convencional e incremental em pulso-espera) apresentaram polimerização adequada. Porém, na espessura de 4mm, apenas a técnica de inserção incremental convencional apresentou polimerização satisfatória. A irradiação com laser de Argônio, na técnica incremental em pulso-espera, não tornou a polimerização adequada, em nenhuma possibilidade testada.

Halvorson, Erickson e Davidson (2002) exploraram as relações entre a extensão de polimerização e dose de energia radiante aplicada durante a fotoativação das resinas compostas. O grau de conversão foi medido em 5 minutos e 24 horas para quatro resinas, variando as irradiâncias e mantendo constante o tempo da luz halógena. Também foram ativadas com variação das irradiâncias e dos tempos, mantendo constante a energia total emitida. Os resultados mostraram uma diminuição gradual da conversão com a diminuição da energia oferecida. Embora houvesse diferença entre o grau de conversão obtido para as diferentes resinas compostas, a conversão em 24 horas e em 5 minutos foi muito semelhante, para as mesmas resinas. Ainda, obtiveram graus de conversão muito semelhantes quando a dose de energia foi mantida e foram alterados a irradiância e o tempo de exposição. Desta forma, evidenciaram a relação recíproca entre irradiância e tempo de exposição. Concluíram que a relação recíproca entre irradiância e tempo de exposição foi significativa para o estudo da polimerização de resinas compostas, colocando o grau de conversão como função da dose total de energia recebida. Este relacionamento estabelece o perfil de polimerização de uma resina composta como uma correlação universal entre tempo de exposição e irradiância.

Para Calheiros et al. (2006) aumentos na dose de energia podem promover significantes aumentos na tensão de contração. Utilizando doses de 6, 12, 24 ou

36J/cm² e duas resinas compostas (híbrida e microparticulada) observaram que doses de 12J/cm² seriam suficientes para garantir altos valores de resistência flexural, módulo de elasticidade e grau de conversão, e mínima tensão de contração para as duas resinas testadas. Porém, a dureza de superfície ainda é beneficiada por doses entre 24 e 36J/cm², dependendo da resina composta. Enquanto grau de conversão, resistência flexural e módulo de elasticidade não variam significativamente entre 6 e 36J/cm², para resina microparticulada, a tensão de contração aumenta.

O aumento na tensão de contração é explicado pela maior produção de radicais livres, levando a uma maior grau de conversão que, por sua vez, resulta em aumento na contração volumétrica e no módulo de elasticidade do material. Nos estudos de Braga e Ferracane (2002) e de Lu, Stanbury e Bowman (2004) foi observada uma correlação exponencial entre tensão de polimerização e grau de conversão, onde em níveis próximos ao grau de conversão limite, pequenos incrementos no grau de conversão produziram aumentos significantes na tensão de contração. Estes achados podem ser explicados pelo fato de que após atingir o estágio de vitrificação, a relaxação das cadeias poliméricas se torna limitada, levando a um aumento dramático das tensões (BRAGA; FERRACANE, 2002; LU; STANBURY; BOWMAN, 2004).

Para avaliar o grau de polimerização da resina, testes de microdureza têm sido utilizados (FERRACANE, 1995), pois apresentam uma correlação direta com o grau de conversão do monômero e também por serem indicados para medir a profundidade de polimerização.

A dureza é uma das propriedades mais utilizadas para comparar tanto os materiais restauradores, como os tecidos biológicos. É definida pela resistência do

material à penetração e mensurada pela relação da força aplicada com a área de endentação. Soprano (2007) utilizando os endentadores Vickers e Knoop com cargas de 25, 50 e 100gf em cinco tempos de endentação (5, 15, 30, 45, e 60 segundos), observou que para resina composta (Z-250) os parâmetros mínimos de carga são 50gf com o tempo mínimo de 45 segundos para a microdureza Knoop. Para a microdureza Vickers nenhuma diferença foi encontrada entre as cargas 25, 50 e 100 gf e entre os tempos 15, 30, 45 e 60 segundos nos valores obtidos para resina composta. Como conclusão, Soprano (2007) observou que o teste Knoop apresenta mais variações com relação aos fatores estudados que o Vickers, logo a Knoop foi mais sensível às variações de parâmetros.

Uhl et al. (2004) avaliaram a influência da armazenagem e da carga aplicada no teste de microdureza Knoop de compósitos fotoativados por luz halógena e LED. Os corpos-de-prova foram submetidos aos testes utilizando cargas de 200 e 400gf na superfície e na profundidade de 2mm, logo após a polimerização e em seguida armazenados à seco por 37°C em ambiente escuro por 5 dias. Os autores concluíram que os valores de dureza em 2mm foram estatisticamente maiores nos corpos-de-prova fotoativados com LED, do que nos fotoativados com luz halógena. As cargas de 200 e 400gf influenciaram os valores de dureza ($p < 0,0001$). Os valores obtidos com as cargas de 400gf aumentaram significativamente nos corpos-de-prova armazenados por 5 dias, tanto nos fotoativados com luz halógena, como nos fotoativados com LED. Dessa forma, concluíram que devido ao fato das cargas apresentarem diferenças estatisticamente significantes nos valores de dureza, é importante a seleção da carga aplicada em cada teste para que não ocorram falsos resultados.

Durante a avaliação da influência de diferentes parâmetros de cargas e tempos de aplicação nos valores de microdureza Knoop, Yoldas, Akova e Uysal (2004) relataram que existem diferentes métodos para testar a microdureza em resinas compostas e também uma grande variedade nas cargas e tempos de aplicações, dificultando a comparação entre os resultados. Nesse estudo utilizaram cargas de 50, 100 e 500gf com tempos de aplicação de 15 e 20 segundos. O teste Knoop foi escolhido por penetrar menos do que o Vickers, devido à geometria assimétrica, tornando-o mais sensível a defeitos, textura ou a orientação cristalográfica dos materiais poliméricos. As impressões obtidas devem apresentar diagonais maiores que 20 μ m para garantia da precisão e reprodutibilidade nos testes de microdureza. Os resultados mostraram que as cargas de 100gf e 500gf influenciaram nos valores obtidos. Entre os tempos de 15 e 20 segundos não houve diferença significativa.

Couto et al. (2000) avaliaram o *creep* em cinco resinas compostas fotopolimerizáveis. *Creep* é uma propriedade mecânica pelo qual o material, quando sujeito a uma carga, sofre uma alteração em comprimento. A velocidade dessa alteração depende da intensidade da carga, da temperatura, do tempo de duração do teste, da composição química do material e de sua estrutura interna. Em materiais viscoelásticos, como as resinas compostas, quando submetidos a baixas tensões por longo período de tempo ocorre uma deformação permanente denominada *creep* estático. Quando uma força externa (carga) age sobre um corpo sólido, uma força interna, chamada de tensão, deste corpo reagirá em igual magnitude e em direção contrária àquela força externa. Sempre que uma tensão esteja presente existirá como consequência uma deformação que pode ser elástica ou plástica (permanente). Uma força que gera uma tensão inferior ao limite de

proporcionalidade produz uma deformação elástica. Isto quer dizer que, uma vez retirada a carga, as dimensões do corpo devem coincidir com as dimensões originais. Porém, muitos materiais, tais como as resinas compostas, após a remoção da carga mantêm uma deformação residual denominada permanente. Esta deformação não coincide com um comportamento elástico, que se preconiza ter a resina composta, mas seu desempenho é como o de um material viscoso, pois se deforma permanente e progressivamente em função do tempo de aplicação da carga e não em função do aumento desta.

Lopez (1993) frente à dúvida da padronização dos testes de microdureza em polímeros realizou um levantamento bibliográfico para verificação dos estudos existentes. Inicialmente esses testes eram desenvolvidos em metal devido à sua simplicidade, baixo custo, pequeno número de amostras, precisão e natureza não destrutiva. Para a execução desses testes de microdureza existem normas de padronização nacionais e internacionais. Os testes de microdureza mais aceitos para polímeros (plásticos) são os testes Vickers quando se mede a largura da área projetada e o teste Wallace quando a mensuração é relativa à profundidade de endentação. A endentação estática é largamente utilizada para determinar a microdureza em polímeros, porque forma uma impressão permanente na superfície do material. A endentação durante o teste de microdureza deforma um pequeno volume do espécime, mas se ocorrer uma grande concentração na região plástica imediatamente ao redor do contato pode se estender a matriz elástica. O material sob a força de um endentador consiste em uma zona esférica de deformação plástica (cerca de 4-5 vezes a distância da penetração do endentador abaixo da superfície do espécime) e ao redor dessa, uma zona extensa de deformação elástica. Juntas estas zonas geram tensões que suportam a força exercida pelo

endentador. Quanto maior a penetração do endentador, maior será o tamanho e mais severa será a deformação plástica dentro da zona interna. Do ponto de vista microscópico, quando uma massa de polímeros é submetida a uma força, a deformação resultante pode ser considerada como uma deformação que é recuperada quando a força é removida, isso ocorre quando as moléculas ocupam o volume livre da matriz durante a aplicação de uma força (deformação elástica) ou uma deformação que ocorre quando as moléculas escorregam (*slippage*), devido à falta de volume livre na matriz, e iniciam o fenômeno da ligação cruzada (*cross-linking*) entre as cadeias poliméricas, denominada deformação plástica. Como os polímeros (plásticos) apresentam um comportamento visco-elástico devido ao efeito *creep* que ocorre nesses materiais, um aumento no tamanho da endentação é observado quando utilizado um tempo de aplicação de força maior, como consequência é obtido um valor de microdureza menor. Outro parâmetro importante para mensurar o valor de microdureza é a força (carga) aplicada, assim como a forma do endentador utilizado. Para endentadores cônicos e piramidais os valores de microdureza diminuem com o aumento da carga, enquanto para os esféricos é o oposto. Outro parâmetro que influencia na precisão do teste de microdureza é o espaçamento das endentações. As mensurações devem ser realizadas a uma distância de 2-5 vezes a diagonal da endentação ou a distância de um raio de 3mm da marca. Isso se deve à zona de deformação plástica que ocorre ao redor do endentador.

Powers e Sakaguchi (2006) avaliaram o comportamento mecânico de cada material utilizando a expressão da curva tensão–deformação, assim como outras propriedades mecânicas presentes durante o teste que permitem classificar os materiais. Tensão ocorre quando uma força age contra um corpo e este resiste,

deformação é o resultado da aplicação de uma força e a curva tensão-deformação permite observar o comportamento mecânico do material quando o mesmo é submetido a uma determinada força (carga). Um material apresenta um comportamento viscoelástico quando a análise da curva tensão-deformação apresenta uma deformação elástica, além da plástica.

Watts, Amer e Combe (1984), estudaram a profundidade de polimerização frente a diferentes condições, por meio da avaliação da microdureza Knoop de cinco resinas compostas para dentes anteriores de cores e partículas diferentes, utilizando cinco aparelhos fotoativadores (Translux - Kulzer, Primalite - Caulk, 3M LC System – 3M, Elipar - Espe e um experimental da ICI) por 20, 40 e 60 segundos. Para isso, foram determinados alguns parâmetros: dureza máxima do material (depende da extensão da polimerização, do tipo e concentração das partículas de carga); a profundidade na qual o material se encontrava amolecido demais para medir a dureza; profundidade do material onde foi atingida 80% de dureza máxima; área total sob a curva da correlação da dureza e da profundidade de polimerização e área total dividida pela dureza máxima. Os autores mencionaram que, em relação à profundidade e fonte de luz, altas intensidades de luz tiveram desempenho superior na reação de polimerização. Mostraram também que um fluxo luminoso de 470nm podia garantir o sucesso das restaurações e que uma fonte menos eficiente poderia também promover uma polimerização satisfatória, utilizando um tempo maior. Afirmaram que a profundidade de polimerização não é linearmente proporcional ao tempo de irradiação. A dureza máxima foi conseguida próxima ou na superfície e foi dependente do tipo e quantidade de partículas de carga. Sugeriram que para os compósitos de cor escura, o tempo de ativação fosse dobrado. A intenção da definição desses parâmetros foi eliminar possíveis efeitos da concentração e tipo de

cargas nos valores de dureza e assim avaliar a qualidade de polimerização dos materiais e fontes.

Com esses parâmetros, que eram em função do gráfico da curva de correlação entre dureza e profundidade, detectaram que os dois principais fatores relacionados com a profundidade de polimerização eram: 1- profundidade em que cada material atingia 80% da dureza máxima; 2- área total sob a curva de correlação dividida pela dureza máxima. Dividindo a dureza encontrada em cada profundidade pela dureza máxima do material, pode ser obtida a porcentagem de dureza máxima, denominada PDM (BELAN, 2004; TURBINO, 2004). Dessa forma, é possível verificar em quais profundidades cada fonte promove pelo menos 80% da dureza máxima.

Leonard et al. (2001) realizaram um estudo para determinar o valor mínimo de irradiação necessário para polimerizar adequadamente uma resina híbrida e uma microparticulada, quando fotoativadas por 40s e 60s. Confeccionaram corpos-de-prova com 2mm de espessura em matrizes prensadas sobre duas lâminas de vidro e mediram a dureza Knoop com diferentes irradiâncias ($100\text{mW}/\text{cm}^2$ a $700\text{mW}/\text{cm}^2$ em aumentos de $25\text{mW}/\text{cm}^2$) após 24 horas e nas superfícies irradiada e oposta à irradiação. Calcularam a porcentagem entre os valores da superfície oposta em relação à irradiada e obtiveram como 80% a porcentagem satisfatória para a polimerização. Uma regressão linear entre irradiação e a porcentagem de dureza resultou em uma equação utilizada para predizer o valor de irradiação necessário para atingir 80% de dureza. Os resultados mostraram que a resina composta híbrida Z100 necessitava de $260\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s ou $185\text{mW}/\text{cm}^2$ por 60s para uma polimerização adequada. A resina microparticulada Silux Plus necessitou de $542,9\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s ou $449\text{mW}/\text{cm}^2$ por 60s. Os autores concluíram que os

valores de irradiância mínimos, geralmente aceitáveis, de 300mW/cm^2 por 40s poderiam ser insuficientes para a polimerização adequada das resinas microparticuladas.

Umbehaun (2001) comparou o grau de polimerização de três materiais restauradores estéticos diretos, por meio de testes de microdureza Vickers, sob a influência da espessura do incremento e superfície do corpo-de-prova. As resinas híbridas (Z-100 – 3M, P60 – 3M e Definite - Degussa) foram inseridas em uma matriz preta de polipropileno cilíndrica bi-partida e ativadas por 40 segundos com luz halógena. O material restaurador Z100 apresentou maior microdureza, seguido da P60. A Definite apresentou a menor microdureza. Para todas as resinas, a microdureza na superfície voltada para a fonte de luz foi maior do que a microdureza na superfície oposta à fonte de luz, sendo que quanto maior a espessura do incremento maior foi essa diferença. Os autores concluíram que quanto maior a espessura do incremento menor foi a microdureza Vickers, e que a polimerização passou a ser inferior a 80% com espessuras maiores que 2mm.

Outra propriedade importante das resinas compostas é a resistência flexural, pois clinicamente as restaurações são submetidas a esforços mastigatórios. Dependendo da dose recebida pela resina composta durante o processo de fotopolimerização, diferentes estruturas moleculares podem se formar com relação à densidade das ligações cruzadas e afetar as propriedades mecânicas do material (WITZEL et al., 2005).

O teste de resistência flexural é supostamente capaz de prever o desempenho clínico das resinas compostas (BIRD et al., 1998). Segundo Ban e Anusavice (1990) a resistência flexural é a propriedade mecânica que melhor traduz o conjunto de tensões que ocorrem clinicamente, por envolver forças de tração,

compressão e cisalhamento, uma vez que dificilmente alguma dessas tensões ocorre na boca em sua forma pura.

Embora a ISO 4049 recomende uma dimensão de 25 X 2 X 2mm (comprimento X largura X altura) para os corpos-de-prova utilizados no teste de resistência flexural, Muench et al. (2005) observaram que corpos-de-prova com dimensões reduzidas (10 X 2 X 1mm) mostraram uma resistência flexural similar à obtida com os corpos-de-prova recomendados pela ISO 4049. O comprimento dos corpos-de-prova (25mm) recomendado pela ISO 4049 apresenta três desvantagens: um grande gasto de material, a necessidade de irradiação em três diferentes regiões do corpo-de-prova (centro e ambas as extremidades) por superfície e o tempo consumido nesse procedimento.

Para os autores (MUENCH et al., 2005) a redução nas dimensões dos corpos-de-prova não influenciou nos valores de resistência flexural. Corpos-de-prova mais finos reduziram a necessidade de fotoativação em ambas as superfícies (irradiação na superfície de aplicação da carga e irradiação na superfície oposta). Quando corpos-de-prova mais espessos (4mm) foram utilizados, a resistência flexural encontrada foi mais baixa nos corpos-de-prova irradiados apenas na superfície de aplicação da carga. A superfície oposta dos corpos-de-prova mais finos pode ser adequadamente polimerizada, obtendo um alto grau de polimerização quando comparada com corpos-de-prova mais espessos.

Os valores de resistência flexural e módulo flexural ou módulo de elasticidade são linearmente relacionados com o grau de conversão nos compósitos (LOVELL et al., 2003; FERRACANE; GREENER, 1986). O módulo de elasticidade é a propriedade que expressa a rigidez de um material. Quanto maior o módulo de elasticidade, menor a capacidade do sistema de sofrer deformações elásticas que

permitiriam o alívio das tensões (DAVIDSON; DAVIDSON-KABAN, 1998). Segundo alguns autores, durante a polimerização o aumento do módulo de elasticidade ocorre até que o estágio de vitrificação seja atingido e a partir desse momento, mantém-se praticamente constante (FERRACANE; GREENER, 1986; NAVARRETE et al., 2005). No entanto, outros trabalhos não mostram relação linear entre dose de energia, módulo de elasticidade e microdureza (SAKAGUCHI; FERRACANE, 2001; VERSLUIS; TANTBIROJN; DOUGLAS, 2004).

Ferracane e Greener (1986) estudaram o efeito da composição da resina composta, como concentração de diluente e tipo de catalisador, no grau de conversão e nas propriedades mecânicas das restaurações de resina composta. Foram analisadas variáveis como resistência à tração diametral, resistência à compressão, dureza, módulo de elasticidade e resistência flexural e os resultados foram correlacionados com resultados de grau de conversão obtidos por meio de análise por infravermelho. Os resultados mostraram que o grau de conversão foi maior em resinas de baixa viscosidade e baixas concentrações de inibidores. Altas concentrações de inibidores reduziram as propriedades mecânicas das resinas. Houve uma significativa correlação positiva entre a melhora nas propriedades mecânicas e o aumento do grau de conversão. Esses resultados sugerem, segundo os autores, que as propriedades da resina foram afetadas pelo grau de conversão e com isso concluíram que esses testes podem ser utilizados para presumir o grau de conversão das resinas.

Witzel et al. (2005), utilizando a resina Z-250 não encontraram diferença no módulo de elasticidade, resistência flexural e microdureza entre três métodos de fotoativação com luz halógena (alta irradiância- $600\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40 segundos; baixa irradiância- $200\text{mW}/\text{cm}^2$ por 120 segundos e pulso-espera- $600\text{mW}/\text{cm}^2$ por 1

segundo + 3 minutos de espera + 600mW/cm² por 39 segundos), mas observaram que o método pulso-espera reduziu significativamente os valores de tensão de contração. Como a mesma densidade total de energia foi utilizada (24J/cm²), os autores concluíram que as propriedades mecânicas do material melhoraram até certo limiar na formação da rede de polímeros. A partir desse ponto, aumentos na conversão não afetam significativamente o comportamento mecânico.

Bhamra e Fleming (2008) avaliando a influência de três fatores de variação (diâmetro da ponta fotoativadora, intensidade e protocolo de fotoativação) na resistência flexural e no módulo de quatro resinas compostas (Z100, Filtek Z250, Filtek P60 e Filtek Supreme XT), não encontraram nenhuma diferença significativa dentro de cada material.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a tensão de contração, seguida pela avaliação da microdureza, porcentagem de dureza máxima, resistência flexural e módulo de elasticidade de uma resina composta fotoativada com laser de argônio, variando o tempo de fotoativação e a potência, utilizando a luz halógena como controle.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Os corpos-de-prova foram confeccionados com a resina híbrida Filtek Z-250[®]. A composição da resina composta, bem como o fabricante e a descrição, estão apresentados na Tabela 4.1. Os corpos-de-prova foram distribuídos em 15 grupos, sendo 5 para cada variável, com 5 corpos-de-prova para cada grupo, de acordo com o Quadro 4.1.

Tabela 4.1 - Apresentação da resina composta utilizada

Nome comercial	Composição	Fabricante	Descrição	Lote
Filtek Z-250	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Zircônia, Sílica	3M ESPE (St Paul, MN, USA)	Resina Composta Híbrida – Cor A3	6FB

Grupos n=5	Fontes de polimerização	Tempos de exposição
L1	Laser de argônio 200mW	10 segundos
L2	Laser de argônio 200mW	20 segundos
L3	Laser de argônio 250mW	10 segundos
L4	Laser de argônio 250mW	20 segundos
H	Luz halógena	20 segundos

Quadro 4.1 - Grupos de estudo

Para a fotoativação com laser de argônio (Accucure 3000TM, LaserMed, Salt Lake, UT, EUA) e com luz halógena (Degulux Soft-Start, Degussa-Hulls, HANAU, Alemanha) foram utilizados os parâmetros descritos na Tabela 4.2. A irradiância contida numa determinada faixa de comprimento de onda dos aparelhos foi

verificada a cada corpo-de-prova com power meter PD300-SH (Ophir Optronics LTD., Israel) para o laser de argônio e com radiômetro Demetron (Kerr, EUA) para luz halógena, evitando que possíveis deteriorações das fontes de luz ou outros componentes interferissem nos resultados.

Tabela 4.2 - Parâmetros utilizados

	<i>L1</i>	<i>L2</i>	<i>L3</i>	<i>L4</i>	<i>H</i>
Potência (mW)	200	200	250	250	275
Tempo (s)	10	20	10	20	20
Irradiância (mW/cm ²)	714,28	714,28	892,85	892,85	550
Dose (J/cm ²)	7,14	14,28	8,92	17,84	11

4.1 Tensão de contração

Para o teste de tensão de contração foram utilizados bastões de vidro de silicato de boro (Pyrex), com 5mm de diâmetro e 13mm de altura, com uma das bases planificadas com lixa de granulação 180 e jato de óxido de alumínio (250µm) por 3 segundos. A base jateada de cada bastão foi silanizada (3M Dental Products, EUA) e coberta com uma camada de adesivo (Scotchbond Multi Uso, 3M Dental Products, EUA) que foi fotoativada por 20 segundos com luz halógena. Os bastões foram presos às garras da máquina de ensaio universal (Instron, modelo 5565,

Canton, EUA) com uma distância de 1mm entre as superfícies dos bastões. Imediatamente após, foi inserida a resina composta entre as superfícies. Desta forma, a relação área aderida/área livre (fator de configuração) foi de 2,5. O bastão de vidro inferior foi fixado em um dispositivo que promoveu o contato da ponta das fontes de polimerização com o lado oposto do bastão de vidro. Para reproduzir uma situação na qual a contração da resina composta é restringida pela adesão a um substrato, a distância entre as superfícies de colagem dos bastões de vidro foi mantida constante acoplando-se um extensômetro. A aproximação das superfícies aderidas devido à contração de polimerização manifestada no longo eixo do corpo-de-prova foi compensada pela movimentação da extremidade ativa da máquina de ensaios no sentido oposto, com precisão de 0,1µm. A força de contração de polimerização (Kgf) foi monitorada por 5 minutos, registrando a leitura a cada segundo. Para calcular a tensão máxima (MPa) de cada corpo-de-prova foi utilizada a seguinte fórmula: $T_{m\acute{a}x} = F_{m\acute{a}x} \times 9,8/A$. Sendo $T_{m\acute{a}x}$ = tensão máxima desenvolvida pelo corpo-de-prova (MPa), $F_{m\acute{a}x}$ = força máxima registrada durante o teste (Kgf) e A = área da secção transversal do bastão de vidro ($\pi R^2 = 19,625\text{mm}^2$). A figura 4.1 ilustra a metodologia para obtenção dos valores de tensão de contração.

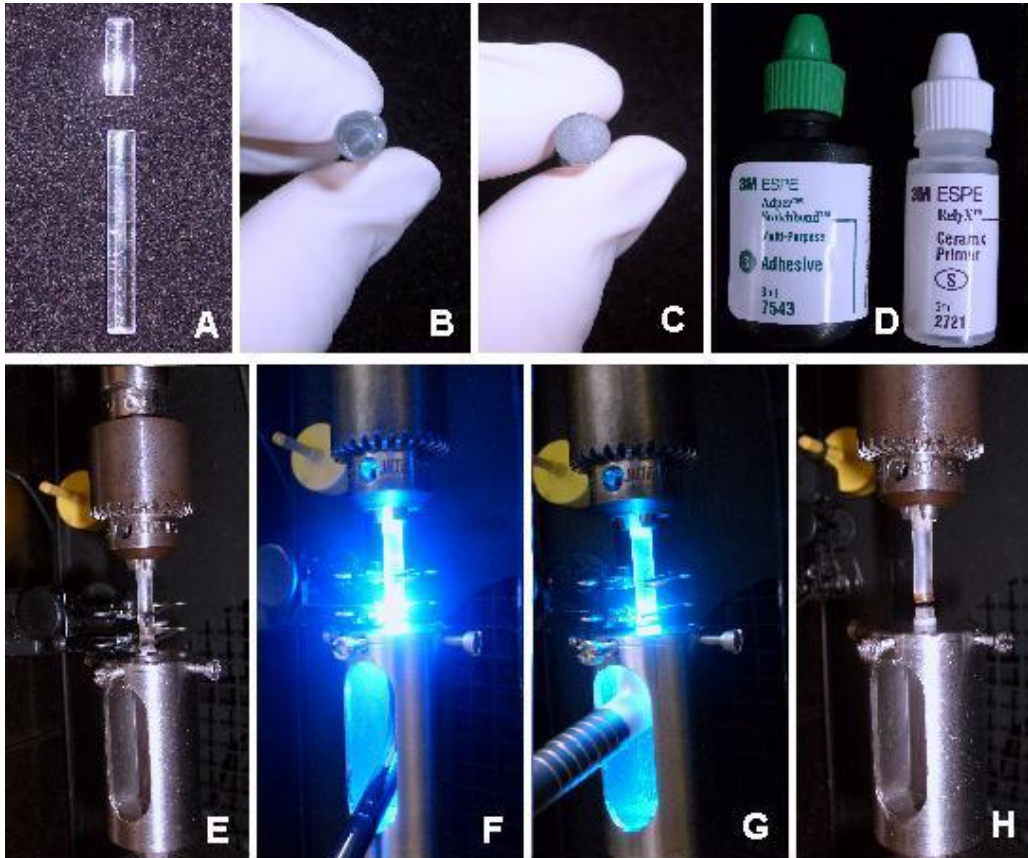


Figura 4.1 – Ilustração da metodologia do teste de tensão de contração: A - bastões de vidro de silicato de boro, com 13 e 25 mm; B – base do bastão com 5mm de diâmetro; C – base planificada com lixa e jateada com óxido de alumínio; D – adesivo e silano que foram aplicados na base do bastão; E – bastões com a resina composta em posição e extensômetro; F – fotoativação com luz halógena; G – fotoativação com laser de argônio; H – bastões após a ruptura da adesão da resina

4.2 Microdureza Vickers e porcentagem de dureza máxima

Para o teste de microdureza foram confeccionados 25 corpos-de-prova com a utilização de uma matriz circular de polipropileno preta, com 8mm de diâmetro externo e cavidade com 4mm de diâmetro interno, com espessura de 2mm (RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS JR, 1994). Cada matriz foi apoiada sobre uma lâmina de vidro e uma tira de poliéster, para obtenção de uma superfície lisa na região inferior. Sob a lâmina de vidro foi colocada uma cartolina preta para evitar que

houvesse reflexão do fundo. A resina foi inserida com espátula Thompson (nº 12, Dental MFG, EUA) em porção única, preenchendo totalmente a cavidade da matriz. A superfície superior foi planificada com uma tira de poliéster e outra lâmina de vidro, que em seguida foi retirada para aplicação das fontes de fotoativação. Em todos os grupos a fotoativação foi realizada com o centro da ponta ativa dos aparelhos coincidindo com o centro do corpo-de-prova e posicionado o mais próximo possível da superfície irradiada, sem movimentação (NEO; DENEHY; BOYER, 1986). Em seguida os corpos-de-prova foram armazenados, sem serem removidos da matriz, em recipientes que não permitiam a passagem da luz, por uma semana a seco, em estufa a 37°C. Após o período de armazenagem, cada corpo-de-prova foi examinado na superfície irradiada (superior) e na superfície oposta à irradiada (inferior) com a realização de cinco medidas de microdureza Vickers, sendo uma central (definida pela luz guia do aparelho) e outras quatro a aproximadamente 100µm de distância desta (Figura 4.2), totalizando 250 valores.

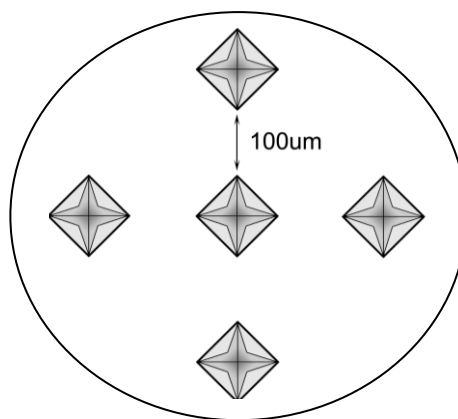


Figura 4.2 - Esquema da localização das endentações em cada corpo-de-prova

As medidas de microdureza Vickers foram obtidas com carga de 50 gramas por 15 segundos (SOPRANO, 2007) no microdurômetro HMV-2000 (Shimadzu, Japão) com auxílio do software CAMS-WIN. Para a análise estatística foram

calculadas as médias das 5 medidas de cada corpo-de-prova, resultando num total de 25 dados para superfície irradiada e 25 dados para superfície oposta. A metodologia para confecção dos corpos-de-prova está ilustrada na figura 4.3.

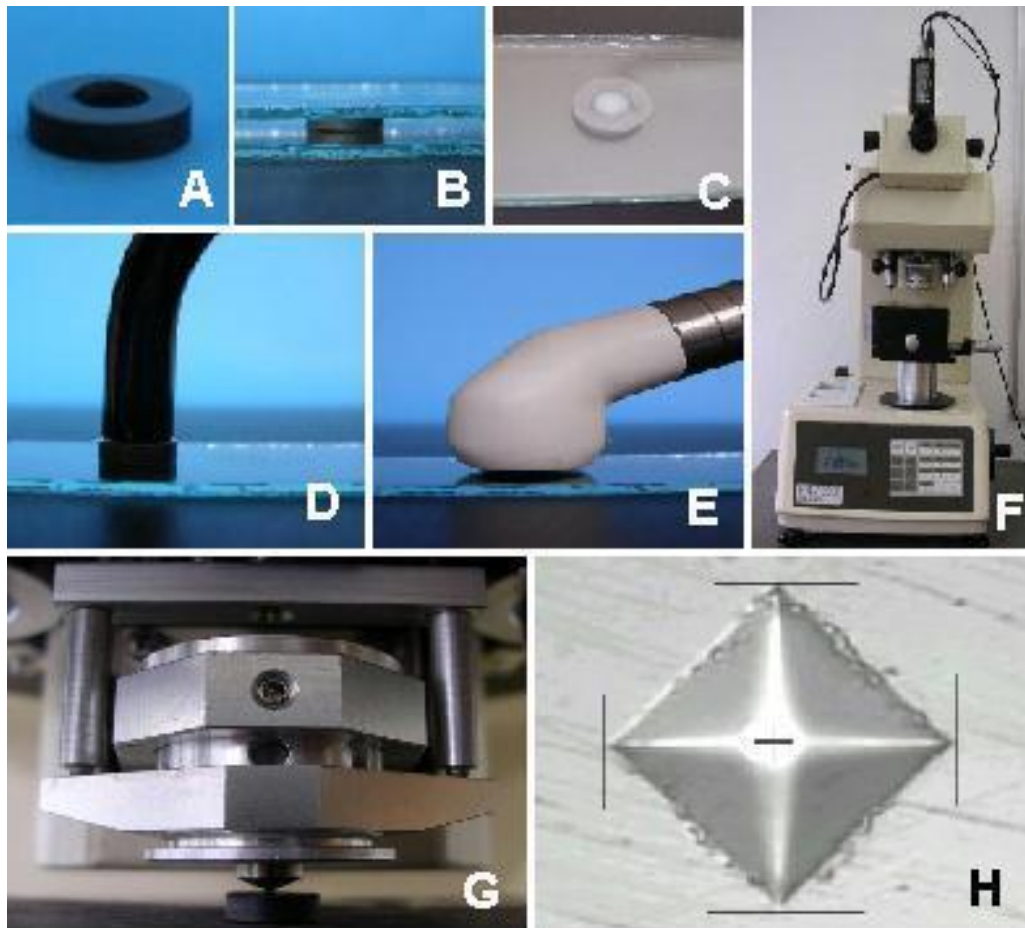


Figura 4.3 – Ilustração da metodologia do teste de microdureza: A - matriz de polipropileno preta com 2mm de espessura; B e C - confecção dos corpos-de-prova antes da fotoativação; D – ponta do equipamento de luz halógena em posição; E - ponta do equipamento de laser de argônio em posição; F - microdurômetro; G – execução da marca com o penetrador Vickers; H – marca deixada pelo penetrador no corpo-de-prova

Para avaliar a qualidade da polimerização em relação à dureza máxima da resina, foram calculadas, para cada grupo, as porcentagens correspondentes a esse valor, denominadas porcentagem de dureza máxima (PDM) que relaciona a superfície oposta à irradiação da luz (inferior) com a superfície irradiada (superior) (BELAN, 2004; TURBINO, 2004).

4.3 Resistência flexural e módulo de elasticidade

Os corpos-de-prova foram confeccionados no formato de barra, medindo 10 X 2 X 1mm (comprimento, largura e espessura), por meio de uma matriz bipartida feita em aço inoxidável e coberta por uma camada de tinta preta apropriada (MUENCH et al., 2005).

Para inserção da resina composta foi utilizado o mesmo procedimento do teste de microdureza. Cada matriz foi apoiada sobre uma lâmina de vidro e uma tira de poliéster. A resina foi inserida em incremento único e a superfície superior foi planificada com uma tira de poliéster e outra lâmina de vidro, que em seguida foi retirada para aplicação das fontes de fotoativação. A irradiação foi realizada apenas na superfície superior, com o centro da ponta ativa dos aparelhos coincidindo com o centro do corpo-de-prova. Os corpos-de-prova foram individualmente mensurados, para obtenção do módulo de elasticidade, e armazenados em recipientes que não permitiam a passagem da luz durante 24 horas a seco, em estufa a 37°C. Cada corpo-de-prova foi mensurado e armazenado individualmente. O teste de dobramento em três pontos foi realizado em uma máquina de ensaio universal (modelo K 2.000MP, Kratos Ltda., Cotia, SP, Brasil) com a distância entre os apoios de 6mm e velocidade de deslocamento de 0,5mm/min. Para padronização do teste a superfície não irradiada foi posicionada para baixo. Os valores de resistência flexural foram calculados por meio da equação: $R_f = 3CD/2bh^2$. Sendo R_f = resistência flexural (MPa), C = carga máxima (N), D = distância entre os apoios (mm), b = largura do corpo-de-prova (mm) e h = espessura do corpo-de-prova (mm). O módulo de elasticidade foi obtido durante o teste de flexão, por meio do software TRACOMP-W95 (TRCV606).

A figura 4.4 ilustra a metodologia para confecção dos corpos-de-prova.

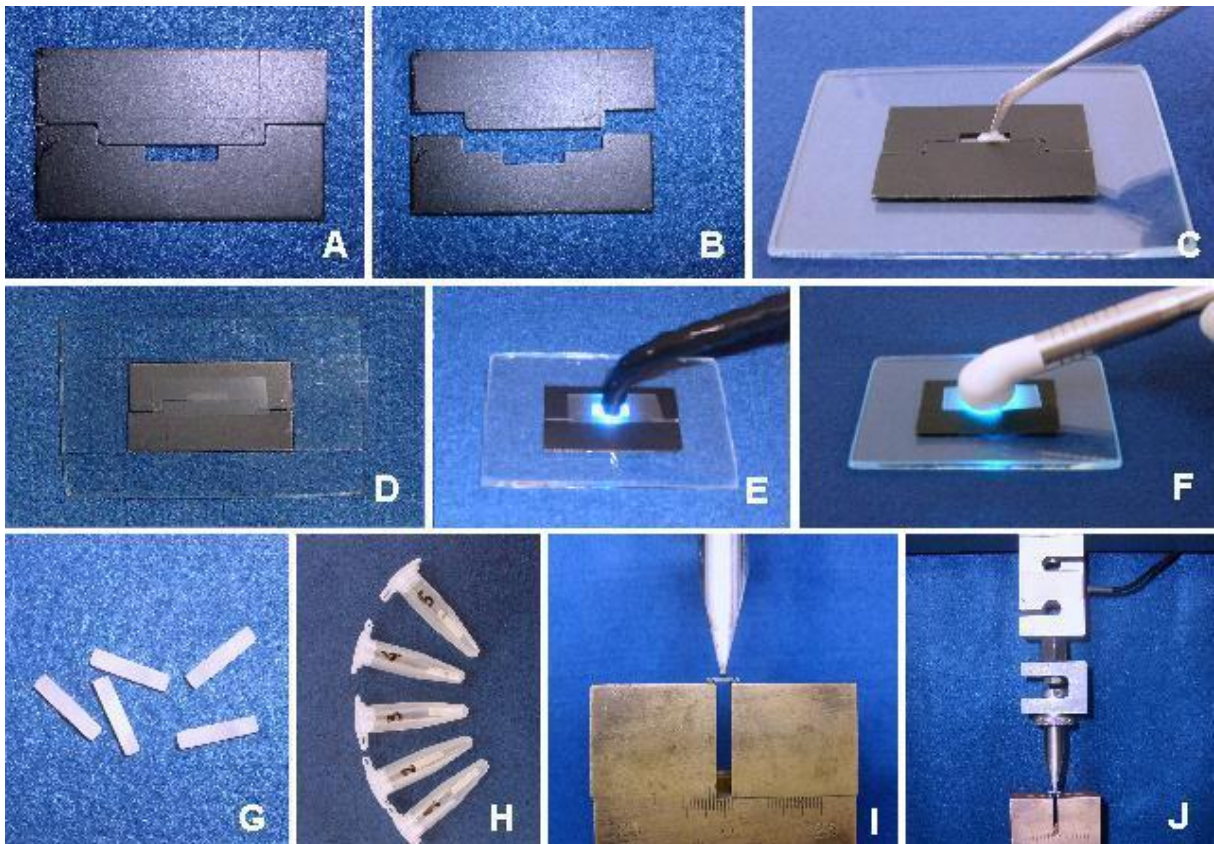


Figura 4.4 – Ilustração da metodologia do teste de resistência flexural e módulo de elasticidade: A e B - matriz bipartida; C – inserção da resina composta em incremento único; D – conjunto placa de vidro / tira de poliéster / matriz com a resina inserida / tira de poliéster / lâmina de vidro; E – fotoativação com luz halógena, após a remoção da lâmina de vidro superior; F - fotoativação com laser de argônio; G – corpos-de-prova (n=5); H – armazenamento individual de cada corpo-de-prova, previamente mensurado; I – posicionamento do corpo-de-prova para o teste de dobramento em três pontos; J – aparato com a célula de carga em posição

Os dados, obtidos em cada ensaio (tensão de contração, microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade), foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey para comparações múltiplas com nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Analisando separadamente cada variável, observou-se que a distribuição amostral foi considerada normal. Dessa forma, para análise estatística dos dados foi utilizada a análise de variância, com o intuito de verificar se há diferença entre os grupos, e o teste de Tukey, para comparações múltiplas, com nível de significância de 5%.

5.1 Tensão de contração

Os dados referentes à tensão de contração correspondem a 5 métodos de fotoativação e 5 repetições ($5 \times 5 = 25$), resultando num total de 25 valores. Para calcular a tensão de contração em cada grupo, foi realizada a média dos 5 valores obtidos ($n=5$) (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 – Valores da tensão de contração (MPa) com as médias e os desvios-padrões dos grupos estudados

Corpos de prova	Grupos				
	L1	L2	L3	L4	H
1	2,9	3,6	1,2	3,8	3,8
2	2,4	3,9	1,4	2,8	3,9
3	3,3	3,7	1,3	2,8	5,3
4	2,3	3,9	1,3	4,5	4,2
5	2,4	3,3	1,2	3,3	5,3
Md e DP	2,7±0,4	3,7±0,2	1,3±0,6	3,4±0,7	4,5±0,7

A análise de variância (Quadro 5.1) mostrou diferença significativa ao nível de 5%. Para comparação entre as médias foi utilizado o teste de Tukey ($T= 0,97$).

Fonte de Variação	SQ	G.L.	QM	(F)	p
Entre grupos	29,9910	4	7,4977	28,40	0,0000*
Resíduo	5,2808	20	0,2640		
Variação total	35,2718	24			

* estatisticamente significativa ao nível de 5% ($p<0,05$)

Quadro 5.1 - Resultados da análise de variância – tensão de contração

A evidência das diferenças entre essas médias está ilustrada na figura 5.1. O grupo L3 ($1,3\pm0,6$) apresentou o menor valor de tensão, seguido pelo grupo L1 ($2,7\pm0,4$) que foi estatisticamente similar ao grupo L4 ($3,4\pm0,7$), sendo este similar aos grupos L2 ($3,7\pm0,23$) e H ($4,5\pm0,7$).

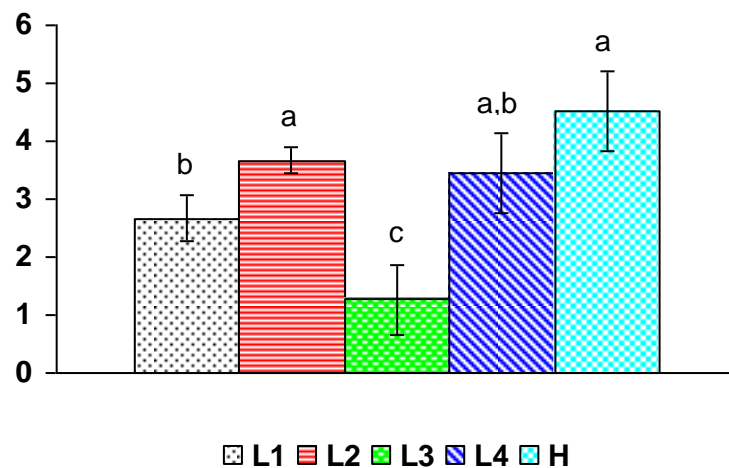


Figura 5.1 - Valores médios da tensão de contração (MPa). Mesma letra representa similaridade estatística ($p<0,05$)

Também foram traçadas, por meio do software Origin Pro 7.5, as curvas de tensão de contração referentes a cada grupo estudado (Figura 5.2). A tensão de contração aumentou nitidamente no estágio inicial, ficando mais gradual próximo dos 50 segundos até alcançar um platô depois dos 200 segundos.

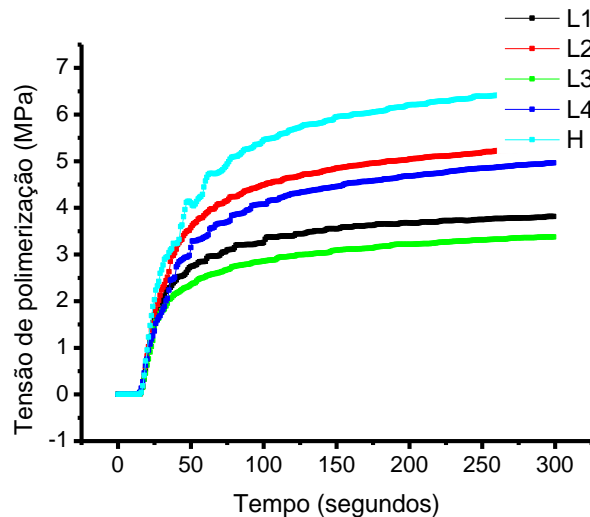


Figura 5.2 - Curvas das médias da tensão de contração para os 5 métodos de fotoativação testados

5.2 Microdureza Vickers

Para a microdureza, os dados correspondem a 5 métodos de fotoativação, duas espessuras (0mm para superfície irradiada e 2mm para superfície oposta), 5 repetições e 5 medidas para cada corpo-de-prova ($5 \times 2 \times 5 \times 5 = 250$), totalizando 250 valores. Para a análise dos dados foi realizada a médias das 5 medidas para cada corpo-de-prova, resultando num total de 50 dados (Tabela 5.2). A análise de variância (Quadro 5.2) mostrou haver diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% entre as superfícies ($F=147,09$) e na interação fontes *versus* superfícies ($F=6,45$).

Tabela 5.2 - Valores de microdureza obtidos em cada corpo-de-prova

Superfície	Corpos-de-prova	Grupos				
		L1	L2	L3	L4	H
irradiada (0mm)	1	89,2	83,3	86,1	84,5	88,7
	2	80,4	87,4	83,3	80,6	81,3
	3	85,3	86,5	83,3	90,2	79,6
	4	87,2	85,8	86,4	81,5	86,5
	5	74,9	82,1	85,6	88,9	87,8
oposta à irradiação (2mm)	1	76,3	78,1	69,8	78,6	79,9
	2	68,2	84,9	69,7	74,7	80,9
	3	70,9	82,7	68,2	77,8	81,4
	4	71,9	69,1	69,9	76,2	82,6
	5	63,3	75,8	71,7	82,9	75,1

Fonte de Variação	SQ	G.L.	QM	(F)	p
Entre fontes	287,0500	4	71,7625	2,56	0,078268
Resíduo I	448.4500	16	28.0281		
Entre superfícies	1123,2050	1	1123,2050	147,09	0,000000 *
Interação FxS	196,9951	4	49,2488	6,45	0,001412 *
Resíduo II	183.2687	24	7.6362		
Varição total	2238.9688	49			

estatisticamente significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$)

Quadro 5.2 - Resultados da análise de variância – microdureza

Foi calculado o Tukey ($T = 6,08$) da interação fontes *versus* superfícies, para comparar o comportamento dos grupos individualmente. Estes valores médios e seus respectivos desvios-padrões estão apresentados na tabela a seguir (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 - Valores médios de microdureza Vickers e desvios-padrões

Superfície	Grupos				
	L1	L2	L3	L4	H
irradiada	83,4	85,4	84,9	85,2	84,8
	±5,8	±2,2	±1,5	±4,3	±4,1
oposta	70,1	78,1	69,9	78,1	79,9
	±4,8	±6,2	±1,2	±3,1	±2,9

Nenhuma diferença significativa foi encontrada nos valores de microdureza nas superfícies irradiadas. Para a superfície oposta à irradiação, não houve diferença estatisticamente significativa na microdureza quando o mesmo tempo de fotoativação foi utilizado, sendo o tempo de 20 segundos superior ao de 10 segundos (Figura 5.3). Na comparação entre as superfícies irradiadas e opostas, houve sempre diminuição significativa nos valores de microdureza das superfícies opostas com relação às superfícies irradiadas correspondentes, exceto para a luz halógena.

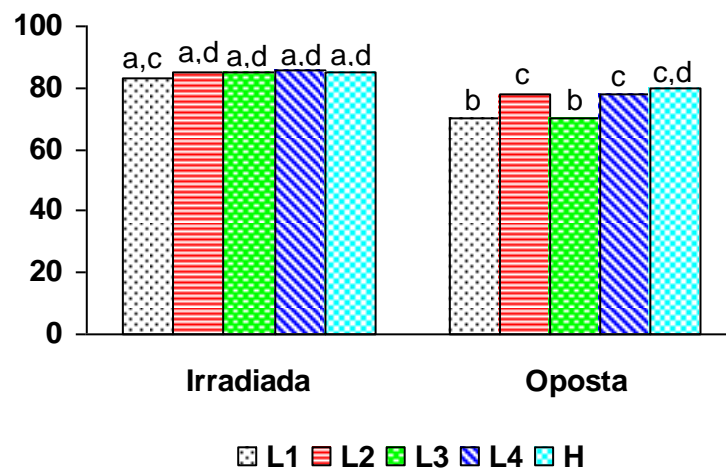


Figura 5.3 - Valores médios de microdureza Vickers na superfície irradiada e na superfície oposta à irradiação. Mesma letra representa similaridade estatística ($p < 0,05$)

5.3 Porcentagem de dureza máxima (PDM)

Os valores de porcentagem de dureza máxima em cada corpo-de-prova, com espessura de 2mm, e as médias em cada grupo estão apresentados na tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Valores de PDM (%) em cada corpo-de-prova (2mm) e médias para cada grupo

Corpos de prova (2mm)	Grupos				
	L1	L2	L3	L4	H
1	89,4	91,4	81,7	92,1	93,3
2	79,9	99,5	81,6	87,5	94,8
3	82,9	96,7	79,9	91,1	95,3
4	84,2	80,9	81,9	89,9	96,7
5	74,1	88,8	83,9	97,1	87,9
Md	82,1	91,5	81,8	91,5	93,6

Como o laser de argônio 200mW por 20 segundos promoveu a maior dureza na superfície irradiada (Tabela 5.3), foi utilizada essa média (85,4) como o valor de referência de maior dureza obtida (100%) para calcular a porcentagem de dureza máxima. Todas as médias da interação fontes *versus* superfícies foram transformadas em porcentagem em relação a este valor (85,4). O valor crítico de aceitação foi de 80%.

A figura 5.4 obtida com essas porcentagens mostra que todos os grupos atingiram uma PDM de no mínimo 80%.

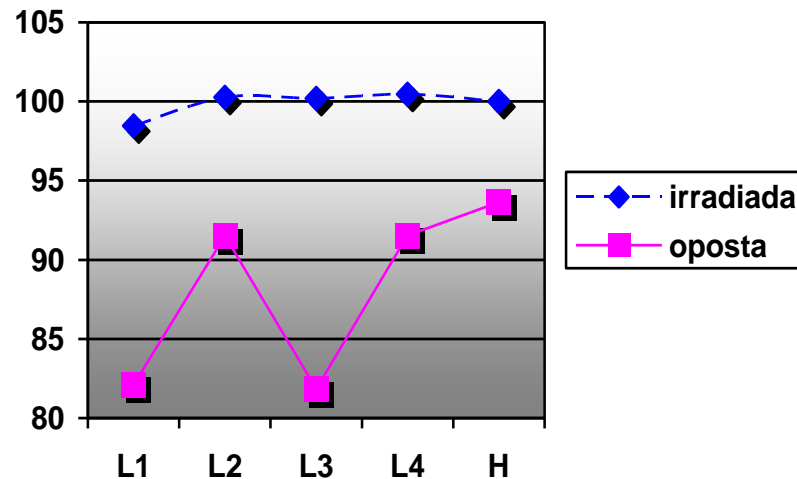


Figura 5.4 - Porcentagem de dureza máxima (%) na superfície irradiada e na superfície oposta à irradiação (2mm de espessura)

5.4 Resistência flexural e módulo de elasticidade

Os dados referentes à resistência flexural e ao módulo de elasticidade correspondem a 5 fontes e 5 repetições ($5 \times 5 = 25$), fornecendo um total de 25 valores. Para o teste de resistência flexural a análise de variância (Quadro 5.3) mostrou diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% entre os grupos ($F=8,02$). Para encontrar a diferença entre as médias de cada grupo (Tabela 5.5) foi calculado o Tukey ($T=71,71$).

Fonte de Variação	SQ	G.L.	QM	(F)	p
Entre grupos	46096,6875	4	11524,1719	8,02	0,00072 *
Resíduo	28738,0000	20	1436,9000		
Varição total	74834,6875	24			

* estatisticamente significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$)

Quadro 5.3 - Resultados da análise de variância – resistência flexural

Tabela 5.5 - Médias da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (GPa), com seus respectivos desvios-padrões

	Resistência flexural	Módulo de elasticidade
L1	86,2 ($\pm 32,8$)	5,4 ($\pm 5,6$)
L2	177,9 ($\pm 43,6$)	22,8 ($\pm 6,2$)
L3	187,8 ($\pm 26,1$)	20,8 ($\pm 5,5$)
L4	205,1 ($\pm 17,8$)	22,3 ($\pm 3,9$)
H	194,4 ($\pm 18,7$)	25,2 ($\pm 2,2$)

Os dados do módulo de elasticidade também foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey. A análise de variância (Quadro 5.4) mostrou haver diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% entre os grupos ($F=13,12$). Para a comparação entre as médias foi calculado o valor de Tukey (9282,43).

Fonte de Variação	SQ	G.L.	QM	(F)	p
Entre grupos	1263990784	4	315997696	13,12	0,00008 *
Resíduo	481551360	20	24077568		
Variação total	1745542144	24			

* estatisticamente significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$)

Quadro 5.4 - Resultados da análise de variância – módulo de elasticidade

Para a resistência flexural e o módulo de elasticidade, apenas o grupo fotoativado com laser 200mW por 10 segundos (L1) apresentou diferença estatisticamente significativa dos demais grupos, sendo inferior (Figuras 5.5 e 5.6).

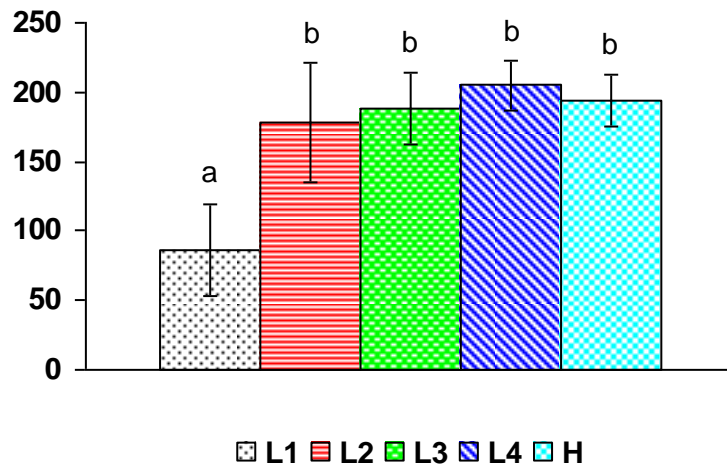


Figura 5.5 - Valores médios de resistência flexural (MPa). Mesma letra representa similaridade estatística ($p < 0,05$)

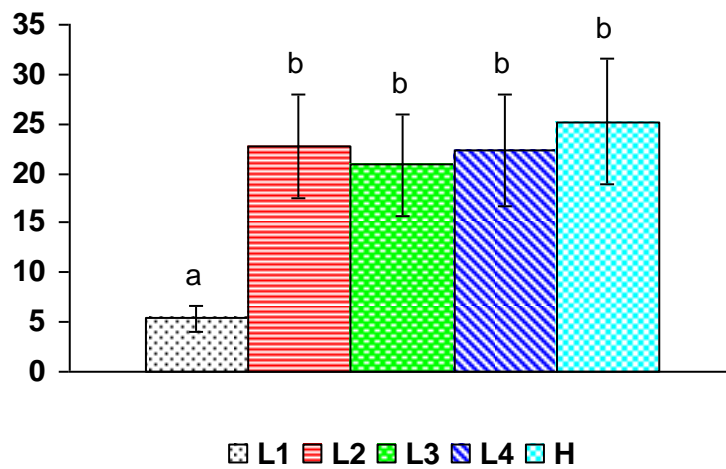


Figura 5.6 - Valores médios do módulo de elasticidade (GPa). Mesma letra representa similaridade estatística ($p < 0,05$)

6 DISCUSSÃO

Para compreender o comportamento clínico das restaurações confeccionadas com as resinas compostas disponíveis comercialmente, suas propriedades mecânicas são de grande importância (FERRACANE; GREENER, 1986; NAVARRETE et al., 2005; WITZEL et al., 2005). Nem sempre altos valores de microdureza, porcentagem de dureza máxima, resistência flexural e módulo de elasticidade, indicam que o material apresentará bom desempenho clínico. O aumento do grau de conversão está relacionado com o aumento nos valores das propriedades mecânicas do material (EMANI; SODERHOLM, 2003; HALVORSON; ERICSON; DAVIDSON, 2002; KIRKPATRICK, 2005). Foi demonstrado que o desenvolvimento de tensões de polimerização torna-se crítico próximo ao grau de conversão limite. Durante a reação de polimerização o material muda de viscoso (fase pré-gel) para predominantemente elástico (fase pós-gel), e sua capacidade para se acomodar à redução de volume diminui (CALHEIROS et al., 2006). Conseqüentemente, quando o material atinge o grau de conversão limite, o aumento da rigidez polimérica associado à contração volumétrica continua promovendo o desenvolvimento de tensões na interface adesiva (BRAGA; FERRACANE, 2002).

Com o exposto, pode ser considerado que as propriedades mecânicas como microdureza, porcentagem de dureza máxima, resistência flexural e módulo de elasticidade, devem ser utilizadas como parâmetros para obtenção de restaurações clinicamente favoráveis, mas não podem ser consideradas excluindo-se a tensão de contração. É necessário verificar até que ponto o aumento nas propriedades mecânicas não afeta a adesão na interface dente-restauração, pois restaurações

cl clinicamente resistentes devem estar associadas à baixa microinfiltração marginal (FERRACANE; MITCHEM, 2003).

Para se entender melhor o processo de contração de polimerização, é preciso lembrar que todas as resinas compostas contêm monômeros dimetacrilatos, os quais irão gerar contração, na medida em que polimerizam. A contração de polimerização é o resultado da movimentação e aproximação dos monômeros entre si, durante a formação da cadeia polimérica. Quanto maior for o grau de conversão do monômero em polímero, maior será a contração de polimerização. E quanto maior a contração de polimerização, maior será a tensão gerada nas paredes cavitárias de uma restauração estética, o que pode promover, clinicamente, o surgimento de fraturas do esmalte ou fendas marginais (SAKAGUCHI, 1999). Segundo Ilie et al. (2007), a utilização de um monômero com nova formulação química (“*silorane*”) pode reduzir a tensão de contração.

Conforme Suh et al. (1999), a tensão de contração é o resultado da quantidade de contração multiplicada pelo módulo de elasticidade das resinas compostas. Dessa forma, quanto maior o módulo de elasticidade, maior seria a tensão gerada. Porém, neste estudo não houve diferença significativa nos valores de módulo de elasticidade entre os grupos com maiores valores de tensão de contração (laser 200mW por 20 segundos, laser 250mW por 20 segundos e luz halógena por 20 segundos).

Para Braga e Ferracane (2004) está bem estabelecido que a amplitude do desenvolvimento da tensão de contração depende de fatores relacionados com a geometria do preparo cavitário (ou do corpo-de-prova), bem como da composição e das características de polimerização do compósito.

A tensão de contração tem sido avaliada por diferentes métodos. A distribuição da tensão em cavidades simuladas é obtida por meio de análise do elemento finito (VERSLUIS; TANTBIROJN, 1999; AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002) e análise fotoelástica (KINOMOTO; TORII, 1998; KINOMOTO et al., 1999). Mensurações diretas da tensão são geralmente realizadas com o uso de medidores de tensão (SAKAGUCHI; FERRACANE, 1998) ou com um tensilômetro (CONDON; FERRACANE, 1998; FERRACANE; MITCHEM, 2003; PFEIFER; BRAGA; FERRACANE, 2006).

Neste estudo, a tensão de contração foi mensurada com um tensilômetro. A resina composta foi inserida entre dois bastões de vidro, um fixado na célula de carga e o outro em uma garra móvel da máquina de ensaio universal. Um sistema de *feedback*, composto de um extensômetro fixado nos bastões, foi usado para manter a distância entre os bastões constante e simular a situação de confinamento para contração da resina. Os valores registrados representam a força necessária para contrabalancear a contração axial da resina e manter a distância inicial entre os bastões (BRAGA; FERRACANE, 2004).

O menor valor de tensão de contração para a resina composta Z-250, polimerizada com laser de argônio 250mW por 10 segundos, ocorreu provavelmente devido ao menor valor de microdureza com a profundidade de 2 mm nesse grupo, embora não tenha havido diferença significativa nos valores de microdureza desse grupo, com o grupo polimerizado com laser de argônio 200mW por 10 segundos. Para Ferracane e Mitchem (2003) a baixa tensão de contração de uma resina composta promove uma menor tensão na interface adesiva, e isso resulta na formação de uma menor fenda marginal e, conseqüentemente, menor microinfiltração.

Entre as propriedades mecânicas avaliadas neste estudo, os testes de microdureza são os ensaios mais utilizados na literatura (YOLDAS; AKOVA; UYSAL, 2004). O teste de microdureza utilizado neste estudo mede a diagonal da marca deixada pelo endentador após a remoção da carga, ou seja, o valor da microdureza é mensurado pelo grau de deformação permanente produzido na superfície do material ensaiado pela força (carga) transmitida pelo endentador (MC CABE; WALLS, 1998). O endentador Vickers apresenta forma de pirâmide e ao tocar na superfície produz uma tensão que é dispersa pelo material. Esta dispersão da tensão dependerá do comportamento do material, ou seja, do limite de proporcionalidade desse material.

O limite de proporcionalidade é a capacidade de o material retornar ao estado anterior, sem ocorrer a deformação permanente sob uma força. Quando isso ocorre, a área da curva tensão-deformação é denominada região elástica ou zona elástica. Mas, quando a tensão é maior do que o limite de proporcionalidade, a deformação é permanente, logo a área da curva é denominada região plástica ou zona plástica (POWERS; SAKAGUCHI, 2006).

A resina composta, após a remoção da carga, mantém uma deformação residual denominada permanente. Esta deformação não coincide com o comportamento elástico, como se supõe ter a resina composta, mas sim, com o comportamento de um material viscoso, pois se deforma permanente e progressivamente em função da carga utilizada e do tempo de aplicação. Esse material é denominado viscoelástico (LOPEZ, 1993; COUTO et al., 2000).

Lopez (1993), durante a realização de uma revisão de microdureza em polímeros, comparando todos os testes realizados até a data de 1993, e levando em conta a grande variedade de cargas utilizadas, o formato do endentador, a precisão

e a reprodutibilidade das medidas, observou que o método mais aceitável entre os estudados é o Vickers, pois o teste Knoop não penetra o suficiente, podendo assim, em algumas mensurações, ser sensível demais para superfícies irregulares. Como as resinas compostas apresentam na sua composição partículas de tamanhos e quantidades irregulares (POWERS; SAKAGUCHI, 2006), talvez o endentador Knoop não seja adequado (LOPEZ, 1993; UHL et al., 2004; SOPRANO, 2007). Com o propósito de garantir que os valores de microdureza não se alterassem com a remoção da carga, optou-se neste estudo pela utilização do endentador Vickers.

Considerando os resultados de Soprano (2007), que não encontrou diferença nos valores de microdureza Vickers utilizando os tempos de 15, 30, 45 ou 60 segundos para resina composta Z-250, neste estudo foi utilizado o tempo de 15 segundos, com o intuito de diminuir o tempo de trabalho durante a confecção dos corpos-de-prova.

Os corpos-de-prova para avaliação da microdureza foram confeccionados com 2mm de espessura e a fotoativação foi realizada com uma distância de 0mm da ponta do equipamento à superfície do espécime. Para Rueggeberg, Caughman e Curtis Jr (1994) não há diferença na microdureza para espessuras de até 2mm de resina composta e De Araújo et al. (2008) observaram uma relação inversamente proporcional entre dureza e espessura da camada de resina composta, sendo que espessuras maiores que 2mm também apresentaram baixos valores de microdureza. Com relação à distância da ponta do equipamento de fotoativação, para Rode, Kawano e Turbino (2007), um aumento na distância da ponta fotoativadora à superfície da resina composta promove uma diminuição nos valores de microdureza e no grau de conversão para os três tipos de fonte de luz estudados pelos autores (halógena, laser de argônio e LED).

Vários estudos têm demonstrado que o grau de conversão dos compósitos e, conseqüentemente, as propriedades físicas, estão diretamente relacionados com a quantidade de energia recebida pelo compósito, conhecida como dose de energia (HALVORSON; ERICKSON; DAVIDSON, 2002; EMAMI; SODERHOLM, 2003; KIRKPATRICK, 2005; CALHEIROS et al., 2006). Porém, outros estudos mostram que não foi observada nenhuma relação linear entre dose de energia, módulo de elasticidade e microdureza (SAKAGUCHI; FERRACANE, 2001; VERSLUIS; TANTBIROJN; DOUGLAS, 2004). Neste estudo, embora não tenha havido diferença significativa nos valores de microdureza, com 2mm de profundidade, entre as fontes de fotoativação quando o mesmo tempo foi utilizado, nenhuma diferença significativa foi observada nos valores de resistência flexural e módulo de elasticidade entre o grupo polimerizado com laser de argônio 250mW por 10 segundos e os grupos polimerizados por 20 segundos (laser 200mW, laser 250mW e luz halógena). Uma possível explicação para estes resultados seria que as propriedades dos materiais melhoram significativamente até certo limiar na formação da rede de polímero. Acima desse ponto, aumentos na conversão não afetam significativamente o comportamento mecânico (FERRACANE; GREENER, 1986; NAVARRETE et al., 2005; WITZEL et al., 2005), mas podem afetar a tensão de contração (WITZEL et al., 2005).

Watts, Amer e Combe (1984), na tentativa de comparar o desempenho em dureza e profundidade de polimerização de várias resinas e várias fontes de luz, criaram parâmetros de normalização entre os resultados de dureza, eliminando fatores inerentes à composição de cada resina. Com esses parâmetros, que eram em função do gráfico da curva de correlação entre dureza e profundidade, detectaram que os dois principais fatores relacionados com a profundidade de

polimerização eram: 1- profundidade em que cada material atingia 80% da dureza máxima; 2- área total sob a curva de correlação dividida pela dureza máxima. No caso deste estudo, a principal comparação foi feita entre as fontes, e para isso foi utilizado o parâmetro da dureza em profundidade, dividida pela dureza máxima do material, obtendo a porcentagem de dureza máxima, denominada PDM (BELAN, 2004; TURBINO, 2004). Com isso foi possível verificar quais grupos apresentaram pelo menos 80% da dureza máxima, sugerida por Watts, Amer e Combe (1984) e também utilizada por Leonard et al. (2001), Umbehaun (2001) e Rode, Kawano e Turbino (2007).

Considerando que neste estudo todos os grupos alcançaram uma PDM de no mínimo 80%, com 2mm de espessura, e que não houve diferença significativa na microdureza da superfície entre os grupos, seria mais adequado utilizar uma fonte de fotoativação que promovesse menor tensão de contração, como ocorreu com o grupo polimerizado com laser de argônio 250mW por 10 segundos. Segundo Ferracane (1995), um maior grau de dureza de superfície pode ser traduzido em melhor grau de conversão ou polimerização da resina.

Como, clinicamente, as restaurações são submetidas a esforços mastigatórios, a resistência flexural é uma propriedade muito importante. O teste de resistência flexural está fortemente correlacionado com o teste de resistência à fratura, o qual é supostamente capaz de prever o desempenho clínico das resinas compostas (BIRD et al., 1998).

Embora a ISO 4049 recomende uma dimensão de 25 X 2 X 2mm para os corpos-de-prova utilizados no teste de resistência flexural, Muench et al. (2005) observaram que corpos-de-prova com dimensões reduzidas (10 X 2 X 1mm) mostraram uma resistência flexural similar à obtida com os corpos-de-prova

recomendados pela ISO 4049, com a vantagem de utilizar menos material e requerer menos tempo de trabalho. Com base nesses achados, foram utilizados neste estudo corpos-de-prova com as dimensões 10 X 2 X 1mm (comprimento, largura e espessura). Witzel et al. (2005) e Calheiros et al. (2006) também utilizaram corpos-de-prova com dimensões reduzidas durante os ensaios de resistência flexural.

Segundo Ban e Anusavice (1990) a resistência flexural é a propriedade mecânica que melhor traduz o conjunto de tensões que ocorrem clinicamente, por envolver forças de tração, compressão e cisalhamento, uma vez que dificilmente alguma dessas tensões ocorre na boca em sua forma pura.

Propriedades mecânicas avaliadas por meio do ensaio de dobramento são influenciadas pelas propriedades do corpo-de-prova na região onde o mesmo é submetido predominantemente às tensões de tração (ANUSAVICE, 1998). Neste estudo, durante a realização do ensaio de flexão em três pontos, o corpo-de-prova foi posicionado de modo que a superfície não irradiada fosse submetida aos maiores esforços de tração. O teste de resistência flexural avalia a força necessária para a ruptura de uma determinada estrutura, com forma de paralelepípedo, quando apoiada em dois pontos, recebendo uma carga na sua porção mediana.

Os valores de resistência flexural e módulo de elasticidade são linearmente relacionados com o grau de conversão nos compósitos. Com doses de energia acima de 4J/cm^2 o grau de conversão não varia (LOVELL et al., 2003). Sendo assim, é possível que o grau de conversão do grupo polimerizado com laser de argônio 250mW por 10 segundos seja semelhante aos grupos polimerizados por 20 segundos.

O módulo de elasticidade é a propriedade que expressa a rigidez de um material. Quanto maior o módulo de elasticidade, menor a capacidade do sistema de sofrer deformações elásticas que permitiriam o alívio das tensões (DAVIDSON; DAVIDSON-KABAN, 1998). Segundo alguns autores, durante a polimerização, o aumento do módulo de elasticidade ocorre até que o estágio de vitrificação seja atingido e a partir desse momento, mantém-se praticamente constante (FERRACANE; GREENER, 1986; NAVARRETE et al., 2005). No entanto, outros trabalhos não mostram relação linear entre dose de energia, módulo de elasticidade e microdureza (SAKAGUCHI; FERRACANE, 2001; VERSLUIS; TANTBIROJN; DOUGLAS, 2004; BHAMRA; FLEMING, 2008).

Embora o grau de conversão e as propriedades mecânicas não aumentem linearmente com a dose de energia, como foi observado para os valores de resistência flexural e módulo de elasticidade obtidos neste estudo, recentes estudos concluíram que podem ocorrer significantes aumentos na tensão de contração com o aumento na dose de energia (CALHEIROS et al., 2006; LU; STANSBURY; BOWMAN, 2004). Quando a contração do compósito é restrita pela adesão às paredes cavitárias, a polimerização promove o desenvolvimento de tensões, que podem reduzir a longevidade clínica das restaurações (BRAGA; FERRACANE, 2004). Durante a reação de polimerização, o comportamento visco-elástico do compósito muda de viscoso (fase pré-gel) para predominantemente elástico (fase pós-gel), e a capacidade do material para se acomodar à redução de volume diminui (CALHEIROS et al., 2006).

Vários autores têm relatado a eficácia do uso de baixas irradiâncias ou métodos de pulso-espera na redução da tensão de contração das resinas compostas (BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG, 2000; LIM et al., 2002;

SAKAGUCHI; WILTBANK; MURCHISON, 2004; WITZEL et al, 2005; PFEIFER; BRAGA; FERRACANE, 2006; CUNHA et al., 2008). Neste estudo, uma redução de aproximadamente 72% na tensão de contração foi obtida com a polimerização com laser de argônio 250mW por 10 segundos, além de uma economia de 50% no tempo clínico quando comparado com o grupo controle (luz halógena por 20 segundos). Alguns trabalhos reportaram uma diminuição de aproximadamente 28% na tensão de contração obtida com métodos de polimerização pulso-espera, utilizando um equipamento de teste similar (LIM et al., 2002; WITZEL et al., 2005; PFEIFER; BRAGA; FERRACANE, 2006). Nesses trabalhos o tempo clínico aumentou consideravelmente, sendo que Witzel et al. (2005) e Pfeifer, Braga e Ferracane (2006), obtiveram esses resultados com um tempo clínico de 220 segundos e Lim et al. (2002) com 185 segundos.

Cunha et al. (2008) observaram uma redução na tensão de contração de 38,4% utilizando métodos de pulso-espera durante a fotopolimerização de uma resina Z-250 com luz halógena, quando compararam com um método de polimerização contínua. Porém, foi necessário um tempo de 214 segundos.

O menor tempo de polimerização (10 segundos) com a utilização do laser de argônio 250mW, no grupo L3, pode ser importante na prática clínica. Essa diminuição no tempo de polimerização pode estar relacionada com as características da luz laser (monocromática, coerente e colimada) que permite uma grande concentração de energia numa pequena área, com maior aproveitamento e maior poder de penetração em profundidade (FLEMING; MAILLET, 1999). Associadas a esses achados, outras características do laser de argônio também favoreceriam sua utilização, como catalisador dos agentes de clareamento e o aumento da resistência do esmalte ou da superfície radicular à

lesão de cárie (ANDERSON et al., 2000; WESTERMAN et al., 1999; HICKS et al., 1995). Após a irradiação com laser de argônio a superfície desses substratos se torna rica em cálcio, fosfato e fluoretos (WESTERMAN et al., 1996). Segundo Powell et al. (1992), a desmineralização do esmalte humano foi reduzida após a exposição ao laser de argônio. Seria um grande avanço, se durante a polimerização da resina composta, fosse promovido um aumento na resistência ácida do substrato circundante.

É imprescindível o conhecimento das vantagens e desvantagens dos novos métodos e equipamentos de fotoativação, assim como a sua influência no selamento marginal das restaurações, bem como na manutenção das propriedades mecânicas dos materiais restauradores.

Como observado neste estudo, a utilização da luz halógena (grupo H) promoveu maior valor de microdureza quando comparada com o laser de argônio 250mW por 10 segundos (grupo L3). Porém, nas condições deste estudo e considerando que não houve diferença nas propriedades mecânicas de resistência à flexão e módulo de elasticidade, e que o grupo L3 promoveu menor tensão de contração, o uso clínico da luz halógena poderia ser substituído. Mas, o alto custo da tecnologia laser ainda limita o seu uso em Odontologia.

Conforme os resultados obtidos neste estudo, maiores doses de energia promovem maior desenvolvimento de tensões de contração e, conseqüentemente, como foi dito anteriormente, podem comprometer a integridade da interface adesiva das restaurações (BRAGA; FERRACANE, 2002; CALHEIROS et al., 2006; FERRACANE; MITCHEM 2003). Portanto, a melhora das propriedades mecânicas não deve ocorrer à custa de um aumento na tensão de contração. Estudos clínicos

devem ser realizados para aferir o real benefício da utilização do laser de argônio para polimerização de resinas compostas em restaurações diretas.

Os benefícios proporcionados pelo laser de argônio detectados neste estudo, como menor tensão de contração e menor tempo de fotoativação, são motivos de estímulo para que as pesquisas com o seu uso continuem, até que possa ser reduzido o seu custo.

7 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos e considerando as limitações de um estudo *in vitro*, os resultados apresentados sugerem que:

- a fotoativação com laser de argônio 250mW por 10 segundos seria suficiente para assegurar propriedades mecânicas adequadas e mínima tensão de contração, numa espessura máxima de 2mm;
- o tempo clínico para fotoativação com laser de argônio, da resina testada, pode ser reduzido em 50%, quando comparado com o tempo adequado para fotoativação com luz halógena.

REFERÊNCIAS ¹

Anusavice KJ. *Materiais Dentários*. 10ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.

Anderson JR, Ellis RW, Blankenau RJ, Beiraghi SM, Westerman GH. Caries resistance in enamel by laser irradiation and topical fluoride treatment. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18(1):33-6.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Den Mater* 2002;18:295-303.

Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990;69(12):1791-9.

Belan LC. *Microdureza da resina composta ativada com luz halógena e laser de Argônio na técnica pulso-espera [Tese de Doutorado]*. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Bhamra GS, Fleming GJP. Effects of halogen light irradiation variables (tip diameter, irradiance, irradiation protocol) on flexural strength properties of resin-based composites. *J Dent* 2008; *in press*.

Bird SE, Thompson JY, Bayne SC, Rapp MM, Stamatiades PJ, Berg JH. Mechanical properties of posterior composite materials [Abstract 778]. *J Dent* 1998;77:203.

Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel T. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent* 1991;4(1):40-2.

Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 2000;12(6):328-39.

De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US P.I. 1962; 3066112 apud Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97-116.

Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. J Dent Res 2002;81(2):114-8.

Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med 2004;15(3):176-84.

Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing- an update. Compend Cont Educ Dent 2002;23 (10):889-96.

Burke FJT. Light-activated composites: the current status. Dent Update 1985;12(3):182-6.

Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. Dent Mater 2006;22:799-803.

Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Oper Dent 1996;21:17-24.

Condon JR, Ferracane JL. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. Dent Mater 1998;14:256-60.

Couto MGP, Couto Júnior MP, Nagem Filho H, Francisconi PAS. Estudo do "creep" em cinco resinas compostas fotopolimerizáveis. Rev FOB 2000;8:37-42.

Cunha LG, Alonso RC, Pfeifer CS, Correr-Sobrinho L, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Contraction stress and physical properties development of a resin-based composite irradiated using modulated curing methods at two C-factor levels. Dent Mater 2008;24(3):392-8.

Davidson CL, Davidson-Kaban SS. Handling of mechanical stresses in composite restorations. Dent Update 1998;25(7):274-9.

De Araújo CS, Schein MT, Zanchi CH, Rodrigues SA Jr, Demarco FF. Composite resin microhardness: the influence of light curing method, composite shade, and depth of cure. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(4):43-50.

Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):57-61.

Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Youssef MN, Turbino ML. Adesão de uma resina composta ao esmalte e à dentina após a polimerização com luz halógena, LED e laser de argônio [resumo 040]. *Rev Pós Grad USP* 2006;13(4):364.

Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 1993;24:632-40.

Emami N, Soderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci* 2003;111:536-42.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composite for two different curing modes. *Dent Mater* 1993;9:2-5.

Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20:121-31.

Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6(4):302-18.

Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in class V cavities. *Am J Dent* 2003;16(4):239-43.

Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005;21(1):36-42.

Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999;65(8):447-50.

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

Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Effects of argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride on root caries. *Am J Dent* 1995;8(1):10-4.

Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J*. 2007; 26(2):149-55.

International Organization of Standardization Dentistry: resin-based filling materials. Switzerland: ISO; 1988. 11p. (ISO 4049:1988).

Kidd EA. Microleakage: a review. *J Dent* 1976;4(5):199-206.

Kinomoto Y, Torii. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent* 1998;26:165-71.

Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *J Dent* 1999;27:383-9.

Kirkpatrick SJ. A primer on radiometry. *Dent Mater* 2005;21:21–6.

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

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

Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res* 2004; 18(3):271-5.

Lopez J. Microhardness Testing of Plastics: Literature Review *Polymer Testing* 1993;12:437-58.

Lovell LG, Newman SM, Donaldson MM, Bowman CN. The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. *Dent Mater* 2003;19:458–65.

Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composites. *Dent Mater* 2004;20:979–86.

McCabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials*. 8^a. ed. Oxford: Blackwell Science;1998.

Muench A, Correa IC, Grande RHM, João M. The effect of specimen dimensions on the flexural strength of a composite resin. *J Appl Oral Sci* 2005;13(3):265-8.

Naufel FS, Youssef MN, Turbino ML. Profundidade de polimerização de resina composta pelo laser de argônio: efeito de diferentes tempos e intensidades do laser. *JBD* 2005;4(14):166-72.

Navarrete N, Torres F, Vera-Graziano R, Villagrán-Muniz M. The evolution of the longitudinal modulus during the photo-polymerization of a bis-GMA/TEGDMA resin by pulsed photo acoustic technique. *J Phys* 2005;125:749-51.

Neo JC, Denehy GE, Boyer DB. Effects of polymerization techniques on uniformity of cure of large-diameter, photo-initiated composites resin restorations. *J Am Dent Assoc* 1986;113:905-9.

Pfeifer CSC, Braga RR, Ferracane JL. Pulse-delay curing: influence of initial irradiance and delay time on shrinkage stress and microhardness of restorative composites. *Oper Dent* 2006;31(5):610-5.

Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):37-47.

Powell GL, Higuchi WI, Fox JL, Yu D, Blankenau R. Argon laser effect on demineralization of human enamel. *SPIE* 1992;1643:374-9.

Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials*. 12^a. ed. St Louis Missouri: Mosby Elsevier; 2006.

Rode K, Freitas PM, Lloret PR, Turbino ML. Comparação da fotoativação de uma resina composta com luz halógena, laser de argônio e LED por meio da microdureza. *Braz Oral Res* 2005;19 Suppl:138.

Rode K, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent* 2007; 32(6):571-8.

Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 1993;6:364-70.

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

Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20(25):4-15.

Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 1992; 20:178-82.

Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater* 1998;14:106-11.

Sakaguchi RL. A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20(25):16-23.

Sakaguchi RL, Ferracane JL. Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:121-30.

Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. *Dent Mater* 2004;20:402-7.

Soprano V. Estudo de parâmetros para ensaios de microdureza em amálgama de prata, resina composta, dentina e esmalte bovinos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

Suh BI, Feng L, Wang Y, Cripe C, Cincione F, De Rijk W. The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20 Suppl:4-12.

Turbino ML. Profundidade de polimerização de resina composta ativada com laser de argônio [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Turbino ML, Soprano V, Rode KM, Lloret PR, Youssef MN, Belan LC. Profundidade de polimerização de resina composta ativada com laser de argônio. *Braz Oral Res* 2005;19 Suppl:231.

Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003;24:1809-20.

Uhl A, Michaelis C, Mills R W, Jandt K D. The influence of storage in indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater* 2004;20:21-8.

Umbehaun RF. Avaliação do grau de polimerização de materiais restauradores estéticos, na superfície voltada ou oposta à fonte de luz, por meio de testes de microdureza, com diferentes espessuras [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Versluis A, Tantbirojn D. Theoretical considerations of contraction stress. *Compend Cont Educ* 1999;25:24-32.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Distribution of transient properties during polymerization of a light-initiated restorative composite. *Dent Mater* 2004;20:543–53.

Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984;156:209-15.

Westerman GH, Hicks MI, Flaitz CM, Powell GL, Blankenau RJ. Surface morphology of sound enamel after argon laser irradiation: an in vitro scanning electron microscopic study. *J Clin Pediatr Dent* 1996;21:55-9.

Westerman GH, Hicks J, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL. Combined effects of acidulated phosphate fluoride and argon laser on sound root surface morphology: an in vitro scanning electron microscopy study. *J Clin Laser Med Surg* 1999;17(2):63-8.

Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent* 2005;33:773-9.

Yoldas O, Akova T, Uysal H. Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials. *Polymer Testing* 2004;23:343–6.