



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

# **CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): **LIDIA SANTARSIERE**



Ano de Conclusão do Curso: 2003

TCC 052

**Lidia Santarsiere**

**EFEITO DOS MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO E DA UNIÃO À  
PAREDE CAVITÁRIA SOBRE A CONTRAÇÃO DE  
POLIMERIZAÇÃO DE UM COMPÓSITO ODONTOLÓGICO**

Monografia apresentada a Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba – Universidade  
Estadual de Campinas , para obtenção  
do título de Cirurgia Dentista

**Orientador: Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**

**Piracicaba  
2003**

## **DEDICO**

### **Biagio e Sueli**

Verdadeiros exemplos do que seja ser pai e ser mãe , cuja eterna dedicação e imenso amor a mim dispensados, me fazem sentir uma pessoa privilegiada por possuir a felicidade de poder chamá-los de

**“ meu pai ” e “ minha mãe ”**

## AGRADECIMENTOS

A **Deus** pela vida saudável por todas as oportunidades a mim oferecidas;

Ao meu **orientador** , Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, pela constante disposição em colaborar , pela amizade e maneira hospitaleira que me recebeu;

A minha **irmã** , **Bruna** , amiga presente nos momentos tristes e alegres;

Ao meu namorado, **Cleber Uliana**, pela ajuda e incentivo nos momentos de dificuldade;

Ao **CNPq** pelo auxílio financeiro recebido;

Aos meus avós , **Alfredo** e **Giovani** , que estariam felizes em presenciar mais essa realização.

## SUMÁRIO

	Pag.
Lista de figuras.....	01
Lista de tabelas.....	02
Introdução.....	03
Desenvolvimento.....	05
Materiais e método.....	05
Resultados.....	11
Conclusões.....	13
Referências bibliográficas.....	21

## LISTA DE FIGURAS

	Pag.
<b>Figura 01</b> .....	<b>08</b>
Desenho esquemático da matriz utilizada no estudo e região de leitura na interface metal-compósito	
<b>Figura 02</b> .....	<b>12</b>
Ilustração média das fendas ( m) formadas na interface matriz-compósito após fotoativação por diferentes métodos, utilizando-se ou não o sistema de união.	

## LISTA DE TABELAS

	Pag.
<b>Tabela 01</b> .....	<b>05</b>
Descrição do material utilizado no estudo.	
<b>Tabela 02</b> .....	<b>11</b>
Média das fendas ( m)formadas na interface matriz-compósito após fotoativação por diferentes métodos, utilizando-se ou não o sistema de união.	

## INTRODUÇÃO

A introdução de compósitos resinosos que se unem satisfatoriamente à estrutura dental revolucionou a dentística conservadora moderna. A princípio, tratava-se de um material composto por duas pastas, com ativação química, cedendo espaço desde 1978, ao compósito ativado por luz halógena, que tem sido amplamente utilizado na clínica odontológica atual (Blankenau *et al.*, 1983; Goraccci *et al.*, 1996; Unterbrink & Muessner, 1995; Yearn, 1985).

A grande aceitação desse material, tanto pelos profissionais, como por pacientes à procura da melhor estética, contribuiu para o surgimento de grande variedade de marcas comerciais. Além disso, surgiram constantes melhorias em termos de técnica e qualidade das restaurações (Atmadj & Bryant, 1990; Yearn, 1985).

Dentre as vantagens das resinas restauradoras fotoativadas estão, principalmente, a menor porosidade da restauração, maior variedade de cores e maior tempo de trabalho, além da ativação pela luz halógena oferecer maior grau de polimerização nas camadas superiores do que a ativação química (Galan Jr. *et al.*, 1984). Os compósitos fotopolimerizáveis são passíveis de serem ativados por fontes de luz de diferentes procedências, pois utilizam substâncias fotossensíveis que requerem uma intensidade mínima de luz com determinado comprimento de onda, para efetuar a cisão da molécula do iniciador e gerar radicais livres para iniciar a polimerização. Como visto então,



a taxa de polimerização dos compósitos é dependente do comprimento de onda da luz e da intensidade da fonte de luz, além de outros fatores como, por exemplo, tempo de exposição, tipo de resina e espessura da camada (Blamkenau *et al.*, 1983; Feilzer *et al.*, 1995; Stanford *et al.*, 1986).

Um problema inerente e crucial para os compósitos odontológicos é a contração de polimerização. Esta é resultado de um rearranjo molecular num espaço menor que o requerido para a fase líquida de mobilidade das moléculas do monômero. Trata-se de uma densificação de um sistema polimérico, porém, sem apreciável perda de massa (Bausch *et al.*, 1982; Rueggerberg *et al.*, 1995; Versluis *et al.*, 1998). Com a contração de polimerização, gera-se tensão na interface dente-restauração, podendo levar ao rompimento da integridade marginal, formando-se uma fenda nessa região. Esse espaço permite a infiltração de fluídos bucais contendo bactérias e toxinas, que podem levar a uma sensibilidade dentinária, inflamação pulpar, cárie recorrente, ou até mesmo necrose pulpar (Goracci, *et al.*, 1996).

A contração de polimerização dos compósitos é um problema ainda não totalmente solucionado pelos fabricantes. Sua eliminação ou redução é considerada de importância primordial nos estudos atuais (Goldman, 1983; Hansen, 1982). Dentre os principais fatores que levam à contração de polimerização, podem ser citados o grau de polimerização, quantidade de resina no compósito e tipo de monômero diluente utilizado.

A técnica de inserção do compósito na cavidade é muito importante e através dela pode-se minimizar o efeito da contração de polimerização. Segundo Koran & Kurschner (1998), o método de polimerização pode também

ser um artifício no controle dessa contração, através da pré-polimerização em baixa intensidade de luz, seguida por uma posterior exposição com alta intensidade de luz. Essa técnica, segundo o autor, promoverá melhor adaptação marginal da restauração, devido a um relaxamento que ocorre no compósito durante a fase de pré-polimerização. Alguns estudos têm demonstrado que esse artifício melhora a união do compósito à estrutura dental e diminui a infiltração marginal (Davidson *et al.*, 1997; Noda *et al.*, 1996; Unterbrink & Muessner, 1995).

Recentemente, novos aparelhos fotoativadores foram introduzidos no mercado odontológico, oferecendo algumas vantagens em relação ao método convencional. Alguns desses aparelhos apresentam alta intensidade de luz (entre 1500 mW/cm<sup>2</sup> a 2300 mW/cm<sup>2</sup>), emitida por lâmpada de arco de plasma de Xenônio, por um curto intervalo de tempo (3 a 6 segundos) (Peutzfeldt *et al.*, 2000). Outros apresentam baixa intensidade de luz, emitida por "leds", onde não há produção de calor e a luz tem composição espectral bem próxima do espectro de absorção da canforoquinona (Kurachi *et al.*, 2001).

No entanto, surge a dúvida que a diminuição no tempo de fotoativação dos compósitos, bem como a técnica de fotoativação utilizada, poderia interferir no nível de contração dos compósitos quando estes estão unidos ou não à parede cavitária, já que o material não unido pode ter comportamento totalmente diferente do material unido.

## DESENVOLVIMENTO

### - PROPOSIÇÃO

Em vista da problemática lançada a respeito da contração de polimerização e da união à parede cavitária, este estudo verificou o efeito da fotoativação por luz contínua, dupla intensidade de luz, luz emitida por arco de plasma de Xenônio e luz emita por "leds", sobre a contração de polimerização de um compósito odontológico unido à parede cavitária.

## MATERIAIS E MÉTODO

### Materiais

Para a realização do estudo foi utilizado o compósito restaurador Z100 (3M Dental).

A Tabela 1 mostra a descrição do material utilizado no estudo.

Compósito	Composição	Fabricante
Z-100	Bis-GMA TEGDMA Zircônia/Sílica	3M Dental Products St. Paul., MN.

## **Método**

### **Obtenção dos corpos-de-prova:**

Para a obtenção dos corpos-de-prova foram utilizadas 64 cavidades metálicas vazadas de forma circular, medindo 6mm de diâmetro por 2,5mm de espessura. De acordo com FEILZER *et al.*, uma cavidade com estas medidas terá fator C de aproximadamente 1.

As 64 cavidades foram divididas em dois grupos, ou seja, em 32 amostras houve a aplicação de um sistema de união às paredes cavitárias previamente à aplicação do compósito, e em 32 somente houve a aplicação do compósito.

No grupo onde houve a união com o substrato, as 32 cavidades tiveram as paredes internas jateadas com partículas de óxido de alumínio de 40  $\mu\text{m}$ , utilizando um micro-jateador (Danville Eng. Inc., USA). Em seguida, foram lavadas em água corrente por 1 minuto e imersas em água destilada para a limpeza em ultra-som, por 10 minutos. As superfícies internas das cavidades foram tratadas com o sistema de união Scotchbond Multi-Use Plus (3M Dental Products, USA), sendo, primeiramente, condicionadas internamente com ácido fosfórico por 15 segundos, lavadas com spray ar-água por 15 segundos, e secas pelo mesmo período. Após, foi aplicada uma camada do agente de silanização (Ceramic Primer), o qual foi seco com leve jato de ar por 5 segundos. No passo seguinte, foi aplicada uma camada do agente de união (Adhesive) e fotoativado por 10 segundos.

No grupo onde não houve a união com a parede cavitária, as paredes internas foram acabadas e polidas com borrachas abrasivas a fim de eliminar quaisquer retenções mecânicas.

Após os procedimentos de preparo da parede interna das cavidades nos dois grupos, cada matriz foi posicionada sobre uma lamínula de vidro e esta sobre uma placa de vidro de 20mm de espessura e, posteriormente preenchida pelo compósito restaurador. O preparo dos corpos-de-prova foi realizado em temperatura ambiente controlada a  $23 \pm 1^\circ\text{C}$ , com umidade relativa de 50%. O compósito Z-100 foi inserido e compactado com espátula de inserção metálica (Duflex).

No momento da fotoativação dos compósitos, as 32 cavidade de cada grupo foram separadas em 4 subgrupos de 8 amostras cada, de acordo com o método de fotoativação utilizado, ou seja: fotoativação por luz contínua, dupla intensidade de luz, luz emitida por arco de plasma de Xenônio e luz emitida por "leds".

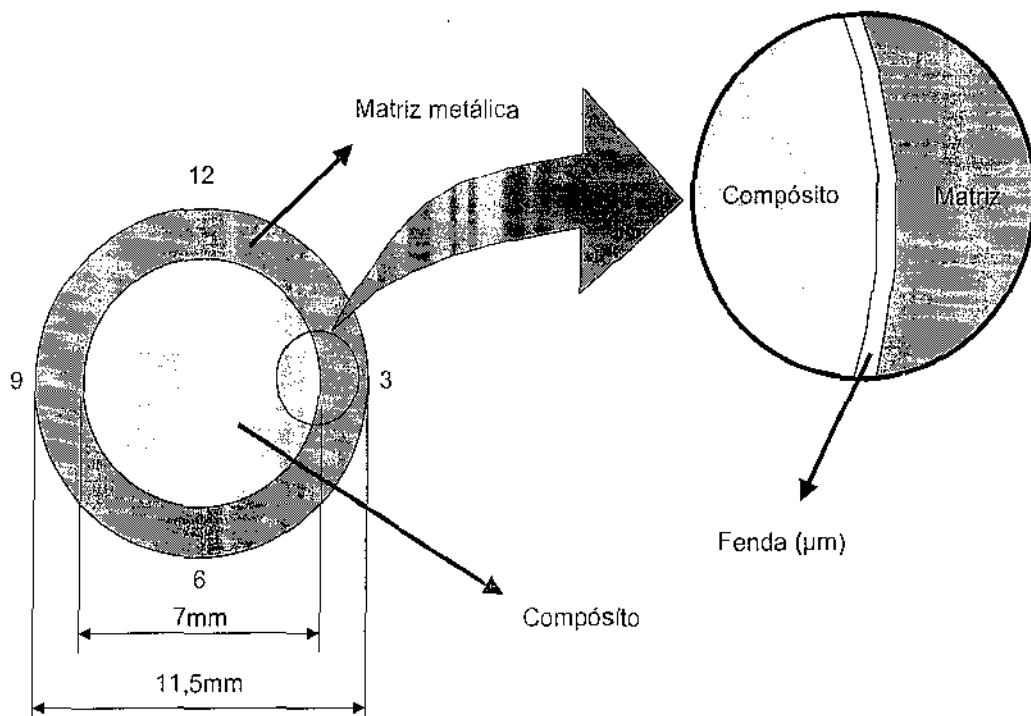
No método de fotoativação por luz contínua ( $520\text{mW}/\text{cm}^2$ ), a ponta do aparelho XL 2500 (3M) foi posicionada junto ao conjunto matriz metálica-material restaurador, porém sem tocá-lo, por um período de 40 segundos. Quando da utilização do método de dupla intensidade de luz, nos primeiros 10 segundos a ponta foi posicionada a aproximadamente 2 cm de distância do conjunto, o que proporcionou uma intensidade de luz de cerca de  $150\text{ mW}/\text{cm}^2$ , sendo em seguida, aproximada, resultando no aumento da intensidade para um valor  $520\text{ mW}/\text{cm}^2$ , sendo mantida pelo período de 30 segundos. No terceiro método os corpo-de-prova foram fotoativados por luz emitida por arco

de plasma de Xenônio utilizando o aparelho Apolo 95 E (DMD) com intensidade de luz de  $1800 \text{ mW/cm}^2$ , por 3 segundos. No último método avaliado, os corpos-de-prova foram fotoativados por luz emitida por "leds", através do aparelho Free-Light (3M Dental products) com intensidade de luz de  $300 \text{ mW/cm}^2$  por 40 segundos.

### **Mensuração da fenda na interface material restaurador-matriz metálica**

Transcorridas 24 horas após a fotopolimerização, os corpos-de-prova foram analisados em microscópio eletrônico de varredura de pressão variável (LEO, Germany), com um aumento de 1000 X. Para isso, foram fixados com fita adesiva carbonada em suportes metálicos e levados à câmara despressurizadora do microscópio. Para mensuração da fenda na interface matriz metálica-material restaurador, foi utilizado uma ferramenta do "software" do microscópio eletrônico. Ela consiste numa régua com precisão de  $0,01 \mu\text{m}$  que foi posicionada com o auxílio de um "mouse" na região da interface.

As medidas foram tomadas na superfície onde a luz foi incidida, em quatro pontos, correspondentes a 3, 6, 9 e 12 horas, usando como referência a interface formada entre a parede interna da matriz metálica e o material restaurador (Figura 1). Em cada uma das posições foram tomadas três medidas, obtendo-se, a seguir, a média aritmética para cada posição, como descrito no estudo de OBICI *et al.* (2002). Após, foi feita a média da dimensão da fenda de cada corpo-de-prova.



**Figura 1 – Desenho esquemático da matriz utilizada no estudo e região de leitura na interface metal-compósito**

### **Análise estatística**

Os dados coletados foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey ao nível de 5%.

## RESULTADOS

Os dados obtidos para cada método de fotoativação, utilizando-se ou não o sistema de união, foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey (5%). Assim, de acordo com a Tabela 2 e Figura 2, pode-se notar que não houve diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ) entre os métodos de fotoativação quando não se utilizou o sistema de união antes da inserção do compósito na cavidade. O mesmo padrão foi observado quando se utilizou o sistema de união previamente à inserção do compósito.

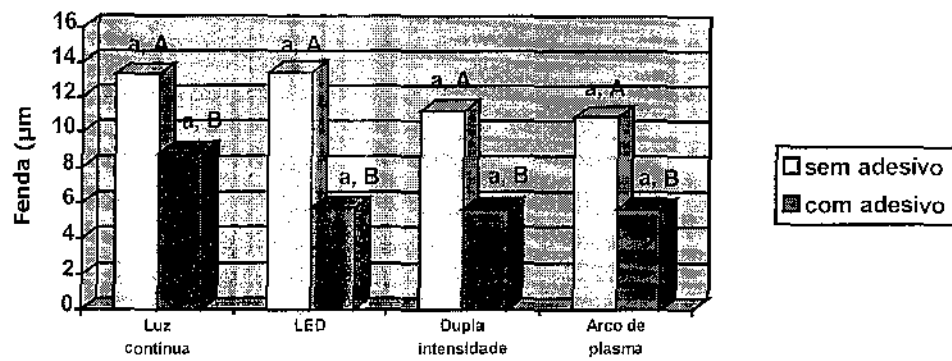
Já quando se observou a influência da aplicação do sistema de união dentro de cada método, pode-se verificar que, para todos os métodos de fotoativação, o uso do sistema de união previamente à aplicação do compósito na cavidade, diminuiu significativamente ( $p < 0,05$ ) a magnitude da fenda formada entre a parede da cavidade e o compósito restaurador.

Tabela 2 – Média das fendas ( m)formadas na interface matriz-compósito após fotoativação por diferentes métodos, utilizando-se ou não o sistema de união.

Tratamento	Sem adesivo	Com adesivo
Método de Fotoativação	Média (D.P.)	Média (D.P.)
Luz contínua	13,33 a, A (6,11)	8,83 a, B (2,46)
LED	13,47 a, A (6,52)	5,69 a, B (3,20)
Dupla intensidade de luz	11,22 a, A (3,40)	5,66 a, B (1,53)
Arco de plasma de Xenônio	10,87 a, A (5,47)	5,65 a, B (2,21)

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha, diferem estatisticamente entre si pelo Teste de Tukey ao nível de 5%. ( ) – Desvio Padrão





Barras seguidas por letras distintas minúsculas entre cores iguais e maiúsculas entre cores diferentes, diferem estatisticamente entre si pelo Teste de Tukey ao nível de 5%.

Figura 2 – Ilustração média das fendas (µm) formadas na interface matriz-composito após fotoativação por diferentes métodos, utilizando-se ou não o sistema de união.

## CONCLUSÕES

Os compósitos odontológicos são compostos por uma matriz orgânica, que apresenta um sistema de monômeros com diferentes pesos moleculares, além de um sistema iniciador; por partículas de carga; e, pelo agente de união bifuncional que une quimicamente as partículas de carga aos monômeros da matriz orgânica (Peutzfeldt, 1997; Anusavice, 1998). Assim, as propriedades bem como o desempenho clínico dos compósitos depende destes três componentes e suas inter-relações (Peutzfeldt, 1997).

No que se refere ao sistema de monômeros utilizados na matriz orgânica, o monômero mais comumente empregado é o BisGMA, que foi sintetizado por BOWEN, em 1956 (Bowen, 1962). Embora o BisGMA seja uma molécula bastante reativa, seu alto peso molecular lhe confere alta viscosidade e limitada mobilidade (Peutzfeldt, 1997; Asmussen & Peutzfeldt, 1998; Lovell *et al.*, 1999). Assim, a diluição do BisGMA se torna necessária tanto para a obtenção de maiores valores de conversão (Lovell *et al.*, 1999), quanto para que uma viscosidade favorável à incorporação de carga seja conseguida (Bowen, 1963). Deste modo, monômeros dimetacrilato de menor peso molecular, com menor viscosidade e maior mobilidade são incorporados ao BisGMA, sendo que o mais freqüentemente usado é o TEGDMA. Entretanto, a diluição do BisGMA com monômeros de menor peso molecular, causa maior contração durante a polimerização do sistema (Asmussen, 1975, Peutzfeldt, 1997).

A incorporação de carga à matriz resinosa promove melhora nas propriedades físicas e mecânicas, pois reduz a quantidade proporcional de monômeros resinosos em um determinado volume de compósito e, desta forma, contribui para a diminuição da contração de polimerização (Bowen, 1963; Munksgaard *et al.*, 1987).

O compósito utilizado neste estudo, o Z100 (3M), possui elevada contração de polimerização (Obici *et al.*, 2002). Este alto valor de contração de polimerização poderia ser explicado com base na sua composição, pois possui o TEGDMA como monômero diluente. No entanto, o Z100 contém um volume razoável de partículas de carga, cerca de 66% em volume, segundo o fabricante, que consiste de regiões de sílica rodeadas por zircônia. O processo de produção dessas partículas confere-lhe o formato arredondado, o que contribui para o aumento da quantidade de carga, sem sacrificar as características de manipulação do material final (Kaufman, 1994). Desta forma, há redução da quantidade proporcional de monômeros em um determinado volume de material. Mas, mesmo assim é verificado altos valores de contração com este compósito.

WALLS *et al.* (1988) relacionaram quatro fatores que influenciam na contração de polimerização dos compósitos: a) tamanho da molécula dos monômeros; b) quantidade de carga; c) grau de conversão de monômero em polímero, e; d) natureza da resina e seu mecanismo de polimerização. De acordo com ANUSAVICE (1998), os compósitos fotopolimerizáveis sofrem, ainda, a influência da fonte de luz no que diz respeito à direção de contração e à intensidade de luz alcançada pelos aparelhos fotopolimerizadores. Deste

modo, tem sido extensamente afirmado que estes compósitos contraem em direção à luz. Entretanto, ASMUSSEN (1998) e ASMUSSEM & PEUTZFELDT (1998) mostraram que a direção da contração depende não apenas da direção da fonte de luz, mas também da união do compósito e da espessura de material que é polimerizado.

VERSLUIS *et al.* (1998) afirmaram que a determinação experimental direta dos vetores de contração é muito difícil. Assim, seu entendimento tem sido baseado somente na interpretação de observações indiretas, em particular, na formação de fendas marginais. Tendo em vista esta problemática, esses autores analisaram os vetores de contração através da análise de elemento finito, para verificar se a afirmação de que os compósitos contraem universalmente em direção à luz é verdadeira. Eles encontraram diferenças no padrão dos vetores de contração para os compósitos que contraíram livremente, daqueles que apresentaram contração sob condições restritas. Observaram que no caso da contração livre, a direção dos vetores se deu para a primeira camada de material polimerizado. O mesmo padrão foi observado por HANSEN (1982) após a interpretação dos valores de contração parede a parede em cavidades preparadas em dentes humanos. Segundo ele, a polimerização de compósitos ativados por luz visível inicia-se na camada superficial livre da restauração, assim quando esta camada superficial polimeriza, a contração ocorrerá das camadas subjacentes em direção à primeira camada polimerizada.

Todavia, se a polimerização for rápida, ou seja, sob alta intensidade de luz inicial, gera-se elevada tensão na interface unida, o que pode resultar em

falha da união, com formação de fenda marginal (Bowen, 1963; Jörgensen *et al.*, 1985; Tani, 1989; Uno & Shimokobe, 1994). Diversas maneiras de reduzir a formação de fenda nas margens de restaurações confeccionadas com compósitos e, portanto, melhorar a integridade marginal destas, tem sido propostas. Dentre elas destacam-se o emprego de materiais de base resilientes, os quais são capazes de absorver tensões (Ikemi & Nemoto, 1994; Tolidis *et al.*, 1998); utilização de sistemas de união que apresentem resistência suficiente para contrapor-se às tensões geradas durante a polimerização (Asmussen, 1975; Versluis *et al.*, 1998; Unterbrink & Liebenberg, 1999); técnicas de inserção incremental do compósito restaurador (Lutz *et al.*, 1986; Tjan *et al.*, 1992), e; controle da plasticidade ou escoamento durante o processo de polimerização (Uno & Shimokobe, 1994; Unterbrink & Muessner, 1995; Feilzer *et al.*, 1995; Venhoven *et al.*, 1996; Kinomoto *et al.*, 1999).

Assim, o profissional pode controlar os efeitos indesejáveis da contração de polimerização, através da utilização programada de diferentes intensidades de luz. Inicialmente, aplica-se uma intensidade de luz menor, que permite um rearranjo molecular interno do material, reduzindo a tensão gerada internamente, uma vez que diminui a velocidade da reação. Isto promove melhor adaptação do material às margens da cavidade. A menor intensidade de luz inicial pode ser conseguida através do afastamento da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície do compósito. Posteriormente, é aplicada alta intensidade de luz que provê adequado grau de conversão, de modo a se obter um material com propriedades físicas e mecânicas satisfatórias (Uno & Asmussen, 1991; Feilzer, *et al.*, 1995; Unterbrink &

Muessner, 1995; Hansen & Asmussen, 1997; Koran & Kürschner, 1998; Watts & Al-Hindi, 1998; Burgess *et al.*, 1999; Kinomoto *et al.*, 1999; Bouschlincher *et al.*, 2000).

Os resultados do presente estudo não confirmam os achados destes pesquisadores (Uno & Asmussen, 1991; Feilzer, *et al.*, 1995; Unterbrink & Muessner, 1995; Koran & Kürschner, 1998; Watts & Al-Hindi, 1998; Burgess *et al.*, 1999; Kinomoto *et al.*, 1999; Bouschlincher *et al.*, 2000), no que se refere à diminuição da contração de polimerização decorrente da utilização combinada de diferentes intensidades de luz. Da observação da Tabela 2 e Figura 2 verifica-se que, o método de fotoativação por luz contínua, tanto utilizando ou não o sistema adesivo, resultou em maiores valores numéricos de fenda pela contração de polimerização, mas não diferiu estatisticamente do método por dupla intensidade de luz.

Isto talvez tenha ocorrido devido à grande área livre (baixo fator C) para o escoamento do compósito na fase de pré-polimerização. De acordo com a Literatura, parece que tal comportamento é decorrente do rearranjo molecular interno do material (Davidson & De Gee, 1984; Feilzer *et al.*, 1995; Koran & Kürschner, 1998; Watts & Al-Hindi, 1998; Burgess *et al.*, 1999). Durante o estágio inicial da polimerização, ou seja, na fase de pré-polimerização, o compósito apresenta fluidez suficiente para "escoar" das superfícies livres em direção às superfícies unidas ou às camadas de material já polimerizadas. Essa capacidade de "escoamento" apresentada pelo material quando polimerizado a uma taxa reduzida se deve à formação mais lenta da cadeia do polímero e das ligações cruzadas, o que confere uma situação propícia para a

acomodação das moléculas dentro da rede polimérica em formação. Isto possibilita que menor tensão interna seja gerada e, ainda, que as tensões que normalmente ocorrem nas interfaces unidas sejam liberadas pelo escoamento do material a partir das superfícies livres (Asmussen, 1975; Davidson & De Gee, 1984; Versluis *et al.*, 1998; Koran & Kürschner, 1998; Watts & Al-Hindi, 1998; Burgess *et al.*, 1999). No entanto, isto não foi observado neste estudo, por causa do baixo fator C conferido pela matriz metálica. Um fato relevante notado é que mesmo o fator C sendo baixo e utilizando-se uma técnica de modulação da intensidade luminosa, houve a formação de fenda entre a matriz metálica e o compósito, apesar da utilização do sistema de união.

No entanto, para todos os métodos de fotoativação, houve redução da largura média da fenda quando utilizou-se o sistema de união, provando que houve a mudança de orientação dos vetores de contração surgidos no momento da reação de polimerização, como verificado por VERSLUIS *et al.*, 1998.

O métodos de fotoativação por luz emitida por LEDs ou por arco de plasma de xenônio também não diferiram entre si e com os métodos onde se utilizou a luz halógena. A lâmpada halógena é uma lâmpada incandescente, originalmente desenvolvida para iluminar ambientes. A luz é emitida a partir de um filamento metálico, que quando aquecido, causa a excitação de átomos de tal modo que a luz é produzida num amplo espectro. O pico de emissão fica em torno de 700 nm. Assim sendo, devido à inespecificidade da luz emitida, um filtro é necessário para restringir a luz ao espectro da luz visível, na região de

cor azul, cujas características de comprimento de onda são adequadas para excitação do fotoiniciador (Mills *et al.*, 1999).

Dessa maneira, as unidades fotoativadoras baseadas em LEDs (*light emitting diodes*) vêm sendo utilizadas como alternativa às lâmpadas halógenas. Em termos simplificados, LEDs são uma combinação de dois semicondutores diferentes compondo junções *p-n*. O semicondutor *n* apresenta excesso de elétrons e o semicondutor *p* tem falta de elétrons. Quando esses dois semicondutores são combinados e uma voltagem é aplicada, os elétrons de *n* são conectados a *p* e como resultado, ocorre a produção de luz com comprimento de onda específico. A luz proveniente das lâmpadas LED é emitida por eletroluminescência e a cor dessa luz é determinada pela composição química dos semicondutores. Como dito anteriormente a característica mais interessante é que a luz emitida pelos LEDs tem espectro bem próximo ao espectro de absorção da canforoquinona, o que torna desnecessária a incorporação de filtros aos aparelhos.

Já a luz emitida por arco de plasma de xenônio é emitida por um plasma incandescente composto por uma mistura gasosa de moléculas ionizadas e elétrons (Peutzfeldt *et al.*, 2000). Esses aparelhos são caracterizados pela emissão de alta intensidade luminosa com espectro de emissão estreito (ao redor de 470 nm). Em teoria, essa tecnologia para fotoativação permite que o tempo de exposição seja reduzido a poucos segundos devido a alta intensidade luminosa (até 2000mW/cm<sup>2</sup>). Entretanto, estudos comprovam que a efetividade de polimerização é reduzida com a utilização desses aparelhos, devido à baixa densidade energética aplicada. (Peutzfeldt *et al.*, 2000; Cunha *et al.*, 2001).



Nesse estudo, os resultados não mostraram diferença estatística quando esse método e o LED, foi comparado ao método convencional por luz halógena. Entretanto, como observado por Cunha *et al.* (2001), esse método não provê grau de conversão adequado no tempo recomendado pelo fabricante e, além disso, devido a velocidade de reação incrivelmente acelerada pela alta intensidade ou pela especificidade da luz emitida, a tensão imposta pela contração de polimerização na interface é extremamente alta na região superficial do compósito e pode gerar fendas semelhantes às observadas na técnica convencional.

Assim pôde-se verificar que não há meio direto de manipular os materiais restauradores resinosos de modo a garantir a perfeita integridade marginal das restaurações. Dessa forma, apenas o reconhecimento e a compreensão dos mecanismos que causam os problemas, juntamente com as técnicas que podem reduzir os seus efeitos, ajudarão os clínicos a obterem os benefícios máximos da aplicação dos compósitos na prática clínica.

Com base nos resultado obtidos, pode-se concluir que:

- Não houve diferença estatística significativa entre os métodos de fotoativação por luz halógena contínua, dupla intensidade de luz, arco de plasma de Xenônio e LED;
- Para todos os métodos de fotoativação, o uso do sistema de união diminuiu significativamente a magnitude da fenda entre o compósito restaurador e a matriz, mas não impediu sua formação.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANUSAVICE, K. J. Resinas para restauração. In: \_\_\_\_\_. Phillips materiais dentários. 10ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1.998. Cap. 12, p. 161 – 177.

ASMUSSEN, E. Composite restorative resins: composition *versus* wall-to-wall polymerization contraction. Acta Odontol. Scand., Oslo, 16 (4): 337 – 344, jun., 1.975.

ASMUSSEN, E. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. J. Dent. Res., Chicago, 77 (IADR Abstracts): 658, 1.998. (Abstract 212).

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent. Mat., Washington, 14 (1): 51 – 56, jan., 1.998.

ATMADJ, G., BRYANT, R.W. Some factors influencing the depth of cure of visible light activated composite resins. Aust. dent. J., Sydney, v.35, n.3, p.213-218, jun, 1990.

BAUSCH, J.R. *et al.* Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J. Prosthet Dent., v.48, n.1, p.59-67, jul 1982

BLANKENAU, R.J. *et al.* Wavelength and intensity of seven systems for visible light curing composites resins: a comparison study. J. Am. Dent. Ass., Chicago, v.106, n.4, p.471-474, apr.1983.

BOUSCHLICHER, M. R.; RUEGGERBERG, F. A.; BOYER, D. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. J. Esthet. Dent., New York, 12 (1): 23 – 32, jan., 2.000.

BOWEN, R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J. Am. Dent. Ass., Chicago, 66 (1): 57 – 64, jan., 1963.

BURGESS, J. O.; DE GOES, M. F.; WALKER, R.; RIPPS, A. H. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. Pract. Periodont. Aesthet. Dent., New York, 11 (1): 125 – 132, jan./feb., 1.999.

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

DAVIDSON, C. L.; de GEE, A. J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J. Dent. Res., Chicago, 63 (2): 146 – 148, feb., 1984.

DAVIDSON, C.,L. *et al.* Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J dent., v.25, n.6, p.435-40, nov, 1997. Review.

FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Curing contraction of composite and glass-ionomer cements. J Prosthet Dent, Saint Louis, v.59, n.3, p.297-300, Mar. 1988.

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

GALAN JUNIOR, J., LANGHI, M., CASTELLANOS, V. Profundidade de polimerização de resinas compostas ativadas por luz . Revista paul. Odont., São Paulo, v.6, n.6, p.27-29, nov./dez. 1984.

GOLDMAN, M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. Aust Dent J., v.48, n.3, p.156-161, jun 1983.

GORACCI, G. *et al.* Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restoration. J. dent. Res., v.27, n.5, p.355-361, 1996

HANSEN, E. K. Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern, hygroscopic expansion. Scand. J. Dent. Res., Copenhagen, 90 (4): 329 – 335, jul./aug., 1982.

HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. Acta Odont. Scand., Oslo, 55 (3): 162 – 6, mar., 1997.

IKEMI, T.; NEMOTO, K. Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. Dent. Mat. J. 13 (1):1 – 8, jan., 1994.

JÖRGENSEN, K. D.; ITOH, K.; MUNKSGAARD, E. C.; ASMUSSEN, E. Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. Scand. J. Dent. Res., Copenhagen, 93 (3): 276 – 279, may., 1.985.

KAUFMAN, G. A new resin composite restorative incorporating synthetic filler technology and optimized particle size distribution. Esthet. Dent. Update 5 (1): 10 – 12, jan., 1994.

KINOMOTO, Y.; TORII, M.; TAKESHIRE, F.; EBISU, S. Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. J. Dent., Bristol, 27 (5): 383 – 389, jul., 1.999.

KORAN, P.; KÜRSCHNER, R. Effect of sequential *versus* continuous irradiation of light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. Am. J. Dent., Washington, 11 (1): 17 – 22, feb., 1.998.

KURACHI, C.; TUBOY, A. M.; MAGALHÃES, D. V. *et al.* Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater., v.17, n.4, p.309-315, July 2001.

LOVELL, L. G.; NEWMAN, S. M.; BOWMAN, C. N. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylates dental resins. J. Dent. Res., Chicago, 78 (8): 1.469 – 1.476, aug., 1.999.

LUTZ, F.; KREJCI, I.; OLDENBURG, T. R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. Quintess. Int., Berlin, 17 (12): 777 – 84, dec., 1.986.

MILLS, R.W. *et al.* Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J. London, v.186, n.8, p.388-391, Apr. 1999.

MUNKSGAARD, E. C.; HANSEN, E. K.; KATO, H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. Scand. J. Dent. Res., Copenhagen, 95 (6): 526 – 531, nov./dec., 1987.

NODA, M. *et al.* Release of monomer from light-cured resin polymerized under low-light intensity. J. Dent. Res., Hokkaido, p.124, 1996.

OBICI, A. C.; SINHORETI, M.A.C., GOES, M.F., *et al.* Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. Oper. Dent., v.27, n.2, p.192-198, 2002

Oral Sci., Copenhagen, 105 (2): 97 – 116, mar./apr., 1997.

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

RUEGGERBERG, F. *et al.* Resin cure determination by polymerization shrinkage. Dent Mater, v.11, n.4, p.265-8, jul,1995.

STANFORD,C.,M. *et al.* Polymerization of composites by sequential and continuous irradiation with visible light operative dentistry. Oper Dentistry v.11, p.51-54, 1986

TANI, Y. Contraction force during polymerization of various composites resins. Dent. Japan, Tokyo, 26 (vol. único): 97 – 100, dec., 1989.

TJAN, A. H. L.; BERGH, B. H.; LIDNER, C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. J. Prosthet. Dent., St. Louis, 67 (1): 62 – 66, jan., 1.992.

TOLIDIS, K.; NOBECOURT, A.; RANDALL, R. C. Effect of a resin-modified glass-ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. Dent. Mat., Washington, 14 (6): 417 – 423, nov./dec., 1998.

UNO, S.; ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. Scand. J. Dent. Res., Copenhagen, 99 (5): 440 – 444, sep./oct., 1991.

UNO, S.; SHIMOKOBE, H. Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. Dent. Mat. J. 13 (1): 19 – 24, jan., 1994.

PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur. J.

UNTERBRINK, G. L.; LIEBENBERG, W. H. Flowable resin composites as "filled adhesives". Literature review and clinical recommendations. Quintess. Int., Berlin, 30 (4): 249 – 57, apr., 1999.

UNTERBRINK, G. L.; MUESSNER, R. Influence of light intensity on two restorative systems. J. Dent., Bristol, 23 (3): 183 – 189, mai./jun., 1995.

VENHOVEN, B. A. M.; de GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. Biomaterials, Surey, 17 (24): 2313 – 2318, dec., 1996.

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W. H. Do dental composites always shrink toward the light? J. Dent. Res., Chicago, 77 (6): 1.435 – 1.445, jun., 1.998.

WALLS, A. W. G.; McCABE, J. F.; MURRAY, J. J. The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. J. Dent., Chicago, 16 (4): 177 – 181, jul., 1988.

WATTS, D. C.; AL-HINDI, A. "Soft-start" photo-polymerization effects in resin-composite restoratives. J. Dent. Res., Chicago, 77 (IADR Abstracts): 658, 1.998. (Abstract 216).

YEARN, J. A. Factors affecting cure of visible light activated composites. Int. dent. J., Bristol, v.35, n.3, p.218-225, sept. 1985.