



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Andresa Carla Obici

Cirurgiã Dentista

Avaliação da contração de polimerização através da mensuração da fenda formada entre compósito e metal utilizando três técnicas de fotoativação

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

Piracicaba – SP

2.000

UNICAMP

BIBLIOTECA CENTRAL



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Andresa Carla Obici
Cirurgiã Dentista

**Avaliação da contração de polimerização através da
mensuração da fenda formada entre compósito e metal
utilizando três técnicas de fotoativação**

Orientador: Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhorette

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG. 02 / 03 / 02

Mário Alexandre Coelho Sinhorette
Assinatura do Orientador

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

Piracicaba – SP

2.000

UNIDADE D.C.
 N.º CHAMADA:
T/ UNICAMP
Ob3a
 V. _____ Ex. _____
 TOMBO BC/ 44859
 PROC. 16-392102
 C D
 PREÇ. R\$ 11,00
 DATA 10/05/02
 N.º CPD _____

CM-00155187-4

Ficha Catalográfica

~~Ob3a~~
 Ob3a

Obici, Andresa Carla.
 Avaliação da contração de polimerização através da mensuração da fenda formada entre compósito e metal utilizando três técnicas de fotoativação. / Andresa Carla Obici. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2000.
 xix, 134p. : il.

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

1. Compósitos poliméricos. 2. Materiais dentários. I. Sinhoreti, Mário Alexandre Coelho. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 14 de Dezembro de 2000, considerou a candidata ANDRESA CARLA OBICI aprovada.

1. Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI *M. Coelho*

2. Profa. Dra. STELLA KOSSATZ PEREIRA *Stella Kossatz Pereira*

3. Prof. Dr. LOURENCO CORRER SOBRINHO *L. Correr*

DEDICO ESTE TRABALHO

A **Deus**, sempre presente, iluminando e guiando meus passos dando-me forças para seguir adiante.

Aos meus pais, **Laila e Marciano**, exemplos de honestidade dedicação à família, cujo amor, educação e incentivo são indispensáveis na minha caminhada.

Aos meus irmãos, **Renata e Juliano**, pela amizade e companheirismo.

Ao **Prof. Dr. Márcio Grama Hoepfner**, um exemplo ser seguido, cuja amizade e incentivo são fundamentais para meu crescimento pessoal e profissional.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí**, docente da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, meu orientador, que com paciência, dedicação e competência sempre esteve presente durante a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu diretor **Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo**.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Coordenador do curso de Pós-Graduação em Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, que durante o período de desenvolvimento deste trabalho de pesquisa, sempre estimulou e colocou todos os recursos da disciplina de Materiais Dentários à nossa disposição.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela contribuição em nossa formação científica.

Ao **Prof. Dr. Mário Fernando de Góes**, Livre Docente da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pelo exemplo de excelente educador, cujo incentivo e conhecimento científico contribuíram para minha formação.

Ao NAP/MEPA da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz” da Universidade de São Paulo, na pessoa do **Prof. Dr. Elliot W. Kitajima**, por tornar possível a utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura, equipamento indispensável para a realização deste trabalho.

Ao técnico especializado do laboratório da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, engenheiro **Marcos Blanco Cangiani**, pela confecção das matrizes metálicas utilizadas nesta pesquisa, pelo auxílio no preparo das amostras para exame em Microscopia Eletrônica de Varredura, dentre outras contribuições.

À **3M do Brasil** pelo fornecimento gratuito dos compósitos Z100, Z250 e P60.

À **Degussa-Hüls - Divisão Dental**, pelo fornecimento gratuito do compósito Definite.

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

À **Marilene Girello**, bibliotecária da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela orientação nas referências bibliográficas.

Aos colegas de Pós-Graduação **Ana Maria, Alysson, Johnson, Julie, Márcia, Marcos, Paulo e Rafael** pela amizade e companheirismo durante o curso e, em especial, ao **Gilberto**, mais que um amigo, um irmão.

À amiga **Juliana Saab Rahal**, com quem tive o prazer de morar durante o período de Pós-Graduação, pela amizade em especial.

À professora e amiga **Sueli de Almeida Cardoso**, da disciplina de Dentística do Curso de Odontologia da UNIPAR, pelo constante estímulo e apoio, com quem espero manter amizade por toda a vida.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

A todos

Meus Sinceros Agradecimentos.

EPÍGRAFE

“A vida parece curta demais para a realização de todas as nossas aspirações de amor, afeto e atenção, de trabalho e deveres.

Mas Deus permita que cada tarefa seja ungida inspirada por uma dosagem acertada do que é requerido e do que é desejado, do pesado e do agradável, do pensamento apressado e da expressão do detalhe”.

(Nate Saint)

SUMÁRIO:

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1- Introdução	5
2- Revisão da literatura	13
3- Proposição	43
4- Materiais e método	45
4.1- Materiais	45
4.2- Método	47
4.2.1- Obtenção dos corpos-de-prova	47
4.2.2- Mensuração da fenda formada entre material restaurador e matriz metálica	52
4.2.3- Obtenção das fotomicrografias da fenda formada entre material restaurador e matriz metálica	54
4.2.4- Análise estatística	54
5- Resultados	55
6- Discussão	65
7- Conclusões	81
Referências Bibliográficas	83
Apêndice	91

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo investigar a fenda causada pela contração de polimerização de materiais com diferentes composições e viscosidades, quando três diferentes métodos de fotoativação foram utilizados, bem como verificar o comportamento de contração segundo a região do corpo-de-prova analisada. Foram utilizados os materiais de alta viscosidade (Alert - Jeneric/Pentron, Surefil - Dentsply e P60 - 3M), de viscosidade regular (Z100 - 3M, Z250 - 3M e Definite - Degussa) e de baixa viscosidade (Flow-it - Jeneric/Pentron). Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas circulares com 7 mm de diâmetro interno por 2 mm de altura. O compósito foi inserido e acomodado no interior da matriz e fotoativado por um dos três métodos: a) luz contínua (intensidade de luz de 500 mW/cm^2) durante 40 segundos; b) dupla intensidade de luz, sendo os primeiros 10 segundos à baixa intensidade (150 mW/cm^2), seguidos pela fotoativação à alta intensidade de luz (500 mW/cm^2), por 30 segundos; c) luz intermitente, cujo aparelho proporcionou aproximadamente meio segundo de luz (intensidade de 450 mW/cm^2), seguido de meio segundo na ausência de luz, pelo tempo de 60 segundos. Logo após, tanto a superfície da região da base quanto da região superficial foram acabadas e polidas com lixas de óxido de alumínio. Após 24 ± 1 hora, a fenda decorrente da contração foi mensurada em Microscópio Eletrônico de Varredura sob baixo vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England) e os dados submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram que: 1- A região da base dos corpos-de-prova apresentou valores de contração maiores e

estatisticamente diferentes em relação à região superficial, independente do método e do compósito; 2- O método contínuo de fotoativação resultou na maior média de fenda pela contração e diferiu estatisticamente dos métodos de dupla intensidade de luz e luz intermitente, os quais não mostraram diferença entre si; 3- O compósito Flow-it apresentou a maior fenda pela contração com diferença significativa dos demais materiais. Os compósitos Z100 e Definite apresentaram valores intermediários e sem diferenças entre si, enquanto Alert, Surefil, P60 e Z250 obtiveram os menores valores e sem diferenças estatísticas entre si; 4- Os compósitos Flow-it e Alert apresentaram maior fenda pela contração quando o método contínuo foi aplicado e comparado aos métodos de dupla intensidade de luz e luz intermitente, os quais não diferiram estatisticamente entre si. O compósito Z100 não mostrou diferença estatística entre os métodos contínuo e intermitente e entre os métodos por dupla intensidade de luz e luz intermitente. Entretanto o método por luz contínua mostrou maiores valores de fenda que o método por dupla intensidade de luz. Para os compósitos Definite, Z250, Surefil e P60 não houve diferença significativa em relação ao método de fotoativação empregado ($p < 0,05$).

Palavras Chave: 1- Compósitos; 2- Contração de polimerização; 3- Método de fotoativação.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the gap produced by polymerization shrinkage of some composite resins with different compositions and viscosities, when different photopolymerization methods are used, as well as to evaluate the polymerization shrinkage behavior of the top and bottom surface of the specimens. For this study were used high viscosity composite resins (Alert - Jeneric/Pentron, Surefil - Dentsply, and P60 - 3M), medium viscosity composite resins (Z100 - 3M, Z250 - 3M, and Definite - Degussa) and low viscosity composite resin (Flow-it - Jeneric/Pentron). The specimens were prepared in circular brass mold of an inner diameter of 7 mm and height of 2 mm. The composite resin was placed into the mold, then cured with different modes as follows: a) continuous energy output (light intensity of 500 mW/cm²) for 40 seconds; b) stepped energy output, with low intensity (150 mW/cm²) for 10 seconds, and high intensity (500 mW/cm²) for 30 seconds; c) pulsed energy output, which light-curing unit provided approximately half second with light (light intensity of 450 mW/cm²) and half second without light for 60 seconds. After that, the top and the bottom surfaces were polished with grif sandpaper. After 24 ± 1 hour, the gap was measured with the Scanning Electronic Microscopy at variable pressure (LEO 435 VP, Cambridge, England) and the results were analyzed statistically. The results showed that: 1- The bottom surface revealed significant more contraction gap in relation of top surface, independently of the method and composite resin; 2- The continuous energy output resulted in largest contraction gap and was statistically different from the other methods, which were no significant difference from

each other; 3- The Flow-it composite resin revealed the largest contraction gap and was statistically different from the other materials. The Z100 and Definite composite resins achieved intermediate values without significant differences. However Alert, Surefil, P60 and Z250 composites produced significant less polymerization shrinkage; 4- The Flow-it and Alert composite resins showed larger contraction gap when the continuous energy output was used. The Z100 composite revealed no significant difference between stepped energy output and pulsed energy output and between stepped energy output and pulsed energy output. On the other hand, the continuous energy output was statistically different of the stepped energy output. For the Definite, Z250, Surefil and P60 composites the photopolymerization method revealed no significant difference ($p < 0,05$).

Key Words: 1- Composite resins; 2- Polymerization shrinkage; 3- Photopolymerization method

1 - INTRODUÇÃO

Os compósitos restauradores resinosos foram introduzidos no mercado odontológico em meados dos anos 60 para serem utilizados em dentes anteriores, em substituição ao cimento de silicato e à resina acrílica (BOWEN, 1.963). Desde então têm tido significativo desenvolvimento com o intuito de melhorar suas propriedades e conseqüentemente a longevidade das restaurações (PEUTZFELDT, 1.997). Devido às melhorias conseguidas, os compósitos tiveram suas indicações ampliadas, de modo que passaram a ser utilizados, também, em restaurações de dentes posteriores. Entretanto, ainda apresentam limitações em suas aplicações (FERRACANE, 1.992; PEUTZFELDT, 1.997). Um dos principais problemas é a infiltração marginal, decorrente da contração de polimerização (BOWEN *et al.*, 1.983; REES & JACOBSEN, 1.989; FERRACANE, 1.992; UNO & SHIMOKOBE, 1.994).

O compósito pode ser definido como “uma combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes com uma interface distinta separando os componentes” (PHILLIPS, 1.973). Os compósitos restauradores odontológicos são compostos basicamente por uma matriz orgânica, partículas de carga (vidros, quartzo e/ou sílica fundida) e um agente de união, geralmente um silano orgânico, de característica bifuncional, que apresenta união química com a partícula de carga e co-polimeriza com os monômeros da matriz orgânica. O enrijecimento do material ocorre através de um processo chamado polimerização, onde os monômeros se unem por meio de ligações químicas,

formando moléculas maiores, chamadas polímeros (PEUTZFELDT, 1.997; ANUSAVICE, 1.998).

Portanto, as propriedades, bem como o desempenho dos compósitos é dependente dos três componentes básicos e de suas inter-relações. Algumas propriedades estão principalmente relacionadas com a carga e o agente de união, enquanto outras, com a matriz orgânica (ASMUSSEN, 1.975; CHUNG, 1.990; PEUTZFELDT, 1.997; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1.998). A resistência à compressão e à abrasão, a rigidez e o coeficiente de expansão térmica são propriedades relacionadas principalmente com a carga e o agente de união, enquanto a estabilidade de cor, com a matriz orgânica (SWARTZ *et al.*, 1.985; PEUTZFELDT, 1.997). Da inter-relação entre os três componentes dependem propriedades como a contração de polimerização, sorpção de água e viscosidade do material (ASMUSSEN, 1.975; MUNKSGAARD *et al.*, 1.987; FEILZER *et al.*, 1.988; REES & JACOBSEN, 1.989; OPDAM *et al.*, 1.996; LOVELL *et al.*, 1.999). As partículas de carga incorporadas à matriz de resina reduzem a quantidade proporcional de monômeros em um determinado volume de material, desta forma contribuindo para a diminuição da contração de polimerização e sorpção de água, além de aumentar a viscosidade (BOWEN, 1.963; SWARTZ *et al.*, 1.985; MUNKSGAARD *et al.*, 1.987; REES & JACOBSEN, 1.989; OPDAM *et al.*, 1.996; LEINFELDER & PRASAD, 1.998).

O principal monômero formador da matriz orgânica dos compósitos odontológicos é o Bis-GMA (Bisfenol A-glicidil metacrilato), desenvolvido por BOWEN, em 1956 (BOWEN, 1.962). A molécula do Bis-GMA é de alto peso molecular, possuindo alta viscosidade, que é diminuída pela mistura com monômeros dimetacrilatos de baixo peso molecular. Assim, obtém-se uma consistência favorável à incorporação de partículas de

carga inorgânica (BOWEN, 1.963; PEUTZFELDT, 1.997). O monômero diluente mais freqüentemente utilizado é o TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato). Entretanto, a diluição do Bis-GMA com esse monômero de menor peso molecular, acarreta o aumento da contração de polimerização (ASMUSSEN, 1.975; PEUTZFELDT, 1.997).

O sistema iniciador da polimerização presente na matriz orgânica dos primeiros compósitos era o peróxido de benzoíla e uma amina terciária. Este material era fornecido no sistema de duas pastas, que ao serem misturadas iniciavam o processo de polimerização. Contudo, estes materiais eram grandemente influenciados pela correta proporção, além de possuírem limitado tempo de trabalho (BOWEN, 1.963; LEE *et al.*, 1.976; DE LANGE *et al.*, 1.980; ANUSAVICE, 1.998).

Deste modo, no início dos anos 70 foram desenvolvidos sistemas que polimerizavam quando ativados por luz ultravioleta, cujo comprimento de onda aproximado era de 365 nm. Porém, estes materiais apresentaram uma série de inconvenientes como limitada profundidade de polimerização e danos à saúde, decorrentes da exposição à radiação ultravioleta de alta intensidade (LEE *et al.*, 1.976; BIRDSELL *et al.*, 1.977; DE LANGE *et al.*, 1.980).

Mais tarde, no final da década de 70, foi introduzido um sistema de compósito ativado por luz visível, cujo comprimento de onda era de aproximadamente 470 nm. Este apresentava vantagens quando comparado aos seus antecessores, como maior profundidade de polimerização, tempo de trabalho mais adequado, maior resistência à compressão, maior lisura superficial e fonte de luz mais segura (BASSIOUNY & GRANT, 1.978; RUYTER & OYSAED, 1.982; POLLACK & BLITZER, 1.982; TIRTHA *et al.*, 1.982).

Os compósitos odontológicos podem ser classificados segundo o tamanho médio das partículas de carga. Assim, são chamados de compósitos de macropartículas ou convencionais (8 – 12 μm), de micropartículas (0,04 – 0,4 μm), de partículas pequenas (1 – 5 μm) e híbridos (0,6 – 1,0 μm) (ANUSAVICE, 1.998). Entretanto, eles também podem ser diferenciados pela viscosidade, ou seja, em alta, média ou baixa viscosidade. Essa característica é dependente tanto da quantidade, tamanho, formato e distribuição das partículas de carga quanto da composição da matriz orgânica (OPDAM *et al.*, 1.996, PEUTZFELDT, 1.997; BAYNE *et al.*, 1.998; LEINFELDER & PRASAD, 1.998).

Os compósitos de baixa viscosidade, também chamados de alto escoamento, foram introduzidos no mercado no final de 1.996. Esses materiais contêm o mesmo tipo de partículas de carga dos híbridos, porém em menor quantidade, conferindo, desta forma, maior fluidez (BAYNE *et al.*, 1.998). Mais recentemente foram lançados os compósitos de alta viscosidade e baixo escoamento, que apresentam maior quantidade de carga, alterações das partículas de carga e/ou modificações na matriz orgânica. Essas alterações na composição visam melhorar as propriedades mecânicas do material, de modo que possa ser utilizado, satisfatoriamente, na restauração de dentes posteriores (ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1.998; BAYNE *et al.*, 1.998; LEINFELDER & PRASAD, 1.998).

Independentemente da viscosidade do compósito, durante o processo de polimerização ocorre a contração do mesmo, devido à formação de ligações covalentes entre as moléculas de monômero, o que leva ao “encurtamento” da cadeia de polímero (REES & JACOBSEN, 1.989; PEUTZFELDT, 1.997). WALLS *et al.* (1.988) relacionaram quatro fatores que influenciam na contração durante a polimerização de compósitos: a) o

tamanho da molécula dos monômeros, sendo que monômeros de alto peso molecular contraem menos; b) a quantidade de partículas de carga, que dentro de parâmetros limitados, proporciona a diminuição da contração; c) o grau de conversão, que é diretamente proporcional ao aumento da contração, e; d) a natureza da resina e conseqüentemente o mecanismo de polimerização, sendo que moléculas que polimerizam por anel aberto sofrem mínima alteração volumétrica durante a presa.

A contração de polimerização pode levar à formação de fendas nas margens das restaurações, decorrente das tensões geradas nestas regiões que rompem a união do compósito ao substrato dental. Isso pode resultar em infiltração marginal, com subsequente irritação ou mesmo necrose pulpar, sensibilidade pós-operatória, recorrência de cárie e manchamento (BOWEN, 1.963; REES & JACOBSEN, 1.989; TANI, 1.989; UNO & SHIMOKOBE, 1.994). Por estes motivos, a contração de polimerização é um dos principais fatores na determinação da longevidade das restaurações com compósitos (REES & JACOBSEN, 1.989; FERRACANE, 1.992; PEUTZFELDT, 1.997).

Diversas maneiras de aumentar a integridade marginal de tais restaurações têm sido propostas. Dentre elas, encontra-se o uso de materiais de base com propriedades elásticas, capazes de absorver as tensões (IKEMI & NEMOTO, 1.994; TOLIDIS *et al.*, 1.998), utilização de sistemas adesivos que apresentem satisfatória união à estrutura dental (ASMUSSEN, 1.975; VERSLUIS *et al.*, 1.998; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1.999), técnicas de inserção incremental (LUTZ *et al.*, 1.986; TJAN *et al.*, 1.992) e controle do escoamento do compósito durante a polimerização (UNO & SHIMOKOBE, 1.994; FEILZER *et al.*, 1.995; UNTERBRINK & MUESSNER, 1.995; VENHOVEN *et al.*, 1.996).

O processo de polimerização parece ser mais dependente do total de energia disponível que da intensidade de luz propriamente dita (MIYAZAKI *et al.*, 1.996; SAKAGUCHI & BERGE, 1.998). Assim, um alto grau de conversão pode ser conseguido pela aplicação de menor intensidade de luz por tempo prolongado, ou talvez, por intensidades variáveis por um determinado tempo (UNO & ASMUSSEN, 1.991; FEILZER *et al.*, 1.995; SAKAGUCHI & BERGE, 1.998).

Esse tipo de polimerização controlada reduz a contração, e pode ser conseguida através de uma polimerização inicial com intensidade de luz baixa, seguida de uma polimerização final com elevada intensidade (UNO & ASMUSSEN, 1.991; FEILZER *et al.*, 1.995; UNTERBRINK & MUESSNER, 1.995; WATTS & AL-HINDI, 1.998). A menor intensidade de luz inicial pode ser conseguida através do distanciamento da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície do compósito (PIRES *et al.*, 1.993; HANSEN & ASMUSSEN, 1.997). Desta forma, a menor taxa de conversão conseguida inicialmente permite um escoamento do material, gerando menor tensão interna decorrente da contração, resultando em melhor adaptação marginal. A complementação da polimerização com alta intensidade provê adequado grau de conversão, que é requerido para alcançar as propriedades físicas e mecânicas satisfatórias (DAVIDSON & DE GEE, 1.984; FEILZER *et al.*, 1.990; FEILZER *et al.*, 1.995; WATTS & AL-HINDI, 1.998; BOUSCHLICHER *et al.*; 2.000).

Recentemente, tem sido proposta a polimerização intermitente ou pulsátil (TARLE *et al.*, 1.998), contudo tal processo ainda é bastante novo e suas conseqüências ainda não estão bem elucidadas.

Com base no exposto, este trabalho tem como objetivo mensurar a fenda resultante da contração de polimerização de materiais com diferentes composições e viscosidades, quando três métodos de fotoativação são utilizados. E ainda, verificar o comportamento de contração segundo a região do corpo-de-prova.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

No ano de 1.962, BOWEN patenteou um novo monômero, sintetizado a partir do bisfenol A e glicidil metacrilato, ao qual denominou de Bis-GMA. Este monômero polimeriza através de duplas ligações de carbono (C=C) dos dois grupos metacrilatos presentes na molécula. O Bis-GMA apresenta alto peso molecular e estrutura molecular que lhe confere menor volatilidade, menor contração e polimerização mais rápida quando comparado às resinas metil metacrilato, o que leva à produção de resinas mais fortes e rígidas. O advento do monômero Bis-GMA iniciou a era dos compósitos odontológicos.

BOWEN, em 1.963, avaliou o efeito do tratamento da superfície de partículas de sílica vítrea a serem incorporadas na resina Bis-GMA. Tal procedimento tinha como objetivo produzir um material com melhores propriedades, em especial, reduzida contração de polimerização. O tratamento das partículas foi realizado pela cobertura de sua superfície com vinil-silano. Uma mistura de 70% em peso (55% em volume) de sílica tratada para 30% em peso (45% em volume) do comonômero Bis-GMA diluído em 10% de metil metacrilato e 10% de monômero TEGDMA foi utilizada no estudo e comparada com outros materiais estéticos. Os resultados dos diversos ensaios realizados mostraram que a mistura de sílica tratada à resina Bis-GMA resultou na diminuição da solubilidade, sorção de água, coeficiente de expansão térmica e contração de polimerização e no aumento do módulo de elasticidade, resistência à compressão, tração e edentação, quando comparado a outros

materiais estéticos como o cimento de silicato e a resina acrílica. Quando a resina Bis-GMA foi misturada a partículas de sílica que não tiveram sua superfície tratada com o vinil-silano, as propriedades resultantes mostraram valores inferiores. Deste modo, o autor concluiu que o reforço da resina Bis-GMA com sílica tratada melhora as propriedades deste novo material restaurador.

PHILLIPS, em 1.973, definiu um compósito como sendo uma “combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes com uma interface distinta separando os componentes”. Desta forma, os compósitos odontológicos são compostos por partículas inorgânicas duras, mantidas juntas por uma matriz resinosa macia e que são unidos quimicamente por um agente de união (silano orgânico).

ASMUSSEN, em 1.975, investigou a existência de uma possível relação entre a composição dos compósitos e sua contração de polimerização parede a parede. Cavidades cilíndricas com diâmetro e profundidade de aproximadamente 2,5 mm foram preparadas e restauradas em dentes humanos. Após 20 minutos o dente foi abrasado paralelamente à superfície da restauração até que a dentina pudesse ser vista ao redor de toda a restauração. As fendas foram mensuradas no local de maior largura e expressas em porcentagem do diâmetro da cavidade. Quatro fatores relacionados à composição do material foram analisados: a) conteúdo de monômero diluente em compósitos comerciais; b) conteúdo de diluente nas resinas experimentais não compostas; c) conteúdo de partículas, e; d) conteúdo de catalisador. Os resultados mostraram que o aumento do conteúdo de diluente resultou em maior contração volumétrica. O mesmo comportamento foi observado em relação ao

conteúdo do catalisador. Por outro lado, parece que a contração parede a parede independe do conteúdo de partículas presentes no material. Desta forma, o autor concluiu que a composição da fase orgânica é de importância primária para a contração de polimerização parede a parede.

LEE *et al.*, em 1.976, relacionaram vantagens e problemas inerentes aos compósitos de ativação química ou física através da luz ultravioleta. O material ativado por radiação próxima à ultravioleta mostrou-se superior ao quimicamente ativado no que se refere ao tempo de trabalho, controlado pelo operador, e por não necessitar de mistura antes de cada aplicação. Contudo, também apresentou desvantagens como limitada profundidade de polimerização, necessidade de instrumentos e equipamentos caros que requerem testes periódicos e troca de acessórios e a não polimerização do material em locais inacessíveis à luz.

BIRDSELL *et al.*, em 1.977, examinaram os efeitos biológicos da energia de luz ultravioleta emitida pelo aparelho Nuva-Lite[®], utilizado para polimerizar selantes e compósitos. Uma suspensão de *Escherichia coli* foi exposta à radiação de 365 nm, o que resultou na rápida morte dessas bactérias. Esses achados suportam as afirmações de que a radiação ultravioleta causa danos biológicos. Os autores sugerem que os clínicos tomem apropriadas precauções quando da utilização deste método de fotoativação para evitar os efeitos nocivos à saúde dos profissionais e pacientes.

BASSIOUNY & GRANT, em 1.978, foram os primeiros a avaliar “in vivo” as características de manipulação e as propriedades funcionais de um compósito polimerizável por luz visível. Observaram que a consistência do material favorecia sua inserção na maioria das situações clínicas e que o acabamento restringia-se à remoção de pequenos excessos, proporcionando boas características finais. Este material apresentou vantagens como tempo de trabalho controlado pelo operador, radiopacidade e maior segurança à saúde em virtude do espectro de luz visível ser completamente desprovido da radiação ultravioleta.

DE LANGE *et al.*, em 1.980, investigaram a eficiência do processo de polimerização dos compósitos em áreas que não são diretamente expostas à radiação ultravioleta. A partir dos valores de dureza encontrados no estudo, pôde ser concluído que a penetração da radiação ultravioleta cai acentuadamente com o aumento da profundidade da cavidade. Uma vez que o material absorve luz, pode ser esperado que a uma certa distância da superfície diretamente exposta à luz, a energia da radiação ultravioleta caia abaixo dos valores requeridos para a iniciação. Desta forma, o material localizado em regiões mais distantes da luz ativadora pode apresentar-se parcialmente polimerizado, já que a concentração de radicais livres para iniciar a polimerização é menor.

Em 1.982, POLLACK & BLITZER compararam grupos de compósitos com ativação química e física, tanto pela luz ultravioleta quanto pela luz visível. Os autores relataram, através dessa revisão bibliográfica, que os compósitos polimerizados por luz visível ofereciam vantagens sobre os demais, como a possibilidade de ser polimerizado

através da estrutura dental, presença de menor porosidade, propriedades mecânicas superiores e maior grau de polimerização por unidade de tempo.

RUYTER & OYSAED, em 1.982, avaliaram o grau de conversão de monômeros em relação à profundidade e os fatores que afetam a penetração da luz. Investigaram, ainda, a intensidade de luz emitida por quatro aparelhos fotopolimerizadores, por meio de Espectroscopia de Reflexão de Raios Infravermelhos e o conteúdo, tamanho e distribuição de partículas de carga para cada material utilizado no estudo. Os resultados indicaram que existem diferenças consideráveis nas profundidades de polimerização para os diferentes compósitos e entre as intensidades de luz alcançadas pelos aparelhos. Os materiais polimerizados pela luz visível apresentaram maior grau de polimerização comparado aos ativados por luz ultravioleta. Significativa diferença foi notada em relação ao conteúdo e tamanho das partículas de carga. A quantidade de carga variou entre 50,6% (em peso) e 79,6% (em peso), enquanto o tamanho médio variou entre 9,7 μm e 30,0 μm . Essas variações referentes à carga, bem como, a distribuição das partículas, podem levar a dispersão da luz que incide no material, ocasionando redução da intensidade de luz. Tanto os fatores relacionados com a composição quanto aqueles que se referem à fonte de luz influenciam marcadamente na conversão e na profundidade de polimerização final dos compósitos.

HANSEN, em 1.982, investigou a contração de polimerização e o padrão desta contração utilizando quatro compósitos ativados por luz visível e um de ativação química.

Foram confeccionados preparos cavitários com 2,5 mm de diâmetro por 1,5 mm de profundidade na raiz de dentes humanos extraídos. A restauração foi realizada sem a aplicação de qualquer sistema adesivo. A fenda formada entre dente e compósito foi mensurada a 100, 200, 300, 500, 800 e 1.200 μm . Os compósitos fotoativados, diferentemente do quimicamente ativado, mostraram contração de polimerização mais pronunciada entre 100 e 500 μm , diminuindo entre 800 e 1.200 μm . Isto ocorre porque a polimerização de compósitos fotopolimerizáveis inicia-se na superfície livre da restauração, assim, quando esta camada superficial polimeriza, a contração ocorrerá das camadas subjacentes em direção a esta primeira camada polimerizada.

Ainda em 1.982, TIRTHA *et al.* estudaram o grau de polimerização de seis compósitos polimerizáveis por luz, além do coeficiente de transmissão de luz de cada material. Corpos-de-prova com 10 mm de diâmetro e espessuras que variaram de 0,95 a 3,5 mm foram utilizados. A fotoativação foi realizada durante 60 segundos por meio de luz visível ou ultravioleta. Os autores concluíram que compósitos ativados por luz visível apresentaram maior grau de polimerização em relação aos ativados por luz ultravioleta. O coeficiente de transmissão foi influenciado pelo comprimento de onda, pelo índice de refração do compósito e pelo tamanho, forma e quantidade de partículas de carga.

BOWEN *et al.*, em 1.983, estudaram a magnitude da tensão de contração que ocorre durante a polimerização de compósitos. Verificaram que durante o processo de polimerização, quando este material está unido às paredes da cavidade, desenvolvem-se

significantes tensões de tração. Assim, para que o sistema adesivo seja útil clinicamente, deve apresentar resistência de união superior a estas tensões que acompanham a contração, desta forma prevenindo microinfiltrações e mantendo a restauração em posição.

DAVIDSON & DE GEE, em 1.984, investigaram o escoamento de dois compósitos no estágio inicial da polimerização, durante o qual a maior parte da contração ocorre. Concluíram que o escoamento do material pode compensar parcialmente a contração. No estágio inicial da reação há apenas a formação de cadeias poliméricas, sem que haja a ocorrência de ligações cruzadas. Desta forma, as moléculas podem assumir novas posições e orientações causando o escoamento.

JÖRGENSEN *et al.*, em 1.985, mensuraram a contração de polimerização parede a parede de compósitos fotopolimerizáveis quando agentes de união à dentina foram usados. Restaurações com compósitos foram realizadas em cavidades de dentina com aproximadamente 3,0 mm de diâmetro por 1,5 mm de profundidade, logo após o tratamento adesivo das paredes dentinárias. A largura máxima da fenda decorrente da contração foi medida em microscópio óptico com aumento de 1.000 X. A utilização de sistemas adesivos resultou na diminuição da fenda, quando comparada ao grupo controle que não recebeu aplicação de agentes de união. Os autores concluíram que para assegurar completa adaptação marginal, a união entre dentina e compósito deve exceder as forças de contração de polimerização.

Ainda em 1.985, SWARTZ *et al.* investigaram os efeitos da quantidade e do tamanho de partículas de carga em diversas propriedades de resinas experimentais. Os resultados indicaram que tanto a quantidade quanto o tamanho das partículas de carga tem significativo efeito nas propriedades físicas e mecânicas dos compósitos. Maior conteúdo de carga resultou em maiores valores de dureza, resistência à compressão e rigidez e ao mesmo tempo diminuiu a sorpção de água. Partículas de carga de tamanhos menores promoveram maior dispersão da luz, o que levou a redução da profundidade de polimerização.

Em 1.986, LUTZ *et al.* tentaram desenvolver uma técnica de inserção incremental no intuito de obter ótima adaptação marginal. O material foi inserido na caixa proximal de cavidades mesio-ocluso-distais em três incrementos. A fotoativação foi realizada indiretamente em três locais, sendo que o incremento gengival foi fotoativado através da passagem da luz por cunha refletiva. O selamento marginal foi medido por meio da análise da penetração de corante. Foi observado que apesar da complexidade da técnica de inserção e fotoativação, a qualidade da margem dente/compósito foi substancialmente melhorada.

MUNKSGAARD *et al.*, em 1.987, investigaram a correlação existente entre diferentes concentrações de vários tipos de partículas misturadas à resina e sua contração de polimerização parede a parede. Puderam concluir que o aumento da quantidade de partículas de carga presentes em determinado volume de resina proporciona redução na contração de polimerização parede a parede. O tamanho e o formato das partículas de carga

apresentam um papel importante no que se refere à fluidez da mistura, e esta parece estar diretamente relacionada com a contração.

FEILZER *et al.*, em 1.988, avaliaram o desenvolvimento da contração de polimerização livre e os valores finais de contração em uma série de compósitos. Os autores verificaram que a taxa e o grau de contração de polimerização dos compósitos depende de muitos fatores como o sistema de monômeros e as concentrações de ativador e iniciador, já que deles resulta a estrutura final e a densidade da rede polimérica, bem como, da quantidade, tipo, tamanho e silanização das partículas de carga.

WALLS *et al.*, em 1.988, determinaram a contração de polimerização volumétrica de uma série de compósitos ativados por luz visível e monitoraram a correlação entre contração, resina, conteúdo de carga e calor gerado durante a reação. Os autores relacionaram quatro fatores que influenciam na contração de polimerização dos compósitos: a) tamanho da molécula dos monômeros, sendo que monômeros de alto peso molecular contraem menos; b) quantidade de partículas de carga, que dentro de parâmetros limitados promovem a diminuição da contração; c) grau de conversão, que é diretamente proporcional à contração, e; d) natureza da resina e seu mecanismo de polimerização, bem como o tipo e quantidade de monômero diluente. Concluíram que os compósitos diferem significativamente entre si no que se refere à magnitude da contração, e que esta é influenciada pela quantidade de carga, matriz resinosa e calor gerado durante a reação.

Em 1.989, REES & JACOBSEN estudaram a contração de polimerização de diversos compósitos, de ativação química e física pela luz visível, em relação à sua composição. Concluíram que a contração do material foi dependente da quantidade de carga e do peso molecular do sistema de monômeros utilizado. Assim, materiais que possuíam maior quantidade de partículas de carga apresentaram menores valores de contração.

TANI, em 1.989, determinou a força de contração durante a polimerização de compósitos de ativação química e física pela luz visível. O autor verificou que a força de contração tende a ser consideravelmente maior nos compósitos fotopolimerizáveis. Isto está relacionado com a adesividade do agente de união, mudanças de viscosidade durante a polimerização e particularmente com o módulo de elasticidade. A contração de polimerização pode levar a problemas como formação de fendas e conseqüente infiltração marginal.

CHUNG, em 1.990, avaliou a relação entre a composição e as propriedades de compósitos destinados aos dentes posteriores. Foram determinados o grau de conversão, através de Espectrometria de Transformação Infravermelha de Fourier (FTIR), o conteúdo de carga, pela técnica gravimétrica e algumas propriedades mecânicas. Os resultados mostraram que houve diferença no grau de conversão e na quantidade de carga presente nos compósitos para dentes posteriores. Ainda, foi observada correlação positiva entre quantidade de carga e resistência à tração diametral e dureza. Desta forma, parece plausível

assumir que a concentração de partículas e a natureza da união entre carga e matriz resinosa são fatores importantes na determinação das propriedades do compósito.

Ainda em 1.990, FEILZER *et al.* estabeleceram a verdadeira redução da tensão de contração através do escoamento do compósito para várias configurações de cavidade. Os autores observaram que a redução da tensão de contração que ocorreu em virtude do escoamento foi dependente do material e do fator de configuração da cavidade. Portanto, quando o fator C é baixo, grande parte da tensão é liberada através do escoamento, mas à medida que o fator C é aumentado, o escoamento torna-se insuficiente para causar a liberação das tensões decorrentes da contração.

Em 1.991, UNO & ASMUSSEN investigaram o efeito de uma reduzida taxa de polimerização na adaptação marginal de cavidades em dentina e na resistência de união à dentina e resistência à tração diametral de compósitos fotoativados por esta técnica. Os autores concluíram que a baixa intensidade de luz melhorou significativamente a adaptação marginal, provavelmente porque esta técnica permitiu maior escoamento do material e concomitante relaxamento da tensão resultante da contração. A associação de baixa intensidade seguida de alta intensidade de luz promove significativa diminuição na largura e extensão da fenda marginal, sem redução das propriedades de resistência do material.

TJAN *et al.*, em 1.992, compararam os efeitos de várias técnicas de inserção de compósitos na formação de microfendas gengivais em cavidades de Classe II. Foram preparadas cavidades mesio-oclusais padronizadas, estando a margem gengival localizada

em cimento. Três técnicas de inserção incremental e duas de incremento único foram examinadas. Nas técnicas incrementais, cada camada foi fotoativada por 30 segundos. Em uma das técnicas de incremento único, a fotoativação foi realizada apenas por oclusal, enquanto na outra, houve fotoativação por vestibular e por lingual além daquela realizada pela superfície oclusal. Todos os corpos-de-prova, independentemente da técnica de inserção utilizada, foram expostos à luz pelo tempo total de 90 segundos. As margens foram pigmentadas com corante vermelho e a discrepância mensurada em cinco locais previamente determinados. Os resultados mostraram que nenhuma técnica foi capaz de eliminar a formação de fenda gengival. Contudo, as técnicas incrementais resultaram em menores discrepâncias marginais. Deste modo, pôde ser concluído que a inserção do compósito em incrementos diminui as fendas decorrentes da contração de polimerização em cavidades de Classe II, cujas margens apresentam-se sem esmalte.

FERRACANE, em 1.992, relacionou diversos fatores, tanto do material quanto da aplicação clínica, que determinam as indicações e limitações dos compósitos em dentes posteriores. A integridade marginal de compósitos em posteriores depende de muitas variáveis, dentre elas a contração de polimerização, expansão térmica, sorção de água e adesão à estrutura dental. A contração de polimerização é causa primária de falha nas margens da restauração. A extensão da contração para um dado material é determinada pela fração volumétrica e composição da resina que polimeriza, bem como da extensão da polimerização. Isto causa significativa tensão na interface dente/restauração. Tem sido advogado que a sorção de água resulta em expansão do material e conseqüente redução da fenda marginal. Outro fator que contribui para melhorar a integridade marginal é a

utilização de sistemas adesivos que promovam adequada união do material restaurador às estruturas dentais. A seleção da correta indicação clínica para o uso deste material influencia de maneira decisiva seu desempenho. Desta forma, o autor concluiu que os compósitos são adequados em relação ao desgaste, propriedades mecânicas e selamento marginal quando utilizados em cavidades conservativas e, que não há dados conclusivos para suportar a extensão destes materiais como substitutos do amálgama.

PIRES *et al.*, em 1.993, avaliaram o efeito da distância da ponta do aparelho fotopolimerizador na intensidade de luz e na microdureza de compósitos. Matrizes com 6 mm de diâmetro por 2 mm de altura foram preenchidas com o compósito. A fotoativação foi realizada por 40 segundos com a ponta do aparelho posicionada em contato com a superfície do material, a 2 mm, a 6 mm ou a 12 mm de distância da superfície do compósito. Em seguida, os corpos-de-prova foram removidos do molde e armazenados por 24 horas para que o enrijecimento pós-polimerização fosse completo. O Número de Dureza Knoop foi obtido para as superfícies do topo e da base. Os resultados mostraram que a intensidade de luz é reduzida pelo aumento da distância da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície do compósito. Quando a intensidade é diminuída, tempos maiores de exposição mantêm a ativação das moléculas do iniciador, fator importante para a polimerização do material. Contudo, a profundidade de polimerização também é reduzida com o aumento da distância da fonte de luz, o que significa que a superfície da base é grandemente influenciada por este fator.

IKEMI & NEMOTO, em 1.994, investigaram o efeito de três tipos de cimentos de ionômero de vidro utilizados como forramento, em relação à tensão de contração de compósitos. Foram utilizados o cimento ionomérico convencional, o fotoativado sistema pó/líquido e o fotoativado pasta única. Os resultados mostraram que a utilização do cimento de ionômero de vidro convencional como forrador, proporcionou menor tensão de contração no compósito. Isto ocorreu, provavelmente, devido ao lento processo de geleificação do material ionomérico, o que pode permitir a liberação de tensões enquanto o compósito polimeriza. O cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável sistema pó/líquido mostrou-se relativamente similar ao convencional. Por outro lado, o sistema de pasta única foi pouco efetivo na redução da tensão de contração do compósito. A partir destes resultados foi possível concluir que o cimento ionomérico utilizado como forramento pode efetivamente reduzir as tensões de contração geradas nos compósitos durante sua polimerização.

A contração de polimerização pode resultar na formação de fendas marginais mesmo quando sistemas de união são utilizados. Desta forma, UNO & SHIMOKOBE, em 1.994, investigaram o efeito da tensão de contração na adaptação marginal de compósitos em cavidades de dentina utilizando três sistemas restauradores. A avaliação foi realizada por meio do ensaio mecânico de resistência de união ao cisalhamento em superfícies planas de dentina de molares humanos e, da adaptação marginal em cavidades com 3,5 mm de diâmetro por 1,5 mm de profundidade. Os autores observaram que quando o compósito é unido às paredes cavitárias seu escoamento diminui, o que resulta em tensão, principalmente na interface, podendo levar a deterioração marginal. Ressaltaram que para a

obtenção de boa adaptação marginal é fundamental que as tensões de contração sejam liberadas através do uso de uma camada de material de baixa viscosidade, inserção do compósito pela técnica incremental de ou pela polimerização lenta do compósito.

KAUFMAN, em 1.994, descreveu sobre o compósito restaurador Z100. Este material é formado pelos monômeros Bis-GMA e TEGDMA, que compõem a matriz resinosa, e por partículas de carga que apresentam regiões de sílica rodeadas por grãos de zircônia. O processo de produção das partículas de carga proporciona um formato arredondado, o que propicia aumentar a quantidade de carga sem sacrificar as características de manipulação do material, além de melhorar o polimento das restaurações. As partículas possuem tamanho médio entre 0,01 e 3,5 μm , o que não requer a adição de sílica fina e confere distribuição homogênea.

MOHSEN & CRAIG, em 1.995, estudaram o efeito da silanização na dispersão de partículas de quartzo e sílica/zircônia nos monômeros usados na formulação de compósitos. Foram utilizados 16 agentes silanos e três métodos de silanização. Os resultados comprovaram que a silanização das partículas de carga permite que maior quantidade dessas partículas seja misturada a determinada quantidade de monômeros. O método de silanização e a escolha do silano têm efeito significativo na quantidade de carga misturada ao monômero para produzir determinada consistência de mistura.

UNTERBRINK & MUESSNER, em 1.995, avaliaram o efeito da variação da intensidade de luz na formação de fenda marginal em cavidade de dentina e em diversas propriedades dos compósitos, utilizando dois sistemas restauradores. Foram utilizadas alta intensidade de luz (em média 450 mW/cm^2) e baixa intensidade (cerca de 250 mW/cm^2). Os resultados mostraram que houve diferença na adaptação marginal e na resistência à flexão entre os dois sistemas quando fotoativados por uma ou outra intensidade de luz, sendo que o compósito Z100 (3M) mostrou grande dependência da intensidade, enquanto o Tetric (Vivadent) obteve relativa efetividade a ambas intensidades de luz. O módulo de flexão para ambos materiais foi menor quando estes foram polimerizados a baixa intensidade. Isto provavelmente representa a contribuição mais importante em relação à alteração na tensão de contração. A contração volumétrica e a profundidade de polimerização não mostraram diferença significativa entre ambas intensidades para os dois materiais. Contudo, compósitos polimerizados a alta intensidade de luz podem levar a redução na qualidade marginal, o que compromete a longevidade dessas restaurações.

FEILZER *et al.*, em 1.995, determinaram a influência da intensidade de luz na integridade da interface dente/restauração e na contração de polimerização de compósitos. Cavidades de Classe V, em forma de V, com profundidade de 1,5 mm e o limite cervical 1 mm além da junção cimento-esmalte foram preparadas e restauradas. Metade dos corpos-de-prova foram fotoativados à baixa intensidade de luz (250 mW/cm^2), enquanto a outra metade foi fotoativada à alta intensidade de luz (650 mW/cm^2). A influência da intensidade de luz na contração de polimerização foi determinada em linômetro, utilizando espécimes com 1,5 mm de espessura. Os resultados mostraram que a integridade da interface

dente/restauração foi significativamente melhorada quando a fotoativação foi realizada à baixa intensidade. Segundo os autores, isto se deve ao comportamento visco-elástico do material. Durante a polimerização, o comportamento do compósito muda do viscoso para o visco-elástico e deste para o elástico, o que leva ao desenvolvimento de tensões quando a restauração está unida às paredes da cavidade. No estágio viscoso, nenhuma tensão se desenvolverá. Já no estágio visco-elástico, as tensões podem ser parcialmente liberadas pelo escoamento, pela deformação elástica ou mesmo pela deflexão da estrutura dental. Como a taxa de conversão determina a taxa de desenvolvimento de tensões de contração e o nível máximo de tensão, qualquer retardo na reação contribuirá para diminuir o desenvolvimento de tensões de contração, além de estender o período de tempo para o escoamento viscoso. Espera-se que a redução de tensões ocorra principalmente durante os primeiros 10 segundos. Neste período a conversão é menor que 50% daquela obtida à alta intensidade de luz. Deste modo, foi possível concluir que o uso de unidades de luz com menores intensidades contribuem para uma melhor integridade da interface.

Ainda em 1.995, WOLTER relacionou diversas características referentes a uma nova classe de materiais, o ORMOCER[®], que refere-se a uma cerâmica organicamente modificada. Este composto apresenta matriz inorgânica (rede de silício – oxigênio) em combinação como monômeros metacrilatos. Partículas de carga de tamanhos específicos (< 0,3 µm) podem ser incorporadas ao ORMOCER[®], em volume superior a 67 %, durante a fabricação de compósitos. A incorporação de carga resulta na queda do valor de contração

volumétrica, que passa de 2 – 8% no ORMOCER® desprovido de carga, para 1 – 3% quando este é acrescido de partículas de carga.

Devido a grande quantidade de compósitos com diferentes consistências disponíveis no mercado para serem utilizados em dentes posteriores, OPDAM *et al.*, em 1.996, compararam a consistência de diversos materiais. Também avaliaram a influência do conteúdo e do tamanho médio das partículas na consistência do material. Observaram que não houve correlação entre tamanho médio das partículas e consistência, contudo, quando o volume de carga era maior, a consistência do material também era aumentada, mostrando correlação positiva entre eles.

Em 1.996, MIYAZAKI *et al.* investigaram a relação entre resistência à fratura e à flexão e variações na intensidade e no tempo de exposição à luz. As combinações intensidade de luz/tempo de exposição empregadas foram: 400 mW/cm² por 30 segundos; 200 mW/cm² por 60 segundos, ou; 100 mW/cm² por 120 segundos. Os resultados não mostraram diferença estatística nas propriedades mecânicas para qualquer uma das combinações de fotoativação, pois parece que o grau de conversão final dos compósitos pode ser o mesmo. Assim, os autores concluíram que o processo de polimerização é mais dependente do total de energia disponível que da intensidade de luz propriamente dita.

VENHOVEN *et al.*, em 1.996, determinaram a influência da variação da concentração do iniciador e do ativador na taxa de polimerização de resinas metacrilato.

Avaliaram, ainda, o tempo mínimo aceitável de exposição da luz para a polimerização. Foram confeccionados corpos-de-prova com 5 mm de diâmetro por 1,5 mm de espessura e, em seguida, fotoativados por 10, 20 ou 60 segundos. A partir dos resultados foi possível observar que a redução tanto do agente redutor quanto do fotoiniciador efetivamente diminui a velocidade de polimerização, sem necessariamente reduzir a conversão final. Isto poderia ter influência na integridade da interface dente/restauração, de maneira similar à redução da intensidade de luz. Tempos de 20 e 60 segundos resultaram em cerca de 64% de conversão das duplas ligações após 2 horas. Tempos menores promoveram a polimerização da resina apenas na área diretamente exposta aos raios de luz, enquanto o tempo de 60 segundos proporcionou polimerização de 3 mm na periferia do feixe de luz.

PEUTZFELDT, em 1.997, descreveu e discutiu sobre a evolução dos sistemas de monômeros odontológicos, ressaltando novas abordagens para a modificação e conseqüente otimização do desempenho de compósitos restauradores. O monômero Bis-GMA, volumoso e de caráter bifuncional, mostrou-se superior ao metil metacrilato, devido à estrutura química e ao elevado peso molecular, que proporciona menor volatilidade, menor contração de polimerização, enrijecimento mais rápido e produção de resinas mais fortes e rígidas. A alta viscosidade do Bis-GMA é diminuída através da mistura com monômeros dimetacrilatos de menor peso molecular, de modo a obter consistência favorável à incorporação de carga. Os monômeros mais freqüentemente utilizados como diluentes são o EGDMA (etileno glicol dimetacrilato) e o TEGDMA. Essa diluição resulta em elevada contração de polimerização devido à diminuição dos espaços entre os monômeros. Decisivamente, a contração de polimerização é um dos fatores que determinam a

longevidade de restaurações com compósitos. A extensão da contração de polimerização depende, entre outras coisas, do peso molecular e da funcionalidade do monômero. Desta forma, o volume dos grupos aromáticos da parte central da molécula de Bis-GMA causa barreiras à rotação ao redor das ligações, resultando em diminuição do grau de conversão. Assim, a resistência, dureza e certamente outras propriedades mecânicas são influenciadas não apenas pelo grau de conversão, mas também pela natureza das unidades monoméricas que formam o polímero. A natureza polar das resinas dimetacrilato resulta em absorção de água do meio bucal, o que causa enfraquecimento da matriz resinosa, desunião entre matriz e partícula e degradação hidrolítica das partículas com subsequente redução nas propriedades mecânicas. No intuito de minimizar a sorção de água, homólogos do Bis-GMA foram desenvolvidos como o Bis-EMA (Bisfenol A-etileno metacrilato), onde a hidroxila foi eliminada. Um outro grupo de monômeros que tem sido utilizado na fabricação de compósitos restauradores odontológicos é o UEDMA (uretano etil dimetacrilato). Este monômero pode ser usado sozinho ou em combinação com o Bis-GMA ou TEGDMA. As vantagens atribuídas ao UEDMA são a menor viscosidade, maior flexibilidade da terminação uretano e alto peso molecular, além de elevado grau de conversão. Outros monômeros vêm sendo desenvolvidos e estudados na tentativa de obter um material que supra todas as necessidades clínicas. A autora concluiu que embora o desempenho de um compósito seja o resultado da inter-relação entre todos os componentes presentes no material, uma mudança no sistema de monômeros pode resultar em significativa melhora nas propriedades e no desempenho, bem como na expansão de suas indicações.

HANSEN & ASMUSSEN, em 1.997, avaliaram a relação entre profundidade de polimerização e distância da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície de compósitos. Foi observado que a profundidade de polimerização foi reduzida de maneira linear com o aumento da distância entre a ponta do aparelho e a superfície do compósito. A relação entre intensidade de luz e distanciamento da fonte de luz é dependente de diversos fatores, entre eles o grau de divergência do feixe de luz, sendo que quanto mais paralelo for o feixe, menor será a perda de luz.

ASMUSSEN & PEUTZFELDT, em 1.998, estudaram o efeito do UEDMA, Bis-GMA e TEGDMA nas propriedades mecânicas de compósitos experimentais. Foram preparadas 30 misturas com diferentes proporções de monômeros, sendo que a quantidade de carga, iniciador e ativador foram mantidos constantes. A molécula do UEDMA caracteriza-se por ser de alto peso molecular, porém flexível. Isto é possível graças a sua forma estrutural, que ao contrário do BisGMA, é desprovida de anéis benzênicos no centro da cadeia. Por outro lado, o monômero TEGDMA possui baixo peso molecular, sendo desta forma, considerado um diluente. Monômeros cujas moléculas são mais flexíveis possuem maior grau de conversão e maior velocidade de reação, pois a luz difunde-se melhor. Os resultados mostraram que a resistência à tração diametral e à flexão e o módulo de elasticidade foram influenciados pela composição do monômero, ou seja, pela natureza do copolímero que constitui a matriz resinosa.

KORAN & KÜRSCHNER, em 1.998, compararam um método de fotoativação de dois passos ao método contínuo convencional em relação ao desenvolvimento, grau e

profundidade de polimerização, quantidade de contração, viscosidade, adesão e dureza superficial do compósito. A técnica de dupla intensidade, a qual consistiu na aplicação inicial de uma baixa intensidade (aproximadamente 150 mW/cm^2) durante 10 segundos, seguida pela utilização da alta intensidade de luz (cerca de 700 mW/cm^2), por mais 30 segundos, produziu resultados superiores. O emprego desta técnica resultou em menor viscosidade, grau de conversão e contração após os 10 primeiros segundos de fotoativação. No entanto, ao final de 40 segundos proporcionou um material com características comparáveis àquele obtido quando o método contínuo foi utilizado. A menor viscosidade conseguida inicialmente pela aplicação da luz seqüencial permitiu melhor escoamento do material durante os estágios iniciais da polimerização, o que resultou em melhor adaptação marginal. Os autores concluíram que a utilização do método de fotoativação de dupla intensidade provê restaurações com melhor adaptação marginal sem que haja prejuízo nas propriedades finais do material.

Em 1.998, LEINFELDER & PRASAD relacionaram diversas características e propriedades do compósito de alta viscosidade Alert[®]. Este material é o resultado de modificações tanto da matriz orgânica quanto da parte inorgânica. O Alert[®] apresenta em sua composição cerca de 83,5 %, em peso, de carga, que está dispersa em uma matriz resinosa, cujo monômero principal é o PCDMA (policarbonato dimetacrilato). De acordo com os autores, esta molécula propicia que mais duplas ligações de carbono (C=C) sejam convertidas em ligações simples, cujo comprimento é maior em relação às duplas ligações, o que compensa a contração de polimerização. Devido às características da parte inorgânica

do material, que apresenta tanto carga convencional quanto filamentar, os autores consideram este material com propriedades condensáveis, semelhantemente ao amálgama.

ASMUSSEN, em 1.998, analisou a direção da contração de compósitos ativados por luz. O material foi inserido, com leve excesso, no interior de moldes metálicos cilíndricos com diferentes alturas. A fotoativação foi realizada ou do lado que apresentava leve excesso, ou do lado que estava nivelado ao molde. Tanto a depressão quanto a saliência causadas no material foram mensuradas. Foi observado que para os corpos-de-prova irradiados do lado que possuía leve excesso, ambas extremidades do compósito contido dentro do molde curvaram-se em direção à luz. À medida que a espessura aumentou, tanto a saliência na superfície irradiada quanto a depressão na superfície oposta aumentaram. Por outro lado, quando a fotoativação foi realizada do lado onde o material estava nivelado à margem do molde, a contração ocorreu em direção oposta à fonte de luz. Desta forma, o autor concluiu que a contração de compósitos depende da direção da luz, da união do compósito ao substrato e da espessura de material.

WATTS & AL-HINDI, em 1.998, avaliaram o método de fotoativação de dupla intensidade ou “*soft-start*” para verificar se tal procedimento é benéfico. Os compósitos empregados foram analisados quanto ao grau de conversão, a cinética de deformação durante a contração, a profundidade de polimerização, a dureza superficial e o módulo. A baixa intensidade de luz inicial causou 40 % de conversão e profundidade de polimerização de 1,8 mm, contudo a contração volumétrica a 10 segundos, foi de apenas 0,1 %, sugerindo apreciável escoamento. O módulo também foi reduzido para 35 – 50 % do “normal”, o que

significa que a tensão de contração inicial foi grandemente reduzida. As propriedades finais não foram comprometidas pela fotoativação de dupla intensidade. Assim, foi possível concluir que o regime de polimerização “*soft-start*” é benéfico, pois altera a cinética de polimerização e conseqüentemente a contração, sem causar efeitos adversos nas propriedades finais do material.

BAYNE *et al.*, em 1.998, estudaram uma série de propriedades dos compósitos de baixa viscosidade. Segundo os autores, os compósitos fluidos foram introduzidos no mercado no final de 1.996, pouco antes da introdução dos compósitos de alta viscosidade. Estes materiais foram criados para conter o mesmo tipo de partículas de carga dos compósitos híbridos, porém em menor quantidade, permitindo a redução da viscosidade do material. De uma forma geral, os compósitos fluidos demonstraram pior desempenho em todos os testes de propriedades mecânicas quando comparados aos híbridos. Ainda, devido a menor quantidade de carga, os autores esperaram a ocorrência de maior contração de polimerização. Apesar das propriedades inferiores, os compósitos de baixa viscosidade mostraram excelente fluidez, o que dependendo da aplicação clínica constitui uma característica importante do material.

VERSLUIS *et al.*, em 1.998, avaliaram 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. De acordo com os autores, a determinação experimental direta dos vetores de contração é muito difícil. Desta forma, seu entendimento tem sido baseado apenas na interpretação de observações indiretas, em particular, pela

formação de fendas marginais. Os resultados mostraram que quando o compósito contrai livremente, a contração se dá em direção à primeira camada de material polimerizado. Isto ocorre devido ao escoamento, que se refere ao transporte de massa dentro de um meio viscoso, que se processa a partir das camadas mais profundas, uma vez que a reação é mais lenta nestas regiões. Por outro lado, se a contração for restringida, ou seja, se houver uma efetiva união às paredes cavitárias, os vetores de contração serão direcionados a estas paredes e o escoamento se dará a partir da superfície livre da restauração.

Em 1.998, TOLIDIS *et al.* mediram a contração de polimerização volumétrica de compósitos quando associados ou não a forramento de cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Foi observada uma redução de 41% na contração de polimerização quando o cimento de ionômero de vidro foi utilizado sob o compósito. A provável explicação parece estar relacionada com a capacidade deste material de absorver as tensões geradas pela contração de polimerização. Isto se deve ao fato do baixo módulo de flexão da cadeia polimérica recém-formada no cimento de ionômero de vidro modificado por resina conferir uma matriz altamente flexível. A somatória desses fatores resulta em menor contração de polimerização volumétrica do compósito, uma vez que forramento ionomérico se mostra capaz de absorver parte das tensões geradas pela contração.

SAKAGUCHI & BERGE, em 1.998, avaliaram a relação entre a densidade de energia de luz para a polimerização, grau de conversão e contração de polimerização pós-polimerização, com o objetivo de verificar se o grau de conversão e a contração estão relacionados ao método de aplicação da luz. O compósito foi inserido em moldes metálicos

com 5,4 mm de diâmetro por 1,7 mm de espessura e, em seguida, fotoativados por 40 segundos com a ponta do aparelho fotopolimerizador posicionada a 7,0 mm da superfície do corpo-de-prova. As intensidades de luz foram variadas. No grupo controle a intensidade foi de 337 mW/cm², nos outros três grupos foi correspondente a 71%, 49% e 31%, respectivamente, daquela do grupo controle, enquanto no quinto grupo foram empregadas duas intensidades, inicialmente 241 mW/cm² (o que corresponde a 71% daquela do grupo controle) durante 20 segundos, seguida por 337 mW/cm² por 20 segundos adicionais. Os resultados mostraram que a aplicação de duas intensidades de luz pode oferecer oportunidade de reduzir a contração de polimerização, enquanto não altera significativamente o grau de conversão. Isto pode estar relacionado à diminuição da taxa de deformação pela contração, o que permite o relaxamento das tensões. Uma redução moderada na densidade de energia de luz parece ter efeito benéfico na contração de polimerização, pois parece que o processo de polimerização é mais dependente do total de energia que da intensidade apenas.

Em 1.998, TARLE *et al.* analisaram o efeito da polimerização pulsátil na qualidade de compósitos, através da determinação do grau de conversão e da contração de polimerização. Os resultados mostraram que o grau de conversão foi significativamente maior quando o método de fotoativação pulsátil, através de laser, foi utilizado, ao mesmo tempo em que os valores de contração foram significativamente diminuídos. Segundo os autores, isto se deve ao fato de que os pulsos foram muito curtos (cerca de 20 nanosegundos), o que permitiu que ocorresse o resfriamento e o escoamento do material entre cada pulso.

Ainda no ano de 1.998, ANUSAVICE descreveu sobre os compósitos odontológicos. Em um breve histórico o autor relata que o desenvolvimento da molécula do Bis-GMA, por Bowen, e o emprego de um silano para revestir as partículas de carga, de modo que estas tivessem união química à resina, foi um grande avanço no desenvolvimento dos compósitos odontológicos. Esses materiais são compostos por uma matriz resinosa formada por monômeros, sendo que os mais comuns são o Bis-GMA, UEDMA e TEGDMA que através de uma reação de polimerização por adição promovem o enrijecimento do material, apresenta ainda, um sistema ativador-iniciador, pigmentos e radiopacificantes; por partículas de carga, que têm a função de melhorar as propriedades dos compósitos, e; por um agente de união, geralmente um silano orgânico, de caráter bifuncional, cuja finalidade é unir quimicamente as partículas de carga à matriz resinosa. Segundo o autor, as diferenças no sistema ativador-iniciador resultam em compósitos de ativação química, que foram os primeiros comercialmente disponíveis e que apresentavam-se no sistema de duas pastas que requeria correta proporção e adequada mistura, além de possuírem tempo de trabalho limitado, e; em compósitos de ativação física, inicialmente pela luz ultravioleta e posteriormente pela luz visível. Estes vieram para substituir os quimicamente ativados, uma vez que mostraram apresentar propriedades melhoradas. Independentemente do método de ativação, os compósitos odontológicos contraem durante o processo de polimerização. Entretanto, compósitos ativados por luz sofrem, ainda, a influência da fonte de luz no que se refere à direção de contração, que parece ser direcionada para a luz, e à profundidade de polimerização. Por fim, apesar de vários sistemas de classificação terem sido propostos, o método para classificar compósitos mais comumente empregado baseia-se no tamanho médio das partículas de carga. Assim, são

chamados de compósitos de macropartículas ou convencionais (8 – 12 μm), de micropartículas (0,04 – 0,4 μm), de partículas pequenas (1 – 5 μm) e híbridos (0,6 – 1,0 μm).

BURGESS *et al.*, em 1.999, mensuraram a resistência à flexão, módulo de elasticidade, dureza, profundidade de polimerização, microinfiltração e formação de fenda marginal em restaurações de Classe V em relação ao aparelho fotopolimerizador empregado, se de dupla intensidade (“*soft-curing*”) ou convencional de alta intensidade (“*hard-curing*”). Os resultados mostraram que a polimerização em duas fases não eliminou a contração de polimerização, porém proporcionou tempo para que o material escoasse a partir das superfícies livres e resultasse em melhor adaptação marginal. Este tipo de fotoativação produz, ainda, adequada profundidade de polimerização, dureza e resistência à flexão ao compósito.

UNTERBRINK & LIEBENBERG, em 1.999, em uma revisão relacionaram diversos fatores que afetam o sucesso clínico de restaurações realizadas com compósitos. Segundo os autores, a odontologia adesiva poderia ser resumida como uma simples relação entre união e tensão. Se a união pode suportar a tensão, a técnica restauradora terá sucesso. Diversos fatores estão relacionados às tensões de contração, como a cinética de polimerização, que envolve a composição do monômero e sistema catalisador, temperatura ambiente, intensidade de luz e translucidez do compósito.

KINOMOTO *et al.*, em 1.999, examinaram a distribuição e a magnitude das tensões internas em compósitos autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis resultantes da contração de polimerização. Os resultados da Microscopia de Análise Fotoelástica mostraram que a distribuição das tensões nos dois tipos de compósitos foi semelhante, enquanto, por outro lado, as magnitudes foram diferentes. Isto está intimamente relacionado à velocidade de reação, que é muito maior nos compósitos ativados por luz, e conseqüentemente à capacidade de escoamento. Desta forma, se técnicas de polimerização lenta são empregadas, as tensões geradas internamente podem ser significativamente reduzidas.

Em 1.999, LOVELL *et al.* investigaram o comportamento da reação entre Bis-GMA/TEGDMA em função da intensidade de luz, temperatura durante a polimerização e proporção entre ambos os monômeros. Os resultados sugeriram que a molécula do Bis-GMA é bastante reativa, entretanto, seu alto peso molecular e alta viscosidade, associados à baixa mobilidade e flexibilidade, restringe a taxa final de conversão a valores inferiores a 30% quando polimerizado na forma pura. Deste modo, a mistura com o monômero diluente TEGDMA, que apresenta alta mobilidade e flexibilidade, além de baixo peso molecular, favorece a diminuição da viscosidade, o que contribui para aumentar a taxa de polimerização. A maior taxa de polimerização foi observada quando as amostras continham cerca de 50 e 75%, em peso, de Bis-GMA. Quando a intensidade de luz e/ou a temperatura aumentaram, ocorreu uma maior mobilidade das moléculas do sistema, o que resultou em maiores valores de conversão.

ASMUSSEN & PEUTZFELDT, em 1.999, investigaram a direção da contração de compósitos ativados por luz em relação à união e à espessura do material. Os resultados demonstraram um complexo padrão de contração dos compósitos. A união do material a um substrato tem um significativo efeito no seu deslocamento em direção à fonte de luz. A espessura do compósito que polimeriza também influencia na direção da contração. Contudo, segundo os autores, a determinação exata de tais relações ainda não está clara.

BOUSCHLICHER *et al.*, em 2.000, avaliaram o efeito da intensidade de luz no grau de conversão de compósitos em relação ao método de aplicação de luz, se de dupla intensidade (de dois passos) ou contínuo de alta intensidade. Os autores verificaram, a partir da análise dos resultados, que o grau de conversão para ambas as técnicas de fotoativação foi equivalente, o que significa que a fotoativação pelo método de dupla intensidade não resultou na diminuição das propriedades mecânicas finais do material.

3- PROPOSIÇÃO

Em virtude da problemática decorrente da contração de polimerização inerente dos compósitos este trabalho tem como objetivos:

- 1- Mensurar a fenda formada pela contração de polimerização de materiais restauradores resinosos com diferentes composições e viscosidades, quando três métodos de fotoativação são empregados;
- 2- Verificar o comportamento de contração segundo a região do corpo-de-prova.

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4.1. Materiais

Para a realização da pesquisa foram utilizados sete compósitos restauradores, sendo três de alta viscosidade (Alert, Surefil, P60), três de viscosidade regular (Z100, Z250, Definite) e um de baixa viscosidade (Flow-it).

A Tabela 1 apresenta os produtos comerciais, os fabricantes e lotes. Na Tabela 2 é mostrada a composição dos materiais, tanto da matriz orgânica quanto da inorgânica, além da quantidade de carga.

Tabela 1. Compósitos restauradores utilizados, com seus respectivos fabricantes e lotes.

COMPÓSITO	FABRICANTE	LOTE
Alert	Jeneric/Pentron, Wallingford, USA	8509.51 e 8409.22
Surefil	Dentsply/Caulk, Mildford, USA	990205 e 990224
P60	3M, St.Paul, MN, USA	9AU 2002-05
Z100	3M, St.Paul, MN, USA	9RX 2002-07
Z250	3M, St.Paul, MN, USA	9BA 2002-07
Definite	Degussa-Hüls, Hanau, Germany	0996226
Flow-it	Jeneric/Pentron, Wallingford, USA	26653 N05B

Tabela 2. Composição da matriz orgânica e/ou inorgânica e quantidade de carga, em volume, dos compósitos restauradores utilizados no estudo.

COMPOSIÇÃO			
COMPÓSITO	Matriz orgânica/inorgânica	Carga	% em volume (carga)
Alert	PCDMA	Vidro de boro-silicato	70*
	Dimetacrilato difenol-A etoxilado	de bário; sílica e carga	
	Dietil amino etil metacrilato	filamentar	
Surefil	Resina Bis-GMA uretano modificada	Borosilicato de flúor-alumínio e bário silanizado; Sílica coloidal	66*
P60	Bis-GMA, UEDMA, Bis-EMA	Zircônia/Sílica	61**
Z100	Bis-GMA, TEGDMA	Zircônia/Sílica	66**
Z250	Bis-GMA, UEDMA, Bis-EMA	Zircônia/Sílica	60**
Definite	Matriz cerâmica organicamente modificada (ORMOCER)	Vidro de bário e sílica	88**
Flow-it	Bis-GMA etoxilato, TEGDMA	Vidro de bário, sílica e dióxido de titânio	55**

* Fonte: Dental Advisor, 6 (10): 4, nov. 1999.

** Informações do fabricante.

OBS.: A quantidade de carga do compósito Definite inclui a porção inorgânica presente no ORMOCER, segundo comunicação pessoal do fabricante.

4.2. Método

4.2.1. Obtenção dos corpos-de-prova:

Para a obtenção dos corpos-de-prova foram utilizadas matrizes metálicas de forma circular, medindo 7,0 mm de diâmetro interno e 11,5 mm de diâmetro externo por 2 mm de altura (Figura 1). Os corpos-de-prova foram confeccionados em temperatura controlada de $23 \pm 1^\circ\text{C}$ e umidade relativa de $50 \pm 10\%$.

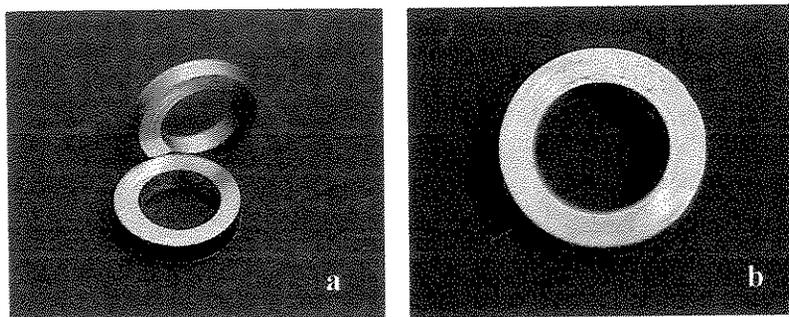


Figura 1. Matrizes metálicas utilizadas para inserir o compósito restaurador: a) vista lateral; b) vista superior

Cada matriz foi posicionada sobre uma tira de poliéster e esta sobre uma placa de vidro de 20 mm de espessura (Figura 2). O compósito restaurador foi inserido no interior da matriz e sua superfície coberta por outra tira de poliéster e, em seguida, pressionado por uma lâmina de vidro.

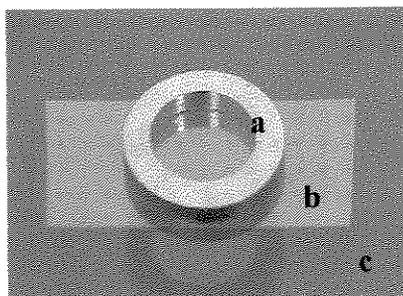


Figura 2. Matriz metálica (a) posicionada sobre a tira de poliéster (b) e ambas sobre a placa de vidro (c).

Os compósitos Z100, Z250, P60 e Surefil foram inseridos na matriz com o auxílio de uma espátula apropriada (Thompson) e acomodados com condensadores (Fig.3a). O Definite foi inserido na matriz metálica com um dispositivo semelhante a uma pistola, cuja extremidade foi adaptada a uma ponta que continha o material restaurador (Fig.3b). O compósito Alert foi inserido através de um dispositivo semelhante a um porta-amálgama, contido na embalagem do produto para esta finalidade e, em seguida, compactado com calcadores fornecidos pelo próprio fabricante (Fig. 3c e 3d). Por fim, o compósito de baixa viscosidade, Flow-it, foi injetado no interior da matriz por meio de uma ponta semelhante à agulha, que se adapta na seringa onde o material é fornecido (Fig. 3e). A fotoativação dos compósitos foi realizada através de um dos três métodos: A- luz contínua, B- dupla intensidade de luz ou; C- luz intermitente:

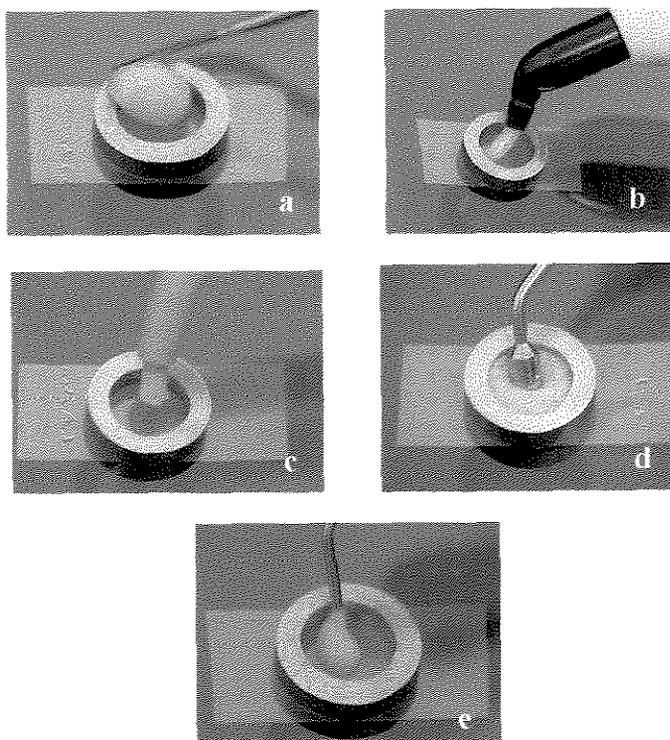


Figura 3. Inserção dos compósitos: a) inserção por meio de espátula Thompson; b) inserção do compósito Definite; c) inserção do Alert; d) condensação do Alert; e) inserção do Flow-it.

A- No método de fotoativação por luz contínua, a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada junta, porém sem tocar, ao conjunto matriz metálica/material restaurador. A intensidade de luz foi sempre aferida por um radiômetro, sendo geralmente em torno de 500 mW/cm^2 . Os compósitos foram fotoativados pelo tempo de 40 segundos, utilizando aparelho XL 1.500 (3M, St. Paul, MN, USA).

B- Para a fotoativação pelo método de dupla intensidade de luz, o mesmo aparelho foi utilizado. Entretanto, nos primeiros 10 segundos a ponta do aparelho fotopolimerizador foi posicionada a aproximadamente 1,5 cm de distância do conjunto matriz metálica/material restaurador, através da utilização de um espaçador confeccionado para esta finalidade. Isto proporcionou uma intensidade de luz de cerca de 150 mW/cm^2 . Em seguida, a ponta do aparelho foi posicionada junta, porém sem tocar, ao conjunto matriz metálica/material restaurador. Isto resultou no aumento da intensidade de luz para um valor de aproximadamente 500 mW/cm^2 , sendo mantida pelo tempo adicional de 30 segundos, totalizando 40 segundos de fotoativação.

C- O terceiro método testado foi a fotoativação por luz intermitente. O aparelho utilizado foi desenvolvido na Área de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Este aparelho proporcionou aproximadamente meio segundo de luz a uma intensidade de 450 mW/cm^2 , seguido de cerca de meio segundo de ausência de luz. O tempo total de fotoativação utilizado para este método foi de 60 segundos.

Desta forma, foram confeccionados 168 corpos-de-prova, os quais foram divididos em 21 grupos de 8 corpos-de-prova cada, de acordo com o material restaurador e o método de fotoativação utilizado. Assim:

Grupo I (AC): compósito restaurador de alta viscosidade Alert (Jeneric/Pentron) fotoativado pelo método por luz contínua.

Grupo II (AD): compósito restaurador de alta viscosidade Alert (Jeneric/Pentron) fotoativado pelo método de dupla intensidade de luz.

Grupo III (AP): compósito restaurador de alta viscosidade Alert (Jeneric/Pentron) fotoativado pelo método por luz intermitente.

Grupo IV (SC): compósito restaurador de alta viscosidade Surefil (Dentsply) fotoativado pelo método por luz contínua.

Grupo V (SD): compósito restaurador de alta viscosidade Surefil (Dentsply) fotoativado pelo método de dupla intensidade de luz.

Grupo VI (SP): compósito restaurador de alta viscosidade Surefil (Dentsply) fotoativado pelo método por luz intermitente.

Grupo VII (PC): compósito restaurador de alta viscosidade P60 (3M) fotoativado pelo método por luz contínua.

Grupo VIII (PD): compósito restaurador de alta viscosidade P60 (3M) fotoativado pelo método de dupla intensidade de luz.

Grupo IX (PP): compósito restaurador de alta viscosidade P60 (3M) fotoativado pelo método por luz intermitente.

Grupo X (Z1C): compósito restaurador de média viscosidade Z100 (3M) fotoativado pelo método por luz contínua.

Grupo XI (Z1D): compósito restaurador de média viscosidade Z100 (3M) fotoativado pelo método de dupla intensidade de luz.

Grupo XII (Z1P): compósito restaurador de média viscosidade Z100 (3M) fotoativado pelo método por luz intermitente.

Grupo XIII (Z2C): compósito restaurador de média viscosidade Z250 (3M) fotoativado pelo método por luz contínua.

Grupo XIV (Z2D): compósito restaurador de média viscosidade Z250 (3M) fotoativado pelo método de dupla intensidade de luz.

Grupo XV (Z2P): compósito restaurador de média viscosidade Z250 (3M) fotoativado pelo método por luz intermitente.

Grupo XVI (DC): compósito restaurador de média viscosidade Definite (Degussa) fotoativado pelo método por luz contínua.

Grupo XVII (DD): compósito restaurador de média viscosidade Definite (Degussa) fotoativado pelo método de dupla intensidade de luz.

Grupo XVIII (DP): compósito restaurador de média viscosidade Definite (Degussa) fotoativado pelo método por luz intermitente.

Grupo XIX (FC): compósito restaurador de baixa viscosidade Flow-it (Jeneric/Pentron) fotoativado pelo método por luz contínua.

Grupo XX (FD): compósito restaurador de baixa viscosidade Flow-it (Jeneric/Pentron) fotoativado pelo método de dupla intensidade de luz.

Grupo XXI (FP): compósito restaurador de baixa viscosidade Flow-it (Jeneric/Pentron) fotoativado pelo método por luz intermitente.

Em seguida, tanto a superfície irradiada quanto a oposta dos corpos-de-prova foram apainadas e polidas utilizando lixa d'água de granulação decrescente 320, 400, 600 e 1.200. Desta forma, foi possível remover o excesso de compósito e obter uma superfície

plana, o que propiciou a mensuração da fenda formada entre material restaurador e matriz metálica.

Os corpos-de-prova foram mantidos em temperatura ambiente por 24 ± 1 hora antes da medição da fenda.

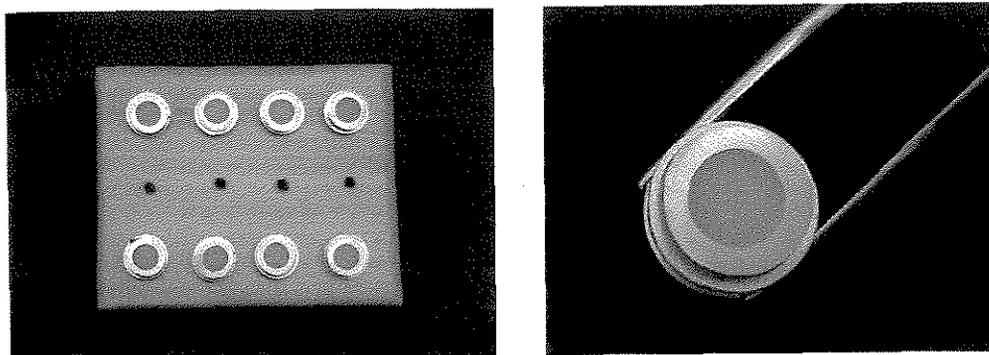


Figura 4. Corpos-de-prova polidos e montados em *stubs* para a análise em Microscopia Eletrônica de Varredura.

4.2.2. Mensuração da fenda formada entre material restaurador e matriz metálica:

Transcorridas 24 ± 1 hora após a fotoativação, os corpos-de-prova foram fixados em *stubs* metálicos com fita adesiva carbonada (Figura 4) para serem mensurados em microscopia eletrônica de varredura sob baixo vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England), utilizando o *software* do microscópio. Para a leitura da largura da fenda formada entre o compósito restaurador e a superfície interna da matriz metálica, foi utilizado aumento médio de 1.500X.

As medidas foram obtidas em quatro pontos, correspondentes a 3, 6, 9 e 12 horas, usando como referência a fenda formada entre matriz metálica e material restaurador (Figura 5). Os valores das medidas da largura da fenda formada entre material restaurador e

matriz metálica foram obtidos em micrometros. Apenas uma medida foi obtida em cada posição e, posteriormente, a média aritmética calculada. Inicialmente, as leituras foram feitas na região de superfície dos corpos-de-prova de cada grupo, sendo em seguida virados e fixados nos *stubs* para a leitura da região de base.

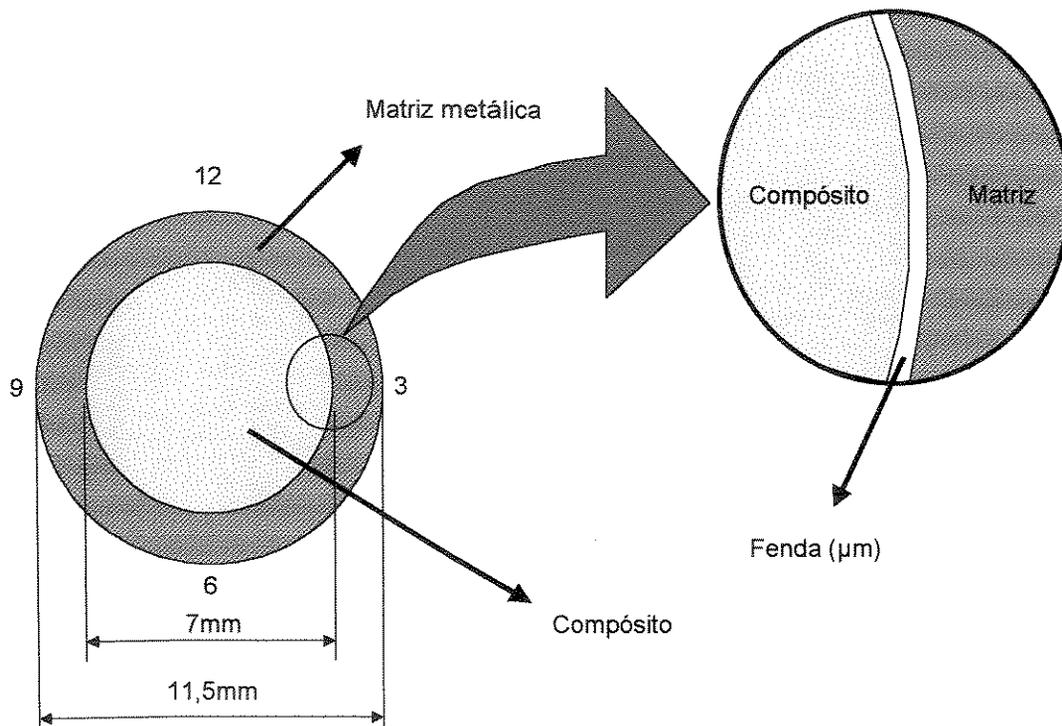


Figura 5. Desenho esquemático da matriz utilizada na região de leitura na interface metal/composto.

4.2.3. Obtenção das fotomicrografias das fendas formadas entre material restaurador e matriz metálica:

Para a realização desta fase do experimento, dois corpos-de-prova representativos de cada material para cada método de fotoativação, foram selecionados. Em seguida, foram cobertos com liga de ouro-paládio sob alto vácuo em metalizador (Bal-tec SCD 050, Germany) de modo que a fenda formada entre material restaurador e superfície interna da matriz metálica fosse fotografada no Microscópio Eletrônico de Varredura, sob alto vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England).

4.2.4. Análise estatística:

Os dados foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey para verificar diferenças entre os materiais, métodos e regiões dos corpos-de-prova.

5 - RESULTADOS

Os dados originais obtidos através da mensuração da fenda de contração na interface metal-compósito, para as variáveis região, método de fotoativação e compósito, estão registrados nas Tabelas 8, 9, 10, 11, 12 e 13 (Apêndice). Os valores foram submetidos à análise de variância multifatorial (ANOVA) e, subsequentemente, as médias foram comparadas pelo Teste de Tukey, ao nível de 5% de significância, e estão apresentadas nas Tabelas 3, 4, 5, 6 e 7 e Figuras 6, 7, 8, 9 e 10.

De acordo com a Tabela 3 e a Figura 6, a região da base dos corpos-de-prova mostrou valores de contração de polimerização maiores, diferindo estatisticamente da região superficial ($p < 0,05$), independente do compósito e método de polimerização utilizado.

No que se refere ao método de polimerização empregado, a ativação por luz contínua mostrou maior média de contração e diferiu estatisticamente dos métodos por luz intermitente e dupla intensidade de luz, independente do compósito e da região do corpo-de-prova. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os métodos de dupla intensidade e de luz intermitente ($p < 0,05$), como pode ser visto na Tabela 4 e Figura 7.

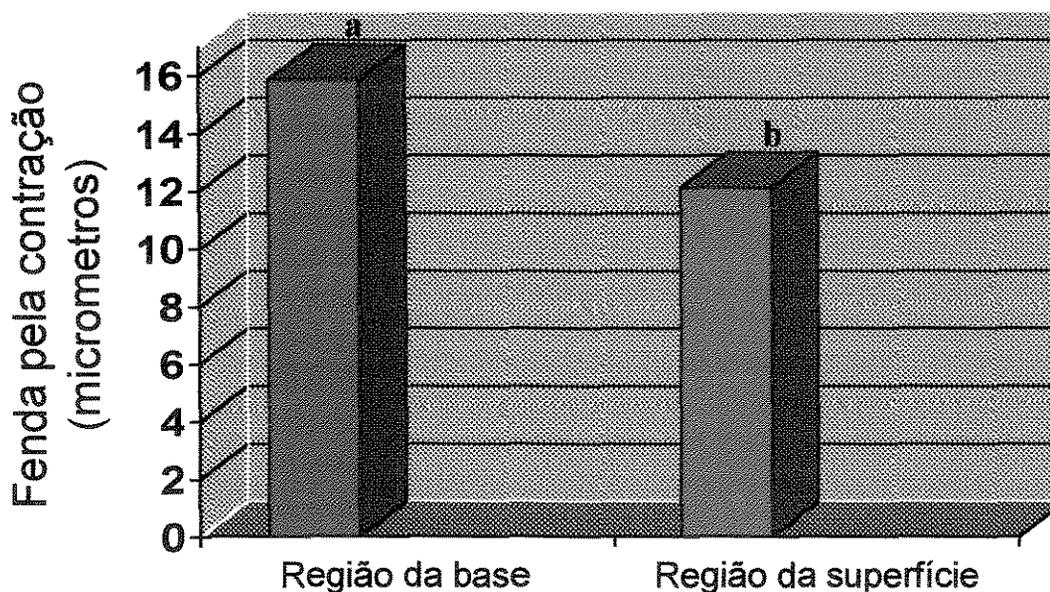
Foi possível verificar na Tabela 5 e Figura 8 que, independentemente do método de fotoativação ou da região analisada, o compósito de baixa viscosidade Flow-it foi o que apresentou a maior fenda de contração, diferindo estatisticamente de todos os outros materiais ($p < 0,05$). Os compósitos Z100 e Definite tiveram valores de fenda de contração

intermediários e não diferiram entre si ($p>0,05$). Já os compósitos de alta viscosidade Alert, Surefil e P60, além do compósito Z250, mostraram os menores valores de fenda de contração, sem diferença estatisticamente significativa entre si ($p<0,05$).

Tabela 3. Médias de fenda pela contração de polimerização (em μm), segundo a região analisada, independente do compósito e do método de polimerização.

Região	Média (μm)		Desvio Padrão
Região da base	15,84	a	6,73
Região da superfície	12,11	b	4,36

Médias seguidas por letras distintas são estatisticamente diferentes entre si ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



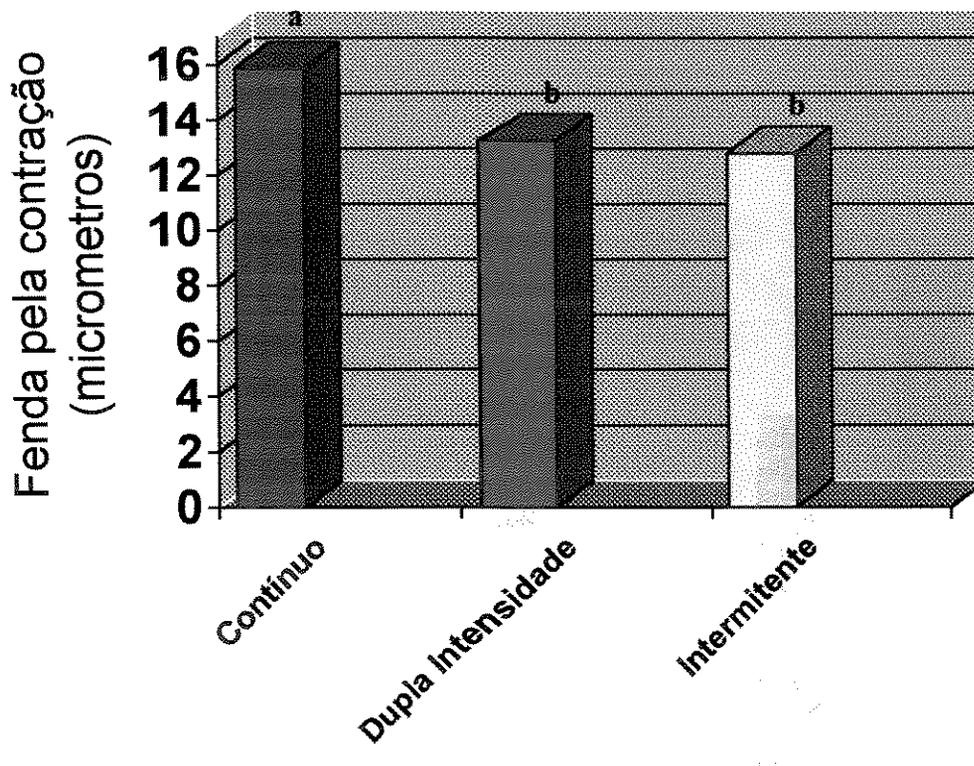
Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.

Figura 6. Ilustração gráfica dos valores médios da fenda pela contração de polimerização (em μm) segundo a região analisada, independente do tipo de compósito e do método de polimerização.

Tabela 4. Médias das fendas pela contração de polimerização (em μm), após diferentes métodos de fotoativação, independente do tipo de compósito e da região.

Método de fotoativação	Média (μm)	Desvio Padrão
Contínuo	15,88 a	6,61
Dupla intensidade	13,26 b	5,65
Intermitente	12,79 b	5,10

Médias seguidas por letras distintas são estatisticamente diferentes entre si ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



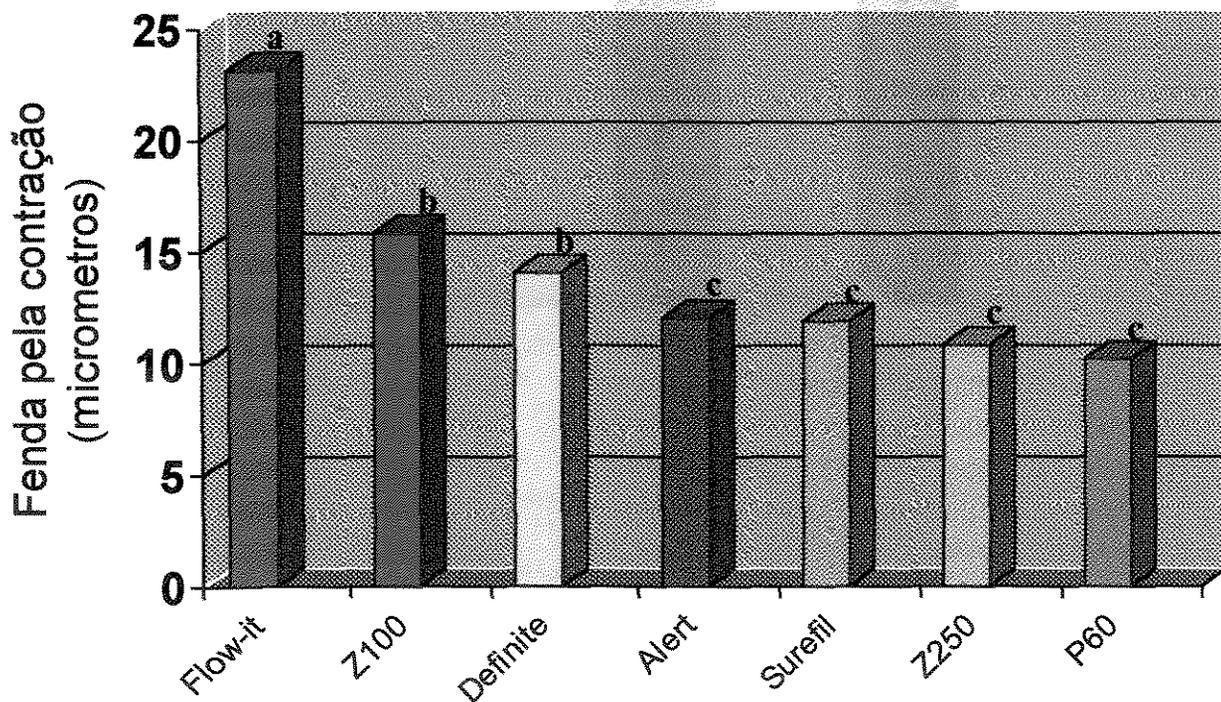
Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.

Figura 7. Ilustração gráfica dos valores médios de fenda pela contração (em μm) para diferentes métodos de fotoativação, independente do tipo de compósito e da região.

Tabela 5. Médias da fenda pela contração de polimerização (em μm) segundo o compósito utilizado, independente da região e do método de polimerização.

Compósito	Média (μm)		Desvio Padrão
Flow-it	23,09	a	7,61
Z100	15,84	b	4,77
Definite	14,06	b	3,40
Alert	12,02	c	3,60
Surefil	11,86	c	3,24
Z250	10,81	c	3,18
P60	10,17	c	2,40

Médias seguidas por letras distintas são estatisticamente diferentes entre si ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



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

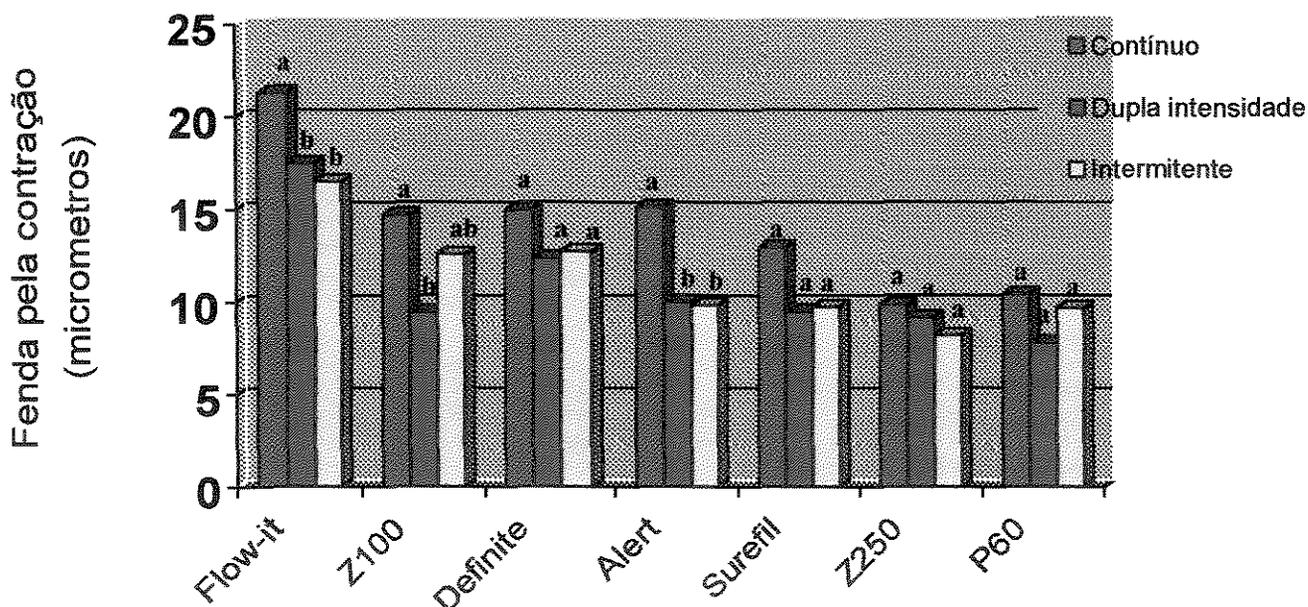
Figura 8. Ilustração gráfica dos valores médios de fenda pela contração (em μm) segundo o material utilizado, independente da região e do método de fotoativação.

Na Tabela 6 e Figura 9, observa-se os valores médios da fenda pela contração de polimerização para os sete compósitos, dentro dos métodos de fotoativação, na região de superfície dos corpos-de-prova. Os compósitos Flow-it e Alert apresentaram valores médios de fenda para o método contínuo significativamente maior e diferiram em relação aos outros dois métodos ($p > 0,05$), os quais não diferiram estatisticamente entre si ($p < 0,05$). Para o compósito Z100, não houve diferença significativa entre os métodos contínuo e intermitente. Também não houve diferença entre os métodos de dupla intensidade e intermitente. Entretanto, a fotoativação pelo método de luz contínua provocou valores de fenda de contração significativamente maiores quando comparados ao de dupla intensidade de luz. Os compósitos Definite, Surefil, Z250 e P60 não mostraram diferenças significantes em relação aos métodos de fotoativação empregados.

Tabela 6. Médias da fenda pela contração de polimerização (em μm) dos compósitos, segundo o método de fotoativação para a região de superfície dos corpos-de-prova.

Compósito	Método de fotoativação					
	Contínuo		Dupla intensidade		Intermitente	
Flow-it	21,30	a (4,94)	17,46	b (2,91)	16,51	b (3,98)
Z100	14,69	a (2,13)	9,47	b (3,34)	12,58	a b (3,39)
Definite	14,95	a (3,87)	12,39	a (2,85)	12,74	a (1,89)
Alert	15,10	a (4,88)	10,03	b (1,21)	9,84	b (1,95)
Surefil	12,93	a (2,34)	9,48	a (2,21)	9,73	a (2,51)
Z250	9,86	a (1,45)	9,17	a (2,21)	8,22	a (2,02)
P60	10,39	a (2,05)	7,81	a (1,27)	9,68	a (3,24)

Médias seguidas por letras distintas, na linha, são estatisticamente diferentes entre si ao nível de 5%, pelo teste de Tukey. () - desvio padrão



Barras seguidas por letras distintas, para cada material, diferem entre si ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.

Figura 9. Ilustração gráfica dos valores médios de fenda pela contração (em μm) para os sete compósitos, dentro da região de superfície dos corpos-de-prova.

A fenda formada entre o material restaurador e a superfície interna da matriz metálica foi fotografada no microscópio eletrônico de varredura, sob alto vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England). Fotomicrografias representativas da interface matriz metálica/material restaurador são apresentadas:

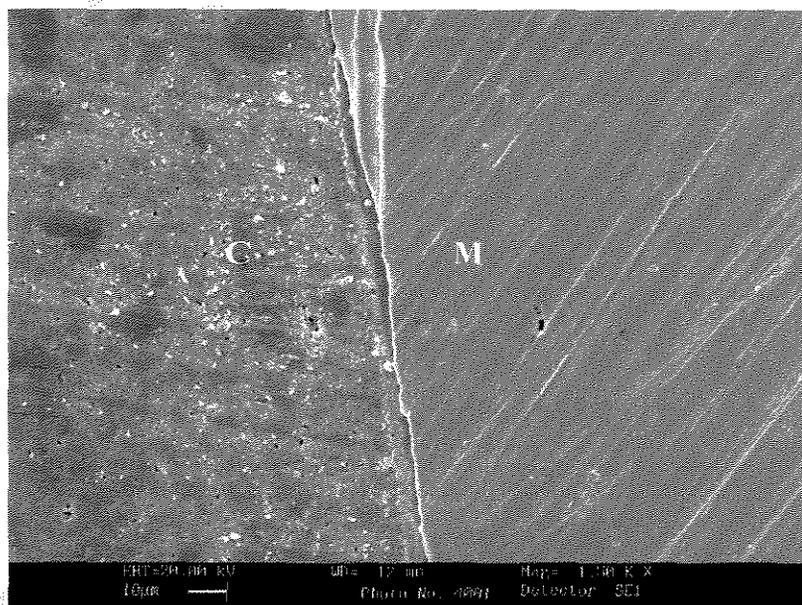


Figura 10. Fotomicrografia ilustrativa da interface matriz metálica/composito, indicativa de fenda zero, onde C = compósito e M = matriz metálica (aumento de 1.500X).

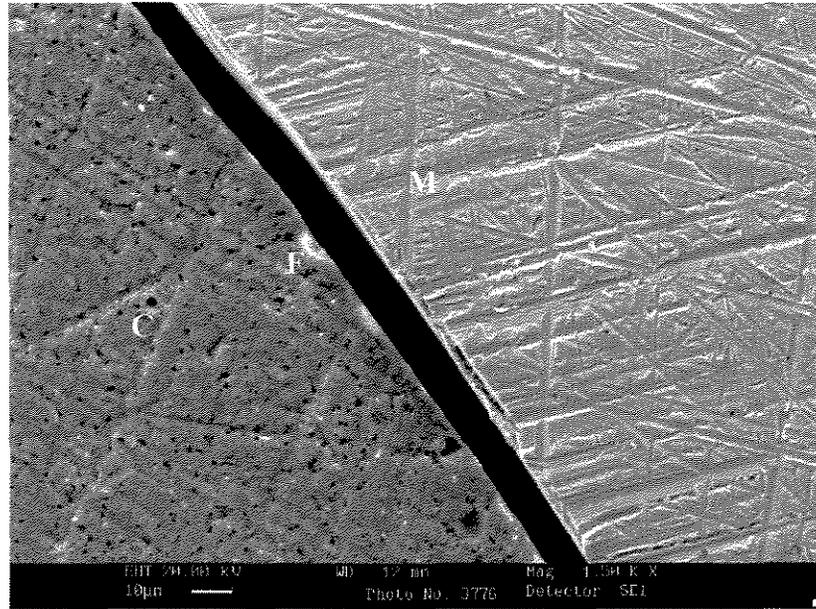


Figura 11. Fotomicrografia ilustrativa mostrando a fenda formada entre compósito restaurador e matriz metálica, sendo que C = compósito, F = fenda e M = matriz metálica (aumento de 1.500X).

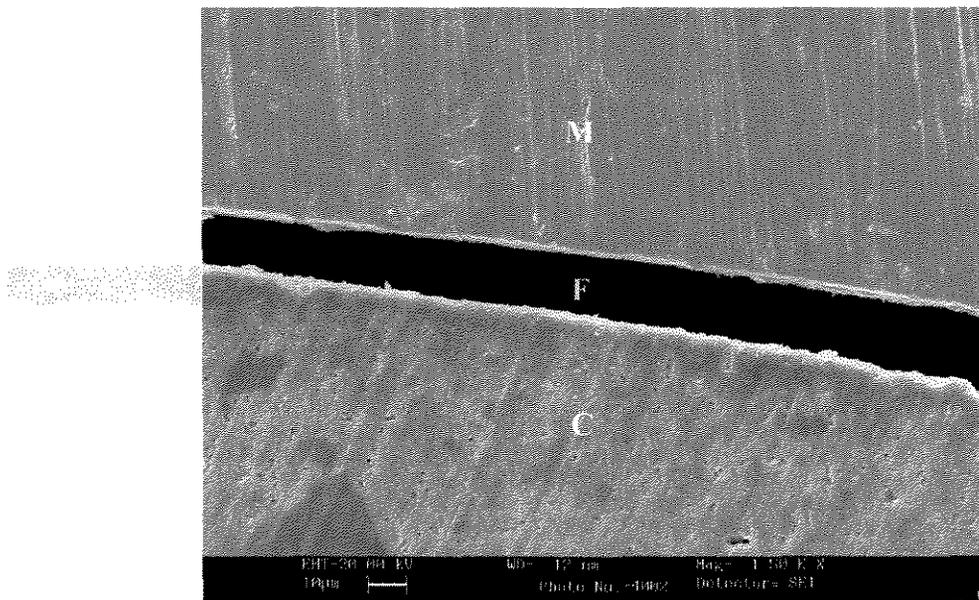


Figura 12. Fotomicrografia ilustrativa mostrando a fenda formada entre compósito restaurador e matriz metálica, sendo que C = compósito, F = fenda e M = matriz metálica (aumento de 1.500X).

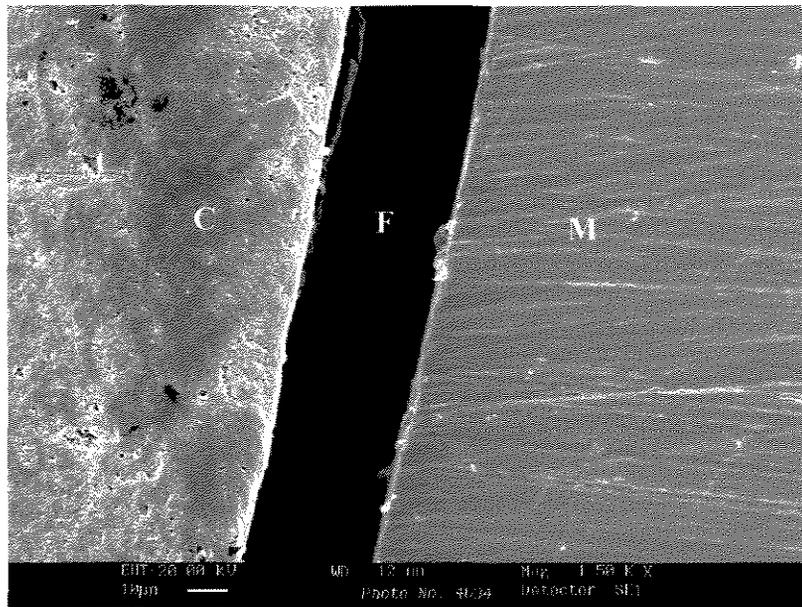


Figura 13. Fotomicrografia ilustrativa mostrando a fenda formada entre compósito restaurador e matriz metálica, sendo que C = compósito, F = fenda e M = matriz metálica (aumento de 1.500X).

6- DISCUSSÃO

Desde a introdução dos compósitos restauradores resinosos, em meados dos anos 60, vários aprimoramentos têm sido realizados, de tal forma que suas indicações pudessem ser ampliadas para atender às necessidades do mercado (FERRACANE, 1.992; PEUTZFELDT, 1.997). Deste modo, estes materiais passaram a ser utilizados na recuperação morfofuncional tanto de dentes anteriores como posteriores. Contudo, diversos problemas decorrem da utilização dos compósitos, como a ocorrência de infiltração marginal e cárie recorrente, em especial para os dentes posteriores (FERRACANE, 1.992; LEINFELDER & PRASAD, 1.998). Em parte, isto ocorre devido à contração de polimerização inerente desses materiais, além do fato dos clínicos, em geral, considerarem os compósitos como amálgamas modificados, e desta forma negligenciarem a técnica restauradora (PEUTZFELDT, 1.997; LEINFELDER & PRASAD, 1.998; ANUSAVICE, 1.998).

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, 1.997; ANUSAVICE, 1.998). Assim, as propriedades bem como o desempenho clínico dos compósitos depende destes três componentes e de suas inter-relações (PEUTZFELDT, 1.997).

No que se refere ao sistema de monômeros utilizados na matriz orgânica, o monômero mais comumente empregado é o Bis-GMA, que foi sintetizado por BOWEN, em 1956 (BOWEN, 1.962). Embora o Bis-GMA seja uma molécula bastante reativa, seu alto peso molecular lhe confere alta viscosidade e limitada mobilidade (PEUTZFELDT, 1.997; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1.998; LOVELL *et al.*, 1.999). Assim, a diluição do Bis-GMA se torna necessária tanto para a obtenção de maiores valores de conversão (LOVELL *et al.*, 1.999), quanto para que uma viscosidade favorável à incorporação de carga seja conseguida (BOWEN, 1.963). Deste modo, monômeros dimetacrilato de menor peso molecular, com menor viscosidade e maior mobilidade são incorporados ao Bis-GMA, sendo que o mais freqüentemente usado é o TEGDMA. Entretanto, a diluição do Bis-GMA com monômeros de menor peso molecular, causa maior contração durante a polimerização do sistema (ASMUSSEN, 1.975, PEUTZFELDT, 1.997).

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, 1.963; MUNKSGAARD *et al.*, 1.987; REES & JACOBSEN, 1.989).

O sistema iniciador da polimerização presente na matriz orgânica dos primeiros compósitos disponibilizados no mercado odontológico conferia-lhe ativação química através da reação entre peróxido de benzoíla e uma amina terciária aromática, o que resultava na formação de radicais livres ativos (DE LANGE *et al.*, 1.980; ANUSAVICE, 1.998). Posteriormente, estes materiais foram sendo substituídos pelos materiais de ativação física, inicialmente os ativados por luz ultravioleta (LEE *et al.*, 1.976; DE LANGE *et al.*,

1.980) e, em seguida, pela luz visível (BASSIOUNY & GRANT, 1.978). Ambos os materiais polimerizam por meio da excitação de substâncias fotossensíveis que reagem com o agente redutor ou iniciador para formar radicais livres ativos (BASSIOUNY & GRANT, 1.978; DE LANGE *et al.*, 1.980; RUYTER & OYSAED, 1.982).

Os compósitos de ativação por luz visível, cujo comprimento de onda era de aproximadamente 470 nm, mostraram apresentar vantagens quando comparados aos seus antecessores, tanto de ativação química quanto física, através da luz ultravioleta. Dentre elas estão a facilidade de manipulação, melhores propriedades físicas e mecânicas, fonte de luz mais segura à saúde e maior profundidade de polimerização (LEE *et al.*, 1.976; BASSIOUNY & GRANT, 1.978; RUYTER & OYSAED, 1.982). Por este motivo, os compósitos ativados por luz visível ganharam popularidade e atualmente são amplamente utilizados.

O agente fotoiniciador dos compósitos ativados por luz visível geralmente é a canforoquinona, que uma vez ativada pela incidência da luz, reage com o agente redutor e produz radicais livres que levam à propagação da polimerização (VENHOVEN *et al.*, 1.996; ANUSAVICE, 1.998). Durante o processo de polimerização, há uma diminuição dos espaços entre as moléculas, com a formação de uniões covalentes mais curtas entre as unidades monoméricas, o que leva à contração ou “encurtamento” da cadeia do polímero. Isto pode resultar na formação de fendas ao redor das margens da cavidade, causando infiltração e possíveis danos pulpares (REES & JACOBSEN, 1.989; PEUTZFELDT, 1.997; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1.999).

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 (1.998), 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 (1.998) e ASMUSSEN & PEUTZFELDT (1.999) 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.* (1.998) 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 (1.982) 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 superfície livre da restauração, assim quando esta região superficial polimeriza, a contração ocorrerá das regiões subjacentes em direção à superfície já polimerizada.

Os resultados obtidos em nosso trabalho corroboram com os achados destes pesquisadores (HANSEN, 1.982; VERSLUIS *et al.*, 1.998). Através da análise da Tabela 3 e Figura 6, foi possível verificar que os valores médios de fenda pela contração para a região da superfície dos corpos-de-prova confeccionados com compósitos ativados por luz visível foram menores que aqueles da região da base. Isto denota que durante a polimerização, o material das porções mais profundas contraiu em direção à superfície polimerizada.

A explicação provável para tal comportamento, é que a tensão gerada pela rápida polimerização dos compósitos junto à fonte de luz, pode ser em parte amenizada pelo escoamento causado pelo rearranjo das cadeias poliméricas no interior do material. Isto se deve à polimerização mais lenta do material em regiões mais profundas, devido à menor intensidade de luz. É importante esclarecer que, de acordo com VERSLUIS *et al.* (1.998), o escoamento refere-se ao transporte de massa dentro de um meio viscoso, ou seja, a movimentação de moléculas no interior do material, de modo que assumam novas posições e orientações.

Por outro lado, se o compósito estiver adequadamente unido às paredes da cavidade, os vetores de contração irão ocorrer em direção a estas paredes, deste modo, o escoamento se dará a partir da superfície livre da restauração (VERSLUIS *et al.*, 1.998; ASMUSSEN, 1.998). 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, 1.963; JÖRGENSEN *et al.*, 1.985; TANI, 1.989; UNO & SHIMOKOBE, 1.994).

Diversas maneiras de reduzir a formação de fenda nas margens de restaurações confeccionadas com compósitos e, portanto, melhorar a integridade marginal, têm sido propostas. Dentre elas destacam-se o emprego de materiais de base capazes de absorver tensões (IKEMI & NEMOTO, 1.994; TOLIDIS *et al.*, 1.998); utilização de sistemas de união que apresentem resistência suficiente para contrapor-se às tensões geradas durante a polimerização (ASMUSSEN, 1.975; VERSLUIS *et al.*, 1.998; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1.999); técnicas de inserção incremental do compósito restaurador (LUTZ *et al.*, 1.986; TJAN *et al.*, 1.992), e; controle da plasticidade ou escoamento durante o processo de polimerização (UNO & SHIMOKOBE, 1.994; UNTERBRINK & MUESSNER, 1.995; FEILZER *et al.*, 1.995; VENHOVEN *et al.*, 1.996; KINOMOTO *et al.*, 1.999).

Segundo MIYAZAKI *et al.* (1.996) e SAKAGUCHI & BERGE (1.998), o processo de polimerização é mais dependente do total de energia disponível do que da intensidade de luz propriamente dita. Um alto grau de conversão pode ser alcançado pela aplicação de menor intensidade de luz por tempo prolongado, ou talvez, pela utilização de intensidades variáveis por determinado tempo (UNO & ASMUSSEN, 1.991, FEILZER *et al.*, 1.995; UNTERBRINK & MUESSNER, 1.995; MIYAZAKI *et al.*, 1.996; SAKAGUCHI & BERGE, 1.998).

Assim, o profissional pode controlar os efeitos indesejáveis da contração de polimerização, através da utilização programada de diferentes intensidades de luz. Inicialmente, aplica-se baixa intensidade de luz, 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 obter um material com propriedades físicas e mecânicas satisfatórias (UNO & ASMUSSEN, 1.991; PIRES *et al.*, 1.993; FEILZER, *et al.*, 1.995; UNTERBRINK & MUESSNER, 1.995; HANSEN & ASMUSSEN, 1.997; KORAN & KÜRSCHNER, 1.998; WATTS & AL-HINDI, 1.998; BURGESS *et al.*, 1.999; KINOMOTO *et al.*, 1.999; BOUSCHLICHER *et al.*, 2.000).

Os resultados do presente estudo confirmam os achados destes pesquisadores (UNO & ASMUSSEN, 1.991; FEILZER, *et al.*, 1.995; UNTERBRINK & MUESSNER, 1.995; KORAN & KÜRSCHNER, 1.998; WATTS & AL-HINDI, 1.998; BURGESS *et al.*, 1.999; KINOMOTO *et al.*, 1.999; BOUSCHLICHER *et al.*, 2.000), no que se refere à diminuição da contração de polimerização decorrente da utilização combinada de diferentes intensidades de luz. Da observação da Tabela 4 e Figura 7 verifica-se que o método de fotoativação por luz contínua resulta em maiores valores de fenda pela contração. Com a utilização do método por dupla intensidade de luz, a fenda pela contração de polimerização foi significativamente diminuída, embora não tenha sido eliminada. Comportamento semelhante foi observado quando a técnica de fotoativação por luz intermitente foi utilizada.

De acordo com a Literatura, parece que tal comportamento é decorrente do rearranjo molecular interno do material (DAVIDSON & DE GEE, 1.984; FEILZER *et al.*, 1.990; FEILZER *et al.*, 1.995; KORAN & KÜRSCHNER, 1.998; WATTS & AL-HINDI, 1.998; BURGESS *et al.*, 1.999). 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 regiões de material já polimerizadas. Essa capacidade de escoamento apresentada pelo material quando polimerizado a taxa reduzida se deve à formação mais lenta da cadeia do polímero e das ligações cruzadas, o que confere 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, 1.975; DAVIDSON & DE GEE, 1.984; VERSLUIS *et al.*, 1.998; KORAN & KÜRSCHNER, 1.998; WATTS & AL-HINDI, 1.998; BUERGESS *et al.*, 1.999).

Uma outra explicação plausível para este fenômeno seria, baseando-se no que foi dito anteriormente, onde durante o processo de polimerização, há uma diminuição dos espaços entre as moléculas de monômeros, o que leva à contração ou “encurtamento” da cadeia do polímero (REES & JACOBSEN, 1.989; PEUTZFELDT, 1.997; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1.999). Com o método de polimerização por luz contínua (alta intensidade de luz inicial), ocorre a formação de alta tensão entre as moléculas dos monômeros. Isto pode gerar uma aproximação maior entre os monômeros de uma cadeia polimérica, quando comparado aos métodos por luz intermitente ou por dupla intensidade de luz, onde a menor intensidade de luz inicial, gera menor tensão entre as moléculas dos monômeros. Assim, a força de aproximação entre os monômeros é menor, e conseqüentemente, o “encurtamento” da cadeia de polímeros será menos acentuado. Com isso, a fenda formada pela contração de polimerização é menor para esses dois métodos de fotoativação.

Entretanto, as diferenças na composição dos muitos compósitos disponíveis no mercado odontológico resultam em características significativamente diferentes entre os materiais. Fatores como tipo, tamanho, quantidade e distribuição das partículas de carga (TIRTHA *et al.*, 1.982; RUYTER & OYSAED, 1.982; FEILZER *et al.*, 1.988; REES & JACOBSEN, 1.989; CHUNG, 1.990) e diversidade de tipos e quantidade de cada constituinte dentro do sistema de monômeros que compõe a matriz orgânica, influenciam de forma marcante as propriedades físicas e mecânicas alcançadas pelo material, destacando dentre elas a contração de polimerização e o escoamento (ASMUSSEN, 1.975; FEILZER *et al.*, 1.988; REES & JACOBSEN, 1.989; PEUTZFELDT, 1.997; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1.998).

Os compósitos cuja matriz orgânica possui o monômero Bis-GMA diluído por alta quantidade de TEGDMA, apresentam maiores valores de contração. Deste modo, quanto maior for a quantidade de monômero diluente, maiores serão os valores de contração apresentados pelo material (ASMUSSEN, 1.975, PEUTZFELDT, 1.997). Outro fator que contribui para o aumento da contração de polimerização é a presença de menor quantidade de carga por volume de material, o que conseqüentemente resulta num maior volume de monômeros disponíveis para a reação de polimerização (BOWEN, 1.963; MUNKSGAARD *et al.*, 1.987; REES & JACOBSEN, 1.989).

A partir da observação da Tabela 5 e Figura 8, e considerando-se que quanto maior a fenda formada, maior é a contração de polimerização do material, verificou-se que o compósito Flow-it (Jeneric/Pentorn) apresentou os maiores valores de contração de polimerização, sendo estatisticamente diferente de todos os outros materiais estudados. Analisando a Tabela 2, nota-se que este compósito apresenta em sua composição, como

monômero diluente, o TEGDMA. Aliado a isto, é o material que possui a menor quantidade de carga (55% em volume, de acordo com o fabricante). A somatória dessas características de composição confere ao Flow-it um comportamento de alta fluidez, entretanto, resulta em acentuada contração durante a polimerização, como sugerido por BAYNE *et al.* (1.998) e demonstrado no presente estudo.

Os materiais Z100 (3M) e Definite (Degussa) também mostraram altos valores de contração, contudo não diferiram estatisticamente entre si. O alto valor de contração de polimerização observado para o compósito Z100 poderia ser explicado com base na sua composição que, assim como o Flow-it, possui o TEGDMA como monômero diluente. Contudo, o Z100 contém um volume maior de partículas de carga, cerca de 66% em volume, segundo o fabricante (Tabela 2), 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, 1.994). Desta forma, há uma redução da quantidade proporcional de monômeros em determinado volume de material. Essa maior quantidade de carga em relação ao Flow-it, conferiu ao Z100 menor contração de polimerização, com significado estatístico.

Parece que a diluição do Bis-GMA através da incorporação do monômero TEGDMA resulta em elevados valores de contração de polimerização. Isto poderia ser explicado pela característica da molécula dos TEGDMA, que apresenta baixo peso molecular, alta mobilidade e baixa viscosidade. Essas características propiciam que maior quantidade de moléculas de TEGDMA estejam presentes em determinado volume de material, quando comparada ao número de moléculas de monômero Bis-GMA

(PEUTZFELDT, 1.997; LOVELL *et al.*, 1.999). Ainda, segundo ASMUSSEN & PEUTZFELDT (1.998) monômeros mais flexíveis proporcionam maior grau de conversão, além de aumentarem a velocidade de reação. Como resultado, durante o processo de polimerização, onde ocorre a formação de uniões covalentes entre as unidades monoméricas, com conseqüente diminuição dos espaços intermoleculares, a presença do TEGDMA acarretará maior contração (REES & JACOBSEN, 1.989; PEUTZFELDT, 1.997; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1.999).

No que se refere ao compósito Definite, a explicação para tal comportamento não está clara, já que este material apresenta o ORMOCER, cuja composição é complexa e ainda pouco conhecida. O ORMOCER refere-se a uma matriz cerâmica organicamente modificada e, portanto, apresenta uma parte inorgânica que é formada através da reação de hidrólise e condensação, que consiste em uma rede de silício-oxigênio, uma unidade de conexão, que é um silano multifuncional e moléculas polimerizáveis organicamente (WOLTER, 1.995). Na composição do Definite existem ainda partículas de vidro de bário e sílica que atuam como carga inorgânica (Tabela 2).

Entretanto, apesar desta grande modificação da matriz, os resultados do nosso trabalho, como pode ser visto na Tabela 5 e Figura 8, mostraram que a contração de polimerização deste material é alta, embora WOLTER (1.995) tenha atribuído ao ORMOCER uma contração de polimerização volumétrica entre 1 e 3% quando acrescido de quantidade de carga acima de 67% (em volume) e entre 2 e 8% quando desprovido de carga.

Os outros materiais estudados, dentre eles três compósitos de alta viscosidade, Alert (Jeneric/Pentron), Surefil (Dentsply) e P60 (3M) e um de viscosidade regular, Z250 (3M),

apresentaram os menores valores de contração de polimerização, sem diferença significativa entre si. A partir da análise da composição destes materiais, presente na Tabela 2, é possível verificar que nenhum deles possui o monômero diluente TEGDMA. Isto parece resultar em características favoráveis no que se refere à contração de polimerização, como é mostrado pelos resultados do nosso trabalho (Tabela 5 e Figura 8).

O Alert difere dos demais compósitos, pois não possui na matriz orgânica o monômero Bis-GMA ou qualquer um dos seus derivados. Ao invés do Bis-GMA, apresenta o PCDMA, o que de acordo com LEINFELDER & PRASAD (1.998), resulta em menores valores de contração. Segundo estes autores, isto se deve ao fato de que o comprimento das ligações simples entre os átomos de carbono do monômero PCDMA é maior, o que compensa a contração de polimerização. Além do mais, este material contém grande quantidade de carga (cerca de 70% em volume), composta tanto de carga convencional (partículas de vidro e sílica), quanto de carga filamentar. Isto lhe confere elevada viscosidade, ao ponto de ser considerado, assim como o amálgama, um material com propriedades “condensáveis” (LEINFELDER & PRASAD, 1.998).

Por outro lado, a matriz orgânica do compósito Surefil é composta por Bis-GMA uretano modificada, que é acrescida de cerca de 66% (em volume) de partículas de carga inorgânica (Tabela 2), o que representa uma elevada quantidade de carga. As ligações uretano apresentam como característica maior fluidez quando comparadas ao viscoso monômero Bis-GMA (ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1.998). Esta característica possibilitaria maior mobilidade das moléculas dentro da matriz orgânica do material durante a polimerização, sem que haja, necessariamente, maior contração.

Modificações realizadas na matriz resinosa do compósito Z100 resultou na elaboração de um novo sistema de monômeros que a 3M Dental Products passou a utilizar na fabricação de dois produtos, o Z250 e o P60. Nestes materiais a matriz orgânica é composta por Bis-GMA, UEDMA e Bis-EMA (Tabela 2). Este último é um derivado do Bis-GMA, onde a hidroxila foi eliminada (PEUTZFELDT, 1.997). O monômero UEDMA é uma molécula de alto peso molecular, entretanto, pelo fato de não apresentar dois anéis benzênicos no centro da cadeia principal como o Bis-GMA, caracteriza-se por possuir considerável fluidez (ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1.998). Desta forma, a reunião destas moléculas para formar a matriz orgânica dos compósitos Z250 e P60 contribuiu marcadamente para que se alcançasse propriedades melhores, dentre elas, reduzida contração de polimerização.

Portanto, com base na análise das Tabelas 2 e 5 e Figura 8, fica claro que as diversas modificações realizadas pelo próprio fabricante no sistema de monômeros que compõe a matriz resinosa dos compósitos influenciam decisivamente na obtenção de menores valores de contração. Todavia, outros fatores como tipo e quantidade de agente iniciador e ativador, tipo, tamanho, quantidade e distribuição das partículas de carga, bem como a silanização dessas partículas, também tem grande influência nas propriedades finais dos compósitos restauradores (BOWEN, 1.963; MUNKSGARD *et al.*, 1.987; MOHSEN & CRAIG, 1.995; VENHOVEN *et al.*, 1.996; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1.998).

O comportamento de contração dos compósitos odontológicos também pode ser influenciado pela fonte de luz, mais precisamente pela intensidade de luz que é incidida sobre o material para que o processo de polimerização ocorra (UNO & ASMUSSEN, 1.991; UNTERNBRINK & MUESSNER, 1.995; KORAN & KÜRSCHNER, 1.998;

BURGESS *et al.*, 1.999). Desta forma, os compósitos podem reagir de maneiras diferentes se houverem variações no método de fotoativação e conseqüentemente na intensidade de luz que os atinge. Ainda, estas variações podem ser diferentes dependendo do compósito.

Como pode ser visto na Tabela 6 e Figura 9, os compósitos Flow-it e Alert apresentaram comportamentos semelhantes entre si, frente aos três diferentes métodos de fotoativação empregados neste estudo. Ambos os materiais mostraram valores médios de fenda pela contração maiores quando o método por luz contínua foi utilizado. Já, quando a fotoativação foi realizada pela técnica por dupla intensidade de luz ou por luz intermitente, a contração média foi significativamente menor, sem diferença estatística entre si. Isto mostra que estes materiais mudam de comportamento de acordo com a técnica de fotoativação empregada.

Quando o método por luz contínua foi utilizado, a alta intensidade de luz inicial reduziu o tempo da fase de pré-polimerização, na qual ocorre a maior parte do escoamento e acomodação dos monômeros dentro da rede polimérica em formação. Como conseqüência, da rápida polimerização e reduzido escoamento, ocorreu maior contração. Por outro lado, quando a fotoativação foi mais lenta devido a menor intensidade de luz inicial, ou à aplicação da luz de modo intermitente, houve condição para que um maior escoamento do material ocorresse, culminando em menores valores médios de fenda pela contração.

O compósito Z100 também mostrou diferença de comportamento dependendo da técnica de polimerização utilizada. O emprego da técnica por luz contínua ou por luz intermitente não resultou em diferença significativa entre si. Da mesma forma, os métodos por luz intermitente e por dupla intensidade de luz foram estatisticamente semelhantes entre

si. Todavia, significativa diferença foi notada entre as técnicas por luz contínua e por dupla intensidade de luz, como pode ser observado na Tabela 6 e Figura 9.

A provável explicação para tal fenômeno também deve estar baseada na capacidade de escoamento decorrente do rearranjo das cadeias poliméricas que o material apresenta quando há variação na intensidade e/ou na maneira pela qual a luz é aplicada para desencadear a reação de polimerização. Deste modo, quando o processo ocorre mais lentamente, gera-se menos tensão interna, já que é permitido ao material escoar. Isto resulta em menores valores de contração de polimerização. Além disso, a outra teoria sobre a maior ou menor aproximação dos monômeros, devido à intensidade de luz inicial, deve ser levada em consideração.

Por fim, os materiais Definite, Surefil, Z250 e P60 demonstraram não apresentar diferenças de comportamento mesmo frente a técnicas de fotoativação distintas. Para estes compósitos, os três métodos promoveram valores médios de contração estatisticamente semelhantes entre si. Parece que, independentemente da técnica empregada para a polimerização, estes materiais foram capazes de “escoar internamente”. Esta característica deve ser ressaltada principalmente para os compósitos Surefil, Z250 e P60, que além de não apresentarem diferenças quando fotoativados por qualquer um dos três métodos, ainda mostraram os menores valores de contração.

Com base em tudo o que foi exposto no decorrer deste capítulo, pôde-se verificar que o padrão de contração dos compósitos depende do método de fotoativação empregado pelo profissional, bem como das características da composição, tanto da matriz orgânica quanto inorgânica do material.

7 – CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e podemos concluir que:

- 1- A contração de polimerização dos compósitos não unidos ocorreu em direção à superfície, como pôde ser observado pelos maiores valores de fenda pela contração encontrados na região da base dos corpos-de-prova, independente do compósito e do método de fotoativação;
- 2- Independente do compósito e da região do corpo-de-prova, o método de fotoativação por luz contínua resultou em maiores valores médios de fenda pela contração de polimerização, quando comparado à fotoativação por dupla intensidade de luz ou por luz intermitente, os quais não diferiram entre si;
- 3- Independente da técnica de fotoativação empregada e da região do corpo-de-prova, o compósito de baixa viscosidade Flow-it demonstrou maior fenda pela contração e diferiu estatisticamente dos demais materiais. Os compósitos Z100 e Definite obtiveram valores de fenda pela contração intermediários e não diferiram entre si, enquanto os compósitos Z250, P60, Surefil e Alert mostraram as menores médias, sem diferença estatística entre si;
- 4- Os compósitos Flow-it e Alert apresentaram os maiores valores de fenda pela contração para o método contínuo, que diferiu estatisticamente dos métodos por dupla intensidade de

luz e por luz intermitente, os quais não diferiram entre si. Para o compósito Z100 não houve diferença significativa entre os métodos de fotoativação por luz contínua e por luz intermitente, bem como entre os métodos por dupla intensidade de luz e por luz intermitente; no entanto houve diferença entre os métodos por luz contínua e por dupla intensidade de luz. Os compósitos Definite, Surefil, Z250 e P60 não demonstraram diferença estatística para os métodos de fotoativação empregados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

1. ANUSAVICE, K. J. Resinas para restauração. In: _____. *Phillips materiais dentários*. 10^a ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998. Cap. 12, p. 161 – 177.
2. ASMUSSEN, E. Composite restorative resins: composition *versus* wall-to-wall polymerization contraction. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.16, n.4, p.337-344, June 1975.
3. _____. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. *J. Dent. Res.*, Washington, v.77, p.658, 1998. [Abstract, 212].
4. _____.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent. Mat.*, Oxford, v.14, n.1, p.51-56, Jan. 1998.
5. _____.; _____. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.57, n.6, p.310-315, Nov. 1999.
6. BASSIOUNY, M. A.; GRANT, A. A. A visible light-cured composite restorative. *Brit. Dent. J.*, London, v.145, n.11, p.327-330, Dec. 1978.

* De acordo com a NBR-6023 de 1.989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviatura de periódicos de conformidade com a Base de Dados MEDLINE.

7. BAYNE, S. C., *et al.* A characterization of first-generation flowable composites. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.129, n.5, p.567-577, May 1998.
8. BIRDSELL, D. C.; BANNON, P. J.; WEBB, R.B. Harmful effects of near-ultraviolet radiation used for polymerization of a sealant and a composite resin. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.94, n.3, p.311-314, Feb. 1977.
9. 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.*, Hamilton, v.12, n.1, p.23-32, Jan. 2000.
10. BOWEN, R. L. *Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil metacrylate.* US Patent, 1962. Apud: PEUTZFELDT, A. *Op. cit.* Ref.36.
11. _____. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.
12. _____; NEMOTO, K.; RASPON, J. E. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.106, n.4, p.475-477, Apr. 1983.
13. BURGESS, J.O. *et al.* An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.*, New Jersey, v.11, n.1, p.125-132, Jan./Feb. 1999.
14. CHUNG, K.H. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J. Dent. Res.*, Washington, v.69, n.3, p.852-856, Mar. 1990.

15. DAVIDSON, C. L.; de GEE, A. J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J. Dent. Res.*, Washington, v.63, n.2, p.146-148, Feb. 1984.
16. DE LANGE, C.; BAUSCH, J. R.; DAVIDSON, C. L. The curing pattern of photo-initiated dental composites. *J. Oral Rehab.*, Oxford, v.7, n.5, p.369-377, Sept. 1980.
17. FEILZER, A. J.; de GEE, A.J.; _____. Curing contraction of composite and glass-ionomer cements. *J. Prosth. Dent.*, St. Louis, v.59, n.3, p.297-300, Mar. 1988.
18. _____, _____, _____. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent. Mat.*, Oxford, v.6, n.3, p.167-171, May/June 1990.
19. _____. *et al.* Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur. J. Oral Sci.*, Copenhagen, v.103, n.5, p.322-326, Oct. 1995.
20. FERRACANE, J. L. Using posterior composites appropriately. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.123, n.1, p.53-58, Jan. 1992.
21. HANSEN, E. K. Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern, hygroscopic expansion. *Scand. J. Dent. Res.*, Copenhagen, v.90, n.4, p.329-335, July/Aug. 1982.
22. _____; ASMUSSEN, E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odont. Scand.*, Oslo, v.55, n.3, p.162-166, Mar. 1997.

23. IKEMI, T.; NEMOTO, K. Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. *Dent. Mat. J.*, Tokyo, v.13, n.1, p.1-8, Jan. 1994.
24. JÖRGENSEN, K. D. *et al.* Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand. J. Dent. Res.*, Copenhagen, v.93, n.3, p.276-279, May. 1985.
25. KAUFMAN, G. A new resin composite restorative incorporating synthetic filler technology and optimized particle size distribution. *Esthet. Dent. Update*, Philadelphia v.5, n.1, p.10-12, Jan. 1994.
26. KINOMOTO, Y. *et al.* Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J. Dent.*, Oxford, v.27, n.5, p.383-389, Jul. 1999.
27. 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.*, San Antonio, v.11, n.1, p.17-22, Feb. 1998.
28. LEE, H. L.; ORLOWSKI, J. A.; ROGERS, B. J. A comparison of ultraviolet-curing and self-curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. *Int. Dent. J.*, London, v.26, n.2, p.134-151, June 1976.
29. LEINFELDER, K.; PRASAD, A. A new condensable composite for the restoration of posterior teeth. *Dent. Today*, New Jersey, v.17, n.2, p.112-116, Feb. 1998.
30. 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.*, Washington, v.78, n.8, 1.469-1.476, Aug. 1999.

31. LUTZ, F.; KREJCI, I.; OLDENBURG, T. R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int.*, Berlin, v.17, n.12, p.777-784, Dec. 1986.
32. MIYAZAKI, M.; OSHIDA, Y.; MOORE, B. K.; ONOSE, H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent. Mat.*, Oxford, v.12, n.6, p.328-332, Nov. 1996.
33. MOHSEN, N. M.; CRAIG, R. G. Effect of silanation of filler on their dispersability by monomer systems. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.22, n.3, p.183-189, Mar. 1995.
34. MUNKSGAARD, E. C.; HANSEN, E. K.; KATO, H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand. J. Dent. Res.*, Copenhagen, v.95, n.6, 526-531, Nov./Dec. 1987.
35. OPDAM, N. J. M., et al. Consistency of resin composites for posterior use. *Dent. Mat.*, Oxford, v.12, n.6, p.350-355, Nov./Dec 1996.
36. PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur. J. Oral Sci.*, Copenhagen, v.105, n.2, p.97-116, Mar./Apr. 1997.
37. PHILLIPS, R. W. *Skinner's science of dental materials. (1973). Apud:* PEUTZFELDT, A. *Op. cit.* Ref. 36.
38. PIRES, J.A.F. *et al.* Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence. Int.*, Berlin, v.24, n.7, p.517-521, July 1993.

39. POLLACK, B. F.; BLITZER, M. H. The advantages of visible light curing resins. *N. Y. St. Dent. J.*, New York, v.48, n.4, p.228-230, Apr. 1982.
40. REES, J. R.; JACOBSEN, P. H. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent. Mat.*, Oxford, v.5, n.1, p.41-44, Jan./Feb.1989.
41. RUYTER, I. E.; OYSAED, H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta. Odontol. Scand.*, Oslo, v.40, n.3, p.179-192, June 1982.
42. SAKAGUCHI, R. L.; BERGE, H. X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J. Dent.*, Oxford, v.26, n.6, p.695-700, Nov./Dec. 1998.
43. SWARTZ, Y. *et al.* Effect of filler content and size on properties of composites. *J. Dent. Res.*, Washington, v.64, n.12, p.1.396-1.401, Dec. 1985.
44. TANI, Y. Contraction force during polymerization of various composites resins. *Dent. Jpn (Tokyo)*, Tokyo, v.26, p.97-100, Dec. 1989.
45. TARLE, Z, *et al.* The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.25, n.6, p.436-442, Dec. 1998.
46. TIRTHA, R. *et al.* "In vitro" depth of cure of photo-activated composites. *J. Dent. Res.*, Washington, v.61, n.10, p.1.184-1.187, Oct. 1982.
47. 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, v.67, n.1, p.62-66, Jan. 1992.

48. TOLIDIS, K.; NOBECOURT, A.; RANDALL, R. C. Effect of a resin-modified glass-ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent. Mat.*, Oxford, v.14, n.6, p.417-423, Nov./Dec. 1998.
49. UNO, S.; ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand. J. Dent. Res.*, Copenhagen, v.99, n.5, 440-444, Sept./Oct. 1991.
50. _____, SHIMOKOBE, H. Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. *Dent. Mat. J.*, Tokyo, v.13, n.1, p.19-24, Jan. 1994.
51. UNTERBRINK, G. L.; LIEBENBERG, W. H. Flowable resin composites as "filled adhesives". Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.*, Berlin, v.30, n.4, p.249-257, Apr. 1999.
52. _____; MUESSNER, R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J. Dent.*, Oxford, v.23, n.3, p.183-189, May/June 1995.
53. VENHOVEN, B. A. M.; de GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials*, Oxford, v.17, n.24, 2313-2318, Dec. 1996.
54. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W. H. Do dental composites always shrink toward the light? *J. Dent. Res.*, Washington, v.77, n.6, p.1.435-1.445, June 1998.
55. WALLS, A. W. G.; McCABE, J. F.; MURRAY, J. J. The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. *J. Dent.*, Oxford, v.16, n.4, p.177-181, July 1988.

56. WATTS, D. C.; AL-HINDI, A. "Soft-start" photo-polymerization effects in resin-composite restoratives. *J. Dent. Res.*, Washington, v.77, p.658, 1998. [Abstract, 216].

57. WOLTER, H. Bulk-ORMOCER and ORMOCER composites. *In: ANNUAL REPORT 1995*, Fraunhofer: Institut für Silicatforschung, 1995. p.45-51.

APÊNDICE

Tabela 8. Resultados da contração de polimerização (em μm) para os sete compósitos dentro da fotoativação pelo método por luz contínua para a região da superfície dos corpos-de-prova.

Espécime	Alert	Surefil	P60	Z100	Z250	Definite	Flow-it
1	8,41	14,34	14,68	15,92	10,87	15,37	25,05
2	21,63	17,01	8,57	15,12	9,88	20,20	24,88
3	14,90	11,87	8,14	14,85	11,18	11,33	14,68
4	12,14	10,25	11,35	16,66	11,59	15,42	22,59
5	12,79	9,83	9,89	15,45	8,08	17,28	23,38
6	22,99	14,05	10,42	11,08	8,05	17,09	27,13
7	14,67	13,68	10,92	16,72	8,50	7,61	18,81
8	13,32	12,45	9,22	11,74	10,73	15,36	23,92
Total	15,10	12,93	10,39	14,69	9,86	14,95	22,55

Tabela 9. Resultados da contração de polimerização (em μm) para os sete compósitos dentro da fotoativação pelo método por luz contínua para a região da base dos corpos-de-prova.

Espécime	Alert	Surefil	P60	Z100	Z250	Definite	Flow-it
1	18,15	21,69	11,53	22,72	8,77	21,79	36,07
2	10,45	12,41	8,46	18,85	7,72	17,87	30,35
3	13,90	11,77	15,08	22,80	12,77	21,56	31,40
4	12,72	13,98	9,16	19,84	10,57	18,68	27,84
5	15,83	12,39	10,82	18,07	11,77	18,78	32,22
6	16,95	18,59	12,64	22,26	10,74	17,44	43,88
7	15,39	11,29	9,38	21,25	10,86	15,21	31,46
8	14,07	14,46	11,63	20,48	12,95	13,95	31,04
Total	14,68	14,57	11,08	20,78	10,76	18,16	33,03

Tabela 10. Resultados da contração de polimerização (em μm) para os sete compósitos dentro da fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz para a região da superfície dos corpos-de-prova.

Espécime	Alert	Surefil	P60	Z100	Z250	Definite	Flow-it
1	9,14	10,69	9,14	6,45	11,01	13,52	19,48
2	8,56	6,83	7,11	10,77	10,39	13,76	22,42
3	10,53	10,45	8,93	5,23	7,83	17,05	18,49
4	9,03	11,66	8,85	10,35	11,45	12,41	13,20
5	9,88	10,02	5,74	5,58	8,63	8,04	18,31
6	11,06	11,67	7,87	10,41	7,78	8,95	17,50
7	9,84	8,91	6,39	13,09	11,17	11,89	15,18
8	12,25	5,63	8,49	13,90	5,12	13,50	15,12
Total	10,03	9,48	7,81	9,47	9,17	12,39	17,46

Tabela 11. Resultados da contração de polimerização (em μm) para os sete compósitos dentro da fotoativação pelo método por dupla intensidade de luz para a região da base dos corpos-de-prova.

Espécime	Alert	Surefil	P60	Z100	Z250	Definite	Flow-it
1	11,73	16,13	11,48	19,25	15,78	7,16	30,24
2	6,93	14,05	13,41	20,09	14,53	15,21	27,04
3	6,80	6,76	12,37	19,85	15,46	12,09	34,77
4	19,18	16,55	11,46	20,68	15,95	11,73	25,43
5	8,39	12,44	13,02	18,47	12,62	13,96	19,92
6	9,90	11,88	11,03	20,12	20,56	12,04	22,78
7	11,97	15,14	12,41	18,86	17,77	14,57	35,98
8	12,64	11,08	10,07	13,74	14,54	16,15	15,12
Total	10,94	13,00	11,90	18,88	15,90	12,86	26,41

Tabela 12. Resultados da contração de polimerização (em μm) para os sete compósitos dentro da fotoativação pelo método por luz intermitente para a região da superfície dos corpos-de-prova.

Espécime	Alert	Surefil	P60	Z100	Z250	Definite	Flow-it
1	10,91	10,87	11,50	15,24	10,11	14,60	17,34
2	13,57	10,08	7,78	17,72	6,27	13,52	11,93
3	9,34	12,86	9,17	10,50	9,51	11,28	16,53
4	7,12	12,65	15,94	7,22	11,02	13,33	14,60
5	9,94	5,65	6,08	11,25	5,99	13,87	18,70
6	10,49	9,09	8,49	10,23	5,92	9,71	22,40
7	7,97	7,00	11,78	15,00	9,32	14,81	19,96
8	9,43	9,64	6,75	13,54	7,69	10,80	10,64
Total	9,84	9,73	9,68	12,58	8,22	12,74	16,51

Tabela 13. Resultados da contração de polimerização (em μm) para os sete compósitos dentro da fotoativação pelo método por luz intermitente para a região da base dos corpos-de-prova.

Espécime	Alert	Surefil	P60	Z100	Z250	Definite	Flow-it
1	12,09	7,80	8,94	17,85	7,99	17,23	30,48
2	10,65	10,03	15,03	16,96	14,10	16,14	23,56
3	13,87	9,79	11,65	15,66	12,79	9,55	24,02
4	12,26	15,62	10,22	16,48	10,76	15,30	18,91
5	7,61	14,73	10,09	21,06	6,33	10,35	16,40
6	11,43	12,11	9,34	15,55	11,64	10,86	29,26
7	9,36	11,55	7,32	24,21	12,58	13,76	37,46
8	14,85	10,03	8,55	21,34	11,34	13,13	20,63
Total	11,51	11,45	10,14	18,63	10,94	13,29	25,09

SANEST – SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado

Instituto Agrônômico de Campinas – IAC

Análise da variável teste - Arquivo: Andresa

CÓDIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSÁVEL: ANDRESA

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: CONTRAÇÃO

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	MÉTODO
B	REGIÃO
C	MATERIAL

Quadro da análise de variância

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor de F	Prob.>F
Método	2	618,6785256	309,3392628	30,3551	0,00001
Região	1	1170,9222307	1170,9222307	114,9013	0,00001
Material	6	5730,4733205	955,0788867	93,7209	0,00001
Met. X Reg.	2	57,2739013	28,6369507	2,8101	0,06008
Met. X Mat.	12	428,5493499	35,7124458	3,5044	0,00017
Reg. X Mat.	6	766,5453533	127,7575589	12,5367	0,00001
Met. X Reg. X Mat.	12	153,5272311	12,7939359	1,2555	0,24415
Resíduo	294	2996,0584065	10,1906749		
TOTAL	335	11922,0283188			

Média Geral = 13,981905

Coefficiente de variação = 22,832%

Teste de Tukey para médias de método

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	112	15,881607	15,881607	a	A
2	2	Dupla int.	112	13,267232	13,267232	b	B
3	3	Pulsátil	112	12,796875	12,796875	b	B

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

D.M.S. 5% = 0,98728 D.M.S. 1% = 1,22491

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	56	14,179285	14,179285	a	A
2	3	Pulsátil	56	11,333036	11,333036	b	B
3	2	Dupla int.	56	10,833036	10,833036	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro da base do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	56	17,583929	17,583929	a	A
2	2	Dupla int.	56	15,701429	15,701429	b	B
3	3	Pulsátil	56	14,260714	14,260714	c	B

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

D.M.S. 5% = 1,39622 D.M.S. 1% = 1,73228

Teste de Tukey para médias de método dentro de Alert do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	16	14,894374	14,894374	a	A
2	3	Pulsátil	16	10,680625	10,680625	b	B
3	2	Dupla int.	16	10,489375	10,489375	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de Surefil do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	16	13,753750	13,753750	a	A
2	2	Dupla int.	16	11,243124	11,243124	a b	A
3	3	Pulsátil	16	10,489375	10,489375	b	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de P60 do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	16	10,743124	10,743124	a	A
2	3	Pulsátil	16	9,914375	9,914375	a	A
3	2	Dupla int.	16	9,860624	9,860624	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de Z100 do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	16	17,738124	17,738124	a	A
2	3	Pulsátil	16	15,613125	15,613125	a b	AB
3	2	Dupla int.	16	14,177501	14,177501	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de Z250 do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Dupla int	16	12,536875	12,536875	a	A
2	1	Contínua	16	10,314374	10,314374	a b	B
3	3	Pulsátil	16	9,585000	9,585000	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de Definite do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	16	16,558750	16,558750	a	A
2	3	Pulsátil	16	13,015000	13,015000	b	B
3	2	Dupla int.	16	12,626874	12,626874	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de Flow-it do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	16	27,168750	27,168750	a	A
2	2	Dupla int.	16	21,936250	21,936250	b	B
3	3	Pulsátil	16	20,176250	20,176250	b	B

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

D.M.S. 5% = 2,61209 D.M.S. 1% = 3,24081

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região e Alert do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	15,106249	15,106249	a	A
2	2	Dupla int.	8	10,036250	10,036250	b	B
3	3	Pulsátil	8	9,846250	9,846250	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região e Surefil do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	12,935000	12,935000	a	A
2	3	Pulsátil	8	9,730000	9,730000	a	A
3	2	Dupla int.	8	9,482499	9,482499	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região e P60 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	10,398749	10,398749	a	A
2	3	Pulsátil	8	9,686250	9,686250	a	A
3	2	Dupla int.	8	7,815000	7,815000	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região e Z100 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	14,692500	14,692500	a	A
2	3	Pulsátil	8	12,587501	12,587501	a b	AB
3	2	Dupla int.	8	9,472501	9,472501	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região e Z250 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	9,859999	9,859999	a	A
2	2	Dupla int.	8	9,172501	9,172501	a	A
3	3	Pulsátil	8	8,228750	8,228750	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região e Definite do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	14,957500	14,957500	a	A
2	3	Pulsátil	8	12,740001	12,740001	a	A
3	2	Dupla int.	8	12,389999	12,389999	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de superfície do fator região e Flow-it do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	21,304998	21,304998	a	A
2	2	Dupla int.	8	17,462500	17,462500	b	AB
3	3	Pulsátil	8	16,512501	16,512501	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de base do fator região e Alert do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	14,682500	14,682500	a	A
2	3	Pulsátil	8	11,515000	11,515000	a b	A
3	2	Dupla int.	8	10,942500	10,942500	b	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de base do fator região e Surefil do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	14,572500	14,572500	a	A
2	2	Dupla int.	8	13,003750	13,003750	a	A
3	3	Pulsátil	8	11,457500	11,457500	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de base do fator região e P60 do fator material

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Dupla int	8	11,906249	11,906249	a	A
2	1	Contínua	8	11,087500	11,087500	a	A
3	3	Pulsátil	8	10,142501	10,142501	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de base do fator região e Z100 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	20,783749	20,783749	a	A
2	2	Dupla int.	8	18,882502	18,882502	a	A
3	3	Pulsátil	8	18,638750	18,638750	a	A

Teste de Tukey para médias de método dentro de base do fator região e Z250 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Dupla int.	8	15,901250	15,901250	a	A
2	3	Pulsátil	8	10,941250	10,941250	b	B
3	1	Contínua	8	10,768750	10,768750	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de base do fator região e Definite do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	18,160000	18,160000	a	A
2	3	Pulsátil	8	13,290000	13,290000	b	B
3	2	Dupla int.	8	12,863750	12,863750	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de base do fator região e Flow-it do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Contínua	8	33,032501	33,032501	a	A
2	2	Dupla int.	8	26,410000	26,410000	b	B
3	3	Pulsátil	8	23,840000	23,840000	b	B

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

D.M.S. 5% = 3,69405 D.M.S. 1% = 4,58319

Teste de Tukey para médias de região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	168	15,848690	15,848690	a	A
2	1	Topo	168	12,115119	12,115119	b	B

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

D.M.S. 5% = 0,67676 D.M.S. 1% = 0,88556

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínuo do fator método.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	56	17,583929	17,583929	a	A
2	1	Topo	56	14,179285	14,179285	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	56	15,701429	15,701429	a	A
2	1	Topo	56	10,833036	10,833036	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	56	14,260714	14,260714	a	A
2	1	Topo	56	11,333036	11,333036	b	B

Medias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significancia indicado.

D.M.S. 5% = 1,17218

D.M.S. 1% = 1,53384

Teste de Tukey para médias de região dentro de Alert do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	24	12,380000	12,380000	a	A
2	1	Topo	24	11,662916	11,662916	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de Surefil do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	24	13,011250	13,011250	a	A
2	1	Topo	24	10,715833	10,715833	b	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de P60 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	24	11,045417	11,045417	a	A
2	1	Topo	24	9,300000	9,300000	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de Z100 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	24	19,435000	19,435000	a	A
2	1	Topo	24	12,250834	12,250834	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de Z250 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	24	12,537083	12,537083	a	A
2	1	Topo	24	9,087083	9,087083	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de Definite do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	24	14,771250	14,771250	a	A
2	1	Topo	24	13,362500	13,362500	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de Flow-it do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	24	27,760834	27,760834	a	A
2	1	Topo	24	18,426666	18,426666	b	A

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

D.M.S. 5% = 1,79053

D.M.S. 1% = 2,34297

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínua do fator método e Alert do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	1	Topo	8	15,106249	15,106249	a	A
2	2	Base	8	14,682500	14,682500	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínua do fator método e Surefil do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	14,572500	14,572500	a	A
2	1	Topo	8	12,935000	12,935000	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínua do fator método e P60 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	11,087500	11,087500	a	A
2	1	Topo	8	10,398749	10,398749	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínua do fator método e Z100 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	20,783749	20,783749	a	A
2	1	Topo	8	14,692500	14,692500	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínua do fator método e Z250 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	10,768750	10,768750	a	A
2	1	Topo	8	9,859999	9,859999	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínua do fator método e Definite do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	18,160000	18,160000	a	A
2	1	Topo	8	14,957500	14,957500	b	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de contínua do fator método e Flow-it do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	33,032501	33,032501	a	A
2	1	Topo	8	21,304998	21,304998	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método e Alert do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	10,942500	10,942500	a	A
2	1	Topo	8	10,036250	10,036250	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método e Surefil do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	13,003750	13,003750	a	A
2	1	Topo	8	9,482499	9,482499	b	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método e P60 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	11,906249	11,906249	a	A
2	1	Topo	8	7,815000	7,815000	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método e Z100 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	18,882502	18,882502	a	A
2	1	Topo	8	9,472501	9,472501	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método e Z250 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	15,901250	15,901250	a	A
2	1	Topo	8	9,172501	9,172501	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método e Definite do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	12,863750	12,863750	a	A
2	1	Topo	8	12,389999	12,389999	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de dupla intensidade do fator método e Flow-it do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	26,410000	26,410000	a	A
2	1	Topo	8	17,462500	17,462500	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método e Alert do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	11,515000	11,515000	a	A
2	1	Topo	8	9,846250	9,846250	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método e Surefil do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	11,457500	11,457500	a	A
2	1	Topo	8	9,730000	9,730000	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método e P60 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	10,142501	10,142501	a	A
2	1	Topo	8	9,686250	9,686250	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método e Z100 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	18,638750	18,638750	a	A
2	1	Topo	8	12,587501	12,587501	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método e Z250 do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	10,941250	10,941250	a	A
2	1	Topo	8	8,228750	8,228750	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método e Definite do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	13,290000	13,290000	a	A
2	1	Topo	8	12,740001	12,740001	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de pulsátil do fator método e Flow-it do fator material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	Base	8	23,840000	23,840000	a	A
2	1	Topo	8	16,512501	16,512501	b	B

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

D.M.S. 5% = 3,10128

D.M.S. 1% = 4,05815

Teste de Tukey para médias de material.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	48	23,093750	23,093750	a	A
2	4	Z100	48	15,842917	15,842917	b	B
3	6	Definite	48	14,066875	14,066875	b	BC
4	1	Alert	48	12,021458	12,021458	c	BC
5	2	Surefil	48	11,863541	11,863541	c	CD
6	5	Z250	48	10,812083	10,812083	c	D
7	3	P60	48	10,172708	10,172708	c	D

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

D.M.S. 5% = 1,89753

D.M.S. 1% = 2,20762

Teste de Tukey para médias de material dentro de contínua do fator método.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	16	27,168750	27,168750	a	A
2	4	Z100	16	17,738124	17,738124	b	B
3	6	Definite	16	16,558750	16,558750	bc	BC
4	1	Alert	16	14,894374	14,894374	bc	BC
5	2	Surefil	16	13,753750	13,753750	cd	CD
6	3	P60	16	10,743124	10,743124	de	D
7	5	Z250	16	10,314374	10,314374	e	D

Teste de Tukey para médias de material dentro de dupla intensidade do fator

método.							
Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	16	21,936250	21,936250	a	A
2	4	Z100	16	14,177501	14,177501	b	B
3	6	Definite	16	12,626874	12,626874	bc	BC
4	5	Z250	16	12,536875	12,536875	bc	BC
5	2	Surefil	16	11,243124	11,243124	bc	BC
6	1	Alert	16	10,489375	10,489375	c	BC
7	3	P60	16	9,860624	9,860624	c	C

Teste de Tukey para médias de material dentro de pulsátil do fator método.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	16	20,176250	20,176250	a	A
2	4	Z100	16	15,613125	15,613125	b	B
3	6	Definite	16	13,015000	13,015000	bc	BC
4	1	Alert	16	10,680625	10,680625	cd	C
5	2	Surefil	16	10,593750	10,593750	cd	C
6	3	P60	16	9,914375	9,914375	cd	C
7	5	Z250	16	9,585000	9,585000	d	C

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

D.M.S. 5% = 3,28662

D.M.S. 1% = 3,82372

Teste de Tukey para médias de material dentro de superfície do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	24	18,426666	18,426666	a	A
2	6	Definite	24	13,362500	13,362500	b	B
3	4	Z100	24	12,250834	12,250834	b	BC
4	1	Alert	24	11,662916	11,662916	bc	BCD
5	2	Surefil	24	10,715833	10,715833	bc	BCD
6	3	P60	24	9,300000	9,300000	c	CD
7	5	Z250	24	9,087083	9,087083	c	D

Teste de Tukey para médias de material dentro de base do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	24	27,760834	27,760834	a	A
2	4	Z100	24	19,435000	19,435000	b	B
3	6	Definite	24	14,771250	14,771250	c	C
4	2	Surefil	24	13,011250	13,011250	cd	CD
5	5	Z250	24	12,537083	12,537083	cd	CD
6	1	Alert	24	12,380000	12,380000	cd	CD
7	3	P60	24	11,045417	11,045417	d	D

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

D.M.S. 5% = 2,68357

D.M.S. 1% = 3,12205

Teste de Tukey para médias de material dentro de contínua do fator método e superfície do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	8	21,304998	21,304998	a	A
2	1	Alert	8	15,106249	15,106249	b	B
3	6	Definite	8	14,957500	14,957500	bc	B
4	4	Z100	8	14,692500	14,692500	bc	B
5	2	Surefil	8	12,935000	12,935000	bcd	B
6	3	P60	8	10,398749	10,398749	cd	B
7	5	Z250	8	9,859999	9,859999	d	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de contínua do fator método e base do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	8	33,032501	33,032501	a	A
2	4	Z100	8	20,783749	20,783749	b	B
3	6	Definite	8	18,160000	18,160000	bc	BC
4	1	Alert	8	14,682500	14,682500	cd	CD
5	2	Surefil	8	14,572500	14,572500	cd	CD
6	3	P60	8	11,087500	11,087500	d	D
7	5	Z250	8	10,768750	10,768750	d	D

TRINICAMP

BIBLIOTECA ESCOLAR
CENTRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO

Teste de Tukey para médias de material dentro de dupla intensidade do fator método e superfície do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	8	17,462500	17,462500	a	A
2	6	Definite	8	12,389999	12,389999	b	AB
3	1	Alert	8	10,036250	10,036250	b	B
4	2	Surefil	8	9,482499	9,482499	b	B
5	4	Z100	8	9,472501	9,472501	b	B
6	5	Z250	8	9,172501	9,172501	b	B
7	3	P60	8	7,815000	7,815000	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de dupla intensidade do fator método e base do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	8	26,410000	26,410000	a	A
2	4	Z100	8	18,882502	18,882502	b	B
3	5	Z250	8	15,901250	15,901250	bc	BC
4	2	Surefil	8	13,003750	13,003750	cd	C
5	6	Definite	8	12,863750	12,863750	cd	C
6	3	P60	8	11,906249	11,906249	cd	C
7	1	Alert	8	10,942500	10,942500	d	C

Teste de Tukey para médias de material dentro de pulsátil do fator método e superfície do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	8	16,512501	16,512501	a	A
2	6	Definite	8	12,740001	12,740001	ab	AB
3	4	Z100	8	12,587501	12,587501	ab	AB
4	1	Alert	8	9,846250	9,846250	b	B
5	2	Surefil	8	9,730000	9,730000	b	B
6	3	P60	8	9,686250	9,686250	b	B
7	5	Z250	8	8,228750	8,228750	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de pulsátil do fator método e base do fator região.

Num. ordem	Num. trat.	Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	7	Flow-it	8	23,840000	23,840000	a	A
2	4	Z100	8	18,638750	18,638750	b	AB
3	6	Definite	8	13,290000	13,290000	c	BC
4	1	Alert	8	11,515000	11,515000	c	C
5	2	Surefil	8	11,457500	11,457500	c	C
6	5	Z250	8	10,941250	10,941250	c	C
7	3	P60	8	10,142501	10,142501	c	C

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

D.M.S. 5% = 4,64798

D.M.S. 1% = 5,40755