

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

*CIRURGIÃO - DENTISTA*

INFLUÊNCIA DE MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO E DA RESINA DE BAIXA  
VISCOSIDADE SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO METAL-COMPÓSITOS

*Tese apresentada à Faculdade de Odontologia  
de Piracicaba, da Universidade Estadual de  
Campinas, para obtenção do TÍTULO DE  
LIVRE-DOCENTE EM MATERIAIS  
DENTÁRIOS.*

Piracicaba  
2001

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

*CIRURGIÃO - DENTISTA*

INFLUÊNCIA DE MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO E DA RESINA DE BAIXA  
VISCOSIDADE SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO METAL-COMPÓSITOS

*Tese apresentada à Faculdade de Odontologia  
de Piracicaba, da Universidade Estadual de  
Campinas, para obtenção do TÍTULO DE  
LIVRE-DOCENTE EM MATERIAIS  
DENTÁRIOS.*

Piracicaba  
2001



**Dedico este trabalho**

**À Deus, Senhor de toda a sabedoria**

Aos meus pais, **ANTONIO** e **CÉLIA**, pelo incentivo, carinho e compreensão durante toda minha vida.

À **ÉRICA**, pelo amor, carinho e incentivo dado em minha vida.

Ao meu irmão, **JOSÉ LUIZ**, e minha cunhada, **ANA PAULA**, pela colaboração e confiança que depositaram em mim.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Doutor **SIMONIDES CONSANI**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade, confiança, estímulo e pela colaboração marcante na minha formação científica.

Ao Prof. Doutor **MARIO FERNANDO DE GOES**, Titular da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade, estímulo, apoio e sugestões na elaboração deste trabalho, bem como também pela efetiva colaboração na minha formação científica.

Ao Prof. Doutor **LOURENÇO CORRER SOBRINHO**, Associado da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pelo apoio constante, companheirismo e, acima de tudo, pela amizade.

**Meus sinceros agradecimentos**

## AGRADECIMENTOS

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. ANTONIO WILSON SALLUM e do Diretor Associado Prof. Dr. FRAB NORBERTO BÓSCOLO.

Aos Profs. aposentados da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP - Dr. LUIZ ANTONIO RUHNKE e Dr. WOLNEY LUIZ STOLF, e ao Prof. Dr. SAIDE SARKIS DOMITTI, da Área de Prótese da FOP-UNICAMP, pela amizade e apoio constante.

Ao técnico especializado da Área de Materiais Dentários da FOP - UNICAMP, Engenheiro MARCOS BLANCO CANGIANI, pela confecção das matrizes e colaboração durante toda parte experimental deste trabalho.

À Bibliotecária Heloísa Maria Ceccotti, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação nas referências bibliográficas.

Aos alunos ALYSSON NORIYUKI KAJISHIMA KONNO e ANDRESA CARLA OBICI, pelo auxílio na parte experimental e na parte de redação deste trabalho.

À Sra. SELMA A. B. DE SOUZA, técnica da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela amizade e atenção prestada.

Ao Professor ELLIOT KITAJIMA do Núcleo de Apoio à Pesquisa da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz” - USP, pela utilização do microscópio eletrônico de varredura, cujas fotomicrografias enriqueceram cientificamente este trabalho.

À Profa. Dra. ELISABETE FROLLINI, do Instituto de Química de São Carlos - USP, pelos esclarecimentos que enriqueceram cientificamente este trabalho.

Aos alunos do Curso de Pós-Graduação em Materiais Dentários, pela amizade e convívio harmônico e a todos que direta ou indiretamente auxiliaram na elaboração deste trabalho.

**MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.**

## SUMÁRIO

RESUMO.....	01
ABSTRACT.....	02
1. INTRODUÇÃO.....	03
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	08
3. PROPOSIÇÃO.....	48
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1 Materiais.....	49
4.2 Métodos.....	51
5. RESULTADOS.....	61
6. DISCUSSÃO.....	79
7. CONCLUSÃO.....	90
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	91
APÊNDICE.....	99

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar a influência do método de fotoativação dos compósitos odontológicos Z100 (3M), P60 (3M) e A110 (3M) e do uso da resina de baixa viscosidade Flow-It (Jeneric-Pentron), sobre a contração de polimerização e sua influência na resistência da união da interface metal-compósito. Foram confeccionadas 240 matrizes circulares metálicas de 3 mm de espessura contendo uma cavidade vazada tronco cônica de 6 mm de diâmetro inferior e 9 mm de diâmetro superior. Essas cavidades foram jateadas internamente com micro-jateador (Danville Eng. Inc.). Após, foram divididas em 3 grupos de 80 matrizes, de acordo com o compósito utilizado. Cada grupo foi subdividido em dois subgrupos de 40 matrizes cada, de acordo com o uso ou não da resina composta de baixa viscosidade. Ainda, cada subgrupo foi dividido em quatro, de acordo com o método de fotoativação empregado, ou seja: fotoativados por luz contínua (520 mW/cm<sup>2</sup> por 40s.); fotoativados por dupla intensidade de luz (150 mW/cm<sup>2</sup> por 10s. seguido por 520 mW/cm<sup>2</sup> por 30s.); fotoativados através de luz pulsátil (520 mW/cm<sup>2</sup> por 60s.); e, fotoativados com luz de plasma de Xenônio (2300 mW/cm<sup>2</sup>) por 3 segundos. Após o jateamento, a superfície do metal foi tratada com o sistema adesivo SBMP Plus (3M), e os respectivos compósitos aplicados e fotoativados de acordo com cada método na face superior da matriz. Em seguida, ambas as superfícies foram desgastadas com lixas d'água 400, sob irrigação, para a remoção dos excessos. Os corpos-de-prova foram armazenados em temperatura ambiente por 24 horas e levados a uma máquina de ensaio Instron com velocidade de 0,5 mm/min. para o ensaio de resistência da união. O carregamento do ensaio foi feito através de uma esfera de aço adaptada no mordente superior da máquina que exerceu uma força na base da restauração até sua remoção. Os valores obtidos foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey (5%). Pôde-se verificar que para todos os métodos de fotoativação e compósito utilizado, o uso da base de resina de alto escoamento promoveu maiores valores médios de resistência quando comparado aos grupos sem sua utilização, exceção para o compósito A-110 fotoativado pelo arco de plasma de Xenônio, no qual não houve diferença estatística. Para os compósitos Z-100, P-60 e A-100, o método de fotoativação por luz contínua promoveu os menores valores de resistência da união, diferindo dos demais métodos, os quais não diferiram entre si, exceção para o compósito A-110, onde o método de fotoativação por arco de plasma de Xenônio mostrou maiores valores de resistência de união. Foi observado também, que com os compósitos A-110 e P-60, os valores de resistência de união foram maiores do que com o compósito Z-100, independentemente dos demais fatores. Também independentemente dos demais fatores, o uso da base de resina de alto escoamento promoveu maiores valores de resistência de união.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the influence of photoactivation method on the following resin composites: Z-100 (3M); P-60 (3M) and A-110 (3M) and the use of a low viscosity composite resin Flow-It (Jeneric Pentron) on the polymerization shrinkage and its influence on bond strength of metal-composite interface. It was used 240 round metallic matrices with 3mm height containing a round cavity with 6mm in the lower diameter and 9mm in the upper diameter. These matrices were internally sandblasted with aluminum oxide using a micro-etcher (Danville Eng. Inc) and divided on 3 groups with 80 each one according to the resin composite utilized. Each group was subdivided on 2 sub-groups with 40 matrices, according to the utilization or not of the low viscosity composite resin. Yet, each sub group was divided in 4 equal parts regarding the following photoactivation methods: continuous light (520 mW/cm<sup>2</sup> for 40 sec.), 2-step light intensity (150mW/ cm<sup>2</sup> for 10 sec. followed by 520 mW/cm<sup>2</sup> for 30 sec.), pulsable light (520 mW/cm<sup>2</sup> for 60 sec.) and plasma xenon light (2300 mW/cm<sup>2</sup> for 3 sec.). After sandblasting, the metal surface was treated with SBMP Plus adhesive system and the respective composites were applied and photoactivated according to the chosen method on the upper and lower side of specimen. Following, these surfaces were scratched with sandpaper grit n<sup>o</sup> 400, under water-cooling to remove the excess of material and stored in room temperature for 24 hours. The bond strength test was submitted on an universal testing machine Instron with crosshead speed of 0,5 mm/min. The load was carried out with a stainless steel sphere adapted on the crosshead, which forced the restoration to the lower side until its removal. The obtained values were submitted to ANOVA and means compared by Tukey's test at 5% significance level. It was verified that to all the photoactivation methods and composite resin used, the use of a low viscosity composite resin promoted higher values of bond strength compared to the groups that do not used, exception to the A-110 composite resin photoactivated by xenon plasma arch, which has no difference. To Z-100, P-60 and A-110 composite resins, the continuous light promoted the lower values of bond strength , differing from the all other methods, that do not differed from each other, exception to the A-110 , which the xenon plasma-arch showed higher values of bond strength. Also, it was observed that the composites A-110 and P-60 showed higher bond strengths compared to Z-100, independent from all other factors and the use of a low viscosity composite resin promoted higher bond strengths.

# 1 - INTRODUÇÃO

Para substituir a resina acrílica e o cimento de silicato nas restaurações em dentes anteriores, foram lançados em meados dos anos 60, os compósitos restauradores resinosos (Bowen, 1963). Com o passar do tempo, muitas melhorias foram alcançadas e 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, 1992; Peutzfeldt, 1997). Um dos principais problemas encontrados com esse material é a infiltração marginal, decorrente da perda do selamento marginal devido à contração decorrente do processo de polimerização (Bowen *et al.*, 1983; Rees & Jacobsen, 1989; Ferracane, 1992; Uno & Shimokobe, 1994).

O sistema iniciador da polimerização presente na matriz orgânica dos primeiros compósitos era formado pelo peróxido de benzoíla e por uma amina terciária. Estes componentes eram fornecidos no sistema de duas pastas, que ao serem misturadas, iniciavam o processo de polimerização. No entanto, estes compósitos eram fortemente influenciados pela correta proporção, além de possuírem limitado tempo de trabalho (Bowen, 1963; Lee *et al.*, 1976; De Lange *et al.*, 1980; Anusavice, 1998).

Em vista disso, no início dos anos 70 foram desenvolvidos compósitos que polimerizavam quando ativados por luz ultravioleta, cujo comprimento de onda girava em torno de 365 nm. Porém estes materiais apresentaram uma série de

inconvenientes como limitada profundidade de polimerização e possíveis danos à saúde, decorrente da exposição à radiação ultravioleta (Lee *et al.*, 1976; Birdsell *et al.*, 1977; De Lange *et al.*, 1980).

Alguns anos mais tarde, foi introduzido um sistema de compósito ativado por luz visível, cujo comprimento de onda girava em torno de 470 nm. Este apresentava vantagens quando comparado com seu antecessor, como maior profundidade de polimerização, tempo de trabalho mais adequado, maior resistência à compressão, maior lisura superficial e tipo de radiação luminosa mais segura (Bassiouny & Grant, 1978; Ruyter & Oysaed, 1982; Pollack & Blitzer, 1982; Tirtha *et al.*, 1982).

No entanto, independentemente do tipo de compósito, durante o processo de polimerização ocorre a contração do mesmo, devido a formação de ligações covalentes entre as moléculas de monômero, o que leva ao “encurtamento” da cadeia de polímero (Rees & Jacobsen, 1989; Peutzfeldt, 1997). Walls *et al.* (1998) 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 para um mesmo volume de resina; 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 resina que contém

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 marginal (Bowen, 1963; Rees & Jacobsen, 1989; Tani, 1989; Uno & Shimokobe, 1994). Por estes motivos, a contração de polimerização é um dos principais fatores na determinação da longevidade das restaurações com compósitos (Rees & Jacobsen, 1989; Ferracane, 1992; Peutzfeldt, 1997).

Diversas maneiras de se aumentar a integridade marginal de tais restaurações tem sido propostas. Dentre elas, encontra-se o uso de materiais de base com maiores propriedades elásticas (menor módulo de elasticidade) que o compósito restaurador, os quais são capazes de absorver, em parte, as tensões (Ikemi & Nemoto, 1994; Tolidis *et al.*, 1998); utilização de sistemas adesivos que apresentem satisfatória união à estrutura dental (Asmussen, 1975; Versluis *et al.*, 1998; Unterbrink & Liebenberg, 1999; Asmussen & Peutzfeldt, 1999); técnicas de inserção incremental (Tjan *et al.*, 1992; Lutz *et al.*, 1986) e; controle do escoamento do compósito durante a polimerização (Uno & Shimokobe, 1994; Feilzer *et al.*, 1995; Unterbrink & Muessner, 1995; Venhoven *et al.*, 1996).

O processo de polimerização parece ser mais dependente do total de energia disponível do que da intensidade de luz propriamente dita (Miyazaki *et al.*, 1996; Sakaguchi & Berge, 1998). Assim, um alto grau de conversão pode ser conseguido pela aplicação de menor intensidade de luz por um tempo prolongado, ou talvez, por intensidades variáveis por um determinado tempo (Uno & Asmussen, 1991; Feilzer *et al.*, 1995; Sakaguchi & Berge, 1998).

Esse tipo de polimerização controlada reduz tensão gerada pela 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, 1991; Feilzer *et al.*, 1995; Unterbrink & Muessner, 1995; Watts & Al-Hindi, 1998). A menor intensidade de luz inicial pode ser conseguida através do distanciamento da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície do compósito (Pires *et al.*, 1993; Hansen & Asmussen, 1997) ou através do uso de aparelhos fotoativadores que emitem intensidade de luz variável (Koran & Kürschner, 1998). 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, 1984; Feilzer *et al.*, 1990; Feilzer *et al.*, 1995; Watts & Al-Hindi, 1998; Bouschlincher *et al.* 2000). Além disso, recentemente tem sido proposta a polimerização por luz intermitente ou pulsátil (Tarle *et al.*, 1998; Kanca III & Suh,

1999) e por luz emitida por arco de plasma de Xenônio (Peutzfeldt *et al.*, 2000); contudo tais processos ainda são pouco discutidos e suas conseqüências ainda não estão bem elucidadas.

O uso de resinas compostas de baixa viscosidade como agente forrador de cavidades tem sido também proposto com o intuito de diminuir a tensão gerada durante o processo de polimerização do compósito e, conseqüentemente, favorecer a manutenção da união do compósito ao substrato dental. Este procedimento na técnica restauradora leva a uma ação de “amortecedor” sob o compósito no momento da polimerização (Labella *et al.*, 1999; Unterbrink *et al.*, 1999).

Como esses dois fatores parecem contribuir para a manutenção da efetividade da união do compósito restaurador ao substrato dental, este estudo se propôs a avaliar a influência de métodos de fotoativação e do uso de um agente forrador resiliente (compósito de baixa viscosidade), sobre a resistência da união de diferentes compósitos a um substrato metálico.

## 2 - REVISÃO DA LITERATURA

No ano de 1962, BOWEN patenteou um novo monômero, sintetizado a partir do bisfenol A e glicidil metacrilato, ao qual denominou de BisGMA. Este monômero polimeriza através de duplas ligações carbono (C=C) dos dois grupos metacrilatos presentes na molécula. O BisGMA 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 leva a produção de resinas mais forte e rígidas. O advento do monômero BisGMA iniciou a era dos compósitos odontológicos.

BOWEN, em 1963, avaliou o efeito do tratamento da superfície de partículas de sílica vítrea a serem incorporadas na resina BisGMA. Tal procedimento tinha como objetivo produzir um material com melhores propriedades, em especial, uma 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 BisGMA 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 testes realizados mostraram que a mistura de sílica tratada à resina BisGMA resultou na diminuição da solubilidade, sorpção de água, coeficiente de expansão térmica e contração de polimerização e no aumento do

módulo de elasticidade, resistência à compressão, à tração e à indentação, quando comparado a outros materiais estéticos como o cimento de silicato e a resina acrílica. Quando a resina BisGMA foi misturada a partículas de sílica que não tiveram sua superfície tratada com o vinil-silano, as propriedades resultantes mostraram apresentar valores inferiores. Deste modo, o autor concluiu que o reforço da resina BisGMA com sílica tratada proporciona melhora nas propriedades deste novo material restaurador.

PHILLIPS, em 1973, 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 formados por partículas inorgânicas duras, mantidas juntas por uma matriz resinosa macia e que são unidos quimicamente por um agente de união.

ASMUSSEN *et al.*, em 1975, investigou a existência de uma possível relação entre a composição dos compósitos e sua contração de polimerização parede a parede. Foram preparadas cavidades cilíndricas em dentes humanos, com diâmetro e profundidade de aproximadamente 2,5 mm e, em seguida, restauradas. Após 20 minutos o dente foi abrasionado 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 uma correlação positiva entre a largura da fenda e o conteúdo de monômero diluente, ou seja, com o aumento do conteúdo de diluente há 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. Portanto, conclui-se que a composição da fase orgânica é de importância primária para a contração de polimerização parede a parede.

LEE *et al.*, em 1976, relacionaram as vantagens e os 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, que é controlado pelo operador e, por não necessitar de mistura antes de cada aplicação. Contudo, também apresentou desvantagens como limitada profundidade, necessidade de instrumentos e equipamentos caros que requerem testes periódicos e troca de acessórios, a não polimerização do material em locais inacessíveis à luz e falta de controle da profundidade de polimerização.

BIRDSELL *et al.*, em 1977, examinaram os efeitos biológicos da energia de luz ultravioleta emitida pelo aparelho Nuva-Lite<sup>®</sup>, 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 1978, 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 mostrou apresentar 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 1980, 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 1982, 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 1982, avaliaram o grau de conversão de monômeros em relação à profundidade e os fatores que afetavam 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 indicam 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 apresentam maior grau de polimerização do que os 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 %p e 79,6 %p, enquanto o tamanho médio variou de 9,7  $\mu\text{m}$  a 30,0  $\mu\text{m}$ . Essas variações referentes à carga, bem como, a distribuição das partículas, podem levar a dispersão da luz que incide no material, ocasionando uma 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 1982, investigou a contração de polimerização e o padrão desta contração utilizando quatro compósitos fotoativados e um autopolimerizável. Foram confeccionados preparos cavitários com 2,5 mm de diâmetro e 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  $\mu\text{m}$ . Os compósitos fotoativados, diferentemente do quimicamente ativados, mostraram contração de polimerização mais pronunciada entre 100 e 500  $\mu\text{m}$ , diminuindo entre 800 e 1.200  $\mu\text{m}$ . 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, dando uma direção de contração para a primeira camada polimerizada.

Ainda em 1982, TIRTHA *et al.* estudaram o grau de polimerização de seis compósitos polimerizáveis por luz, além da resistência transversa e dos coeficientes de transmissão de luz. 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 tiveram maiores graus de polimerização que os ativados por luz ultravioleta. O coeficiente de transmissão foi influenciado pelo comprimento de onda, pelos índices de refração do compósito e pelo tamanho, forma e quantidade de partículas de carga.

BOWEN *et al.*, em 1983, 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, este 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 1984, 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.

Ainda em 1985, 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 efeito significativo nas propriedades físicas e mecânicas dos compósitos. Maior conteúdo de carga resultou em melhores valores de dureza, resistência à compressão e rigidez, ao mesmo tempo que diminuiu a sorção de água. Partículas de carga de tamanhos menores promoveram uma maior dispersão da luz, o que levou a redução da profundidade de polimerização.

Em 1986, 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 MOD em três incrementos. A fotoativação foi realizada indiretamente em três locais diferentes, sendo que o incremento gengival foi fotoativado através da passagem da luz por uma 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 1987, 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, com base nos resultados obtidos, que o aumento da quantidade de partículas de carga presentes em um determinado volume de resina proporciona uma redução na contração de polimerização parede a parede. O tamanho e o formato da partícula de carga apresentam um papel importante no que se refere à fluidez da mistura, e esta parede estar diretamente relacionada com a contração.

FEILZER *et al.*, em 1988, 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 do ativador e do 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 1988, determinaram a contração de polimerização volumétrica de uma série de compósitos ativados por luz 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 promove 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 por fim, que os compósitos diferem significativamente quanto à magnitude da contração e, que esta é influenciada pela quantidade de carga, pela matriz resinosa e pelo calor gerado durante a reação.

Em 1989, REES & JACOBSEN estudaram a contração de polimerização de diversos compósitos, tanto de ativação química quanto física, 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 1989, determinou a força de contração durante a polimerização de compósitos de ativação química e física pela luz. 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 1990, 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 posteriores. Ainda, foi observada uma correlação positiva entre a quantidade de carga e a resistência à tração diametral e a 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 1990, 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 1991, UNO & ASMUSSEN investigaram o efeito de uma reduzida taxa de polimerização na adaptação marginal de cavidades em dentina e o efeito na resistência de união à dentina e resistência à tração diametral em dentina e compósitos fotoativados por esta técnica. Os autores concluíram que a baixa intensidade de luz melhora significativamente a adaptação marginal, provavelmente porque esta técnica permite maior escoamento do material e um concomitante relaxamento da tensão de contração. A associação de baixa intensidade seguida de alta intensidade promove significativa redução na largura e extensão da fenda marginal, sem redução das propriedades de resistência do material.

TJAN *et al.*, em 1992, 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 por 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 foi 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 resultam 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 1992, 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. Outro fator que afeta a integridade marginal de restaurações de compósitos é a diferença do coeficiente de expansão térmica entre o dente e o compósito. 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 posterior desempenho. Desta forma, o autor conclui que os compósitos são adequados em relação ao desgaste, propriedades mecânicas e selamento marginal quando utilizado em cavidades conservativas e, que não há dados conclusivos para suportar a extensão destes materiais como substitutos do amálgama.

Em 1993, CRAIG, afirmou que a intensidade máxima do feixe de luz irradiada está concentrada próximo à superfície do compósito. Como a luz penetra no material, ela é dispersa e refletida, e perde intensidade. Um bom número de fatores influenciam o grau de polimerização em dadas profundidades a partir da superfície após a fotopolimerização. A concentração de fotoiniciador ou absorvedor de luz no compósito deve ser tal que reagirá no comprimento de luz próprio e também deverá estar presente em concentração suficiente. O conteúdo e tamanho das partícula de carga são críticos para a dispersão do feixe de luz. Por essa razão, compósitos microparticulados com menores e maior quantidade de partículas de carga, dispersam mais luz que os compósitos com partículas maiores e em menor número. Assim tempo mais longo de exposição são necessários para obter profundidade de polimerização adequada com os compósitos microparticulados em relação aos outros compósitos.

PIRES *et al.*, em 1993, 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, principalmente na superfície do topo. A profundidade de polimerização 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 1994, investigaram o efeito de três tipos e diferentes espessuras de cimento de ionômero de vidro, utilizado como forramento, sobre a tensão de contração inerente dos compósitos. Foram utilizados o cimento ionomérico convencional, o fotoativado sistema pó/líquido e o fotoativado pasta única. Os resultados mostraram que o cimento de ionômero de vidro convencional

gerou menor tensão de contração. Isto ocorreu provavelmente devido ao lento processo de geleificação do material, o que pode permitir a liberação de tensões enquanto o compósito polimeriza. O aumento da espessura mostrou causar pequeno efeito sobre este material. O cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável sistema pó/líquido mostrou-se pouco afetado relativamente similar ao convencional. Por outro lado, o de sistema pasta única gerou grande tensão, e esta aumentou à medida que a espessura de material aplicado foi maior. 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 1994, investigaram o efeito da tensão de contração na adaptação marginal de compósitos a 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 e 1,5 mm de profundidade totalmente em dentina. 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. Ressaltam que para a obtenção de uma boa adaptação marginal é fundamental que

as tensões de contração sejam liberadas através do uso de uma camada de baixa viscosidade, pela técnica incremental de inserção do compósito ou por meio de sistema de polimerização lenta.

UNTERBRINK & MUESSNER, em 1995, 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 a alta intensidade de luz, que possuía em média  $450 \text{ mW/cm}^2$  e a baixa intensidade, de cerca de  $250 \text{ mW/cm}^2$ . Os resultados mostraram que houve diferença na adaptação marginal e na resistência à flexão entre os dois sistemas quando fotoativado 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 estatisticamente significativa entre ambas intensidades para os dois materiais. Contudo, compósitos polimerizados a altas intensidades de luz podem levar a redução na qualidade marginal, o que compromete a longevidade dessas restaurações.

FEILZER *et al.*, em 1995, determinaram a influência da intensidade e luz na integridade da interface dente/restauração e na contração de polimerização de compósitos. Cavidade 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, de aproximadamente 250 mW/cm<sup>2</sup>, enquanto na outra metade foi utilizada alta intensidade de luz, de cerca de 650 mW/cm<sup>2</sup>. 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 polimerizada com 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 com alta intensidade de luz. A contração de polimerização a ambas intensidades de luz alcança os mesmos níveis dentro de uma hora. Deste modo foi possível concluir que o uso de unidades de luz com menores intensidades contribuem para uma melhor integridade da interface.

Devido a grande quantidade de compósitos com diferentes consistências disponíveis no mercado para serem utilizados em dentes posteriores, OPDAM *et al.*, em 1996, 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 o tamanho médio das partículas e a consistência, contudo, quando o volume de carga era maior, a consistência do material também era aumentada, mostrando uma correlação positiva entre eles.

Em 1996, MIYAZAKI *et al.* investigaram a relação entre a resistência à fratura e à flexão e as variações na intensidade e no tempo de exposição à luz. As combinações intensidade de luz/tempo de exposição empregadas foram: 400 mW/cm<sup>2</sup> por 30 segundos; 200 mW/cm<sup>2</sup> por 60 segundos, ou; 100 mW/cm<sup>2</sup> por 120 segundos. Os resultados não mostraram diferenças estatísticas nas propriedades mecânicas para qualquer uma das três 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 do que da intensidade de luz propriamente dita.

VENHOVEN *et al.*, em 1996, 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 uma marcada 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. Contudo, 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 1997, 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. A síntese do monômero BisGMA, iniciou a era dos compósitos restauradores odontológicos.

Este monômero volumoso e bifuncional mostrou-se superior ao metil metacrilato, usado até então para a restauração direta em dentes anteriores, devido à estrutura química e ao elevado peso molecular, promovendo menor volatilidade, menor contração de polimerização, enrijecimento mais rápido, cuja polimerização ocorre através das duplas ligações carbono-carbono e produção de resinas mais fortes e rígidas. A alta viscosidade do BisGMA é diminuída por meio da mistura com monômeros dimetacrilatos de menor peso molecular, de modo a obter uma consistência favorável à incorporação de partículas. Os monômeros mais freqüentemente utilizados como diluentes são o EGDMA e o TEGDMA. Essa diluição proporciona uma elevada contração de polimerização, uma vez que durante a formação da cadeia polimérica há diminuição dos espaços entre os monômeros, pela ocorrência das ligações covalentes. Decisivamente a contração de polimerização é um dos fatores que determinam a longevidade de restaurações com compósitos. Ainda, a extensão da contração de polimerização depende, entre outras coisas, do peso molecular e da funcionalidade do monômero. A reatividade do monômero aumenta com o aumento da distância entre os grupos metacrilato. Assim, o grau de conversão em copolímeros BisGMA/TEGDMA diminui com o aumento do conteúdo de BisGMA. Isto se deve ao volume dos grupos aromáticos da parte central da molécula de BisGMA, o que causa barreiras à rotação ao redor das ligações. Desta forma, 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 leva a expansão higroscópica dos compósitos. Contudo, isto 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 BisGMA foram desenvolvidos, onde a hidroxila foi eliminada, o BisEMA. Um outro grupo de monômeros que tem sido utilizado na fabricação de compósitos restauradores odontológicos é o UEDMA. Este monômero pode ser usado sozinho ou em combinação com o BisGMA 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 se obter um material que supra todas as necessidades clínicas. A autora conclui 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 1997, 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, dentre 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 1998, estudaram o efeito do UEDMA, BisGMA 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 um 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 1998, 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,

de aproximadamente 150 mW/cm<sup>2</sup> durante 10 segundos, seguida pela utilização da alta intensidade de luz, de cerca de 700 mW/cm<sup>2</sup>, 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, mas ao mesmo tempo proporcionou um material final 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.

ASMUSSEN, em 1998, 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 com o 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 empregada.

WATTS & AL-HINDI, em 1998, 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.

VERSLUIS *et al.*, em 1998, 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 partícula, 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 da restauração.

Em 1998, 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 1998, 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/cm<sup>2</sup>, 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/cm<sup>2</sup> (o que corresponde a 71% daquela do grupo controle) durante 20 segundos, seguida por 337 mW/cm<sup>2</sup> por 20 segundos adicionais. Os resultados mostraram que a aplicação de duas intensidades de luz pode oferecer uma oportunidade de reduzir a contração de polimerização, enquanto não altera significativamente o grau de conversão. Isto pode estar relacionado a uma 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 um efeito benéfico na contração de polimerização, pois

parece que o processo de polimerização é mais dependente do total de energia do que da intensidade apenas.

Ainda em 1998, 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 o autor, isto se deve ao fato de que os pulsos são muito curtos e permitem que ocorra o resfriamento e o escoamento do material entre cada pulso.

Ainda no ano de 1998, ANUSAVICE descreveu sobre os compósitos odontológicos. Em um breve histórico o autor relata que o desenvolvimento da molécula do BisGMA, 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 BisGMA, 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  $\mu\text{m}$ ), de micropartículas (0,04 - 0,4 $\mu\text{m}$ ), de partículas pequenas (1 - 5  $\mu\text{m}$ ) e híbridos (0,6 - 1,0  $\mu\text{m}$ ).

BURGESS *et al.*, em 1999, 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 elimina a contração de polimerização, porém provê tempo para que o material escoe a partir das superfícies livres e resulte em melhor adaptação marginal. Este tipo de fotoativação produz, ainda, adequada profundidade de polimerização, dureza e resistência à flexão ao compósito.

UNTERBRINK & LIEBENBERG, em 1999, 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 1999, 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 é semelhante, enquanto, por outro lado, as magnitudes são 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.

Ainda em 1999, LOVELL *et al.* investigaram o comportamento da reação entre BisGMA/TEGDMA em função da intensidade de luz, temperatura durante a polimerização e proporção entre ambos monômeros. Os resultados sugerem que a molécula do BisGMA 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 BisGMA. 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.

LABELLA *et al.*, em 1999, estudaram a contração de polimerização e o módulo de elasticidade de compósitos de baixa viscosidade e de agentes de união com carga. Verificaram que a contração de polimerização volumétrica tem magnitude variável e depende do tipo de compósito avaliado. A magnitude da

tensão gerada pela contração de polimerização parece ser dependente da proporção entre a superfície unida e não unida, das propriedades do compósito e da quantidade de material. Observaram que com a introdução dos compósitos de baixa viscosidade (*flow*) esperava-se que estes produziram maior tensão pela contração de polimerização por causa do maior conteúdo de matriz orgânica; no entanto, têm também menor módulo de elasticidade e, com isso, poderiam funcionar como “amortecedores” no momento da polimerização do compósito. Concluíram que o desempenho dos compósitos como neutralizadores das tensões de polimerização parece imprevisível, dependendo do tipo e quantidade de matriz de matriz, bem como da natureza química da partícula inorgânica.

ASMUSSEN & PEUTZFELDT, em 1999, investigaram a direção da contração de compósitos ativados por luz em relação à união e à espessura do material. Os resultados demonstram um complexo padrão de contração dos compósitos. A união do material a um substrato tem um significativo efeito no deslocamento do material em direção à fonte de luz. A espessura do material que polimeriza também influencia na direção da contração. Contudo, segundo os autores, a determinação exata de tais relações ainda não está clara.

Em 1999, KANCA III & SUH avaliaram o efeito da ativação de compósitos por luz pulsátil sobre a redução da tensão nas margens cavo-superficiais em esmalte. Os autores afirmaram que quanto maior o grau de polimerização dos

compósitos, maior será a tensão gerada. Por isso verificaram o grau de polimerização dos compósitos através da análise da dureza superficial. O efeito da tensão gerada pela contração de polimerização foi determinado pelo ensaio de penetração de corante na interface dente-restauração em cavidades com fator C igual a 5. O compósito restaurador foi fotoativado através dos seguintes métodos: 600 mW/cm<sup>2</sup> por 40s.; 100 mW/cm<sup>2</sup> por 40s. e ativação pulsátil de 300-350 mW/cm<sup>2</sup> por 2s., seguido por 600 mW/cm<sup>2</sup> por 10s. A resistência a tração diametral também foi verificada para cada variável. Os resultados mostraram que a dureza superficial dos grupos de ativação por 600 mW/cm<sup>2</sup> por 40s. e por 100 mW/cm<sup>2</sup> por 40s., apresentaram resultados semelhantes e superiores aos valores encontrados com a ativação pulsátil. Os valores de tração diametral para os três métodos de fotoativação não diferiram entre si. Houve significativamente menor infiltração de corante com o uso de menor intensidade de luz, mas isso foi mais evidente no grupo com ativação pulsátil. Os autores concluem afirmando que isso foi devido ao prolongado estágio do compósito na fase gel, o qual permitiu ocorrer escoamento no compósito. Isso implicaria em benefícios à restauração, deixando claro que esse método de ativação por luz pulsátil seria o mais indicado para uso clínico.

BOUSCHLICHER *et al.*, em 2000, avaliaram o efeito da intensidade de luz no grau de conversão de compósitos em relação à aplicação de luz, se de dupla intensidade ou de dois passos, ou contínua de alta intensidade. Os autores

verificaram, a partir da análise dos resultados, que o grau de conversão para ambas as técnicas de fotoativação foram equivalentes, o que significa que a fotoativação pelo método de dupla intensidade não resulta em diminuição das propriedades mecânicas finais do material.

PEUTZFELDT *et al.*, em 2000, verificaram o efeito da utilização de aparelhos fotoativadores por arco de plasma sobre algumas propriedades físicas e mecânicas de compósitos restauradores resinosos. As propriedades estudadas foram a quantidade de duplas ligações remanescentes, profundidade de polimerização, resistência à flexão, módulo de elasticidade e contração de polimerização. As unidades fotoativadoras por arco de plasma foram o Apollo 95E e o PAC 1000. Como grupo controle foi utilizado o aparelho fotoativador XL3000 (lâmpada halógena). Os autores verificaram que com o uso do aparelho Apollo 95E o número de ligações duplas remanescentes foi maior do que quando se utilizou o XL3000. Já os resultados para o aparelho PAC 1000 variou e dependeu do tipo de compósito utilizado.. Quanto à profundidade de polimerização, os aparelhos utilizando arco de plasma foram iguais ou inferiores ao aparelho convencional, dependendo também do tipo de compósito utilizado. A resistência à flexão não foi influenciada por nenhum método de fotoativação. O módulo de elasticidade foi menor para o aparelho Apollo 95E em relação ao XL3000. Os autores verificaram ainda que a contração de polimerização, quando se utilizou os aparelhos por arco de plasma, foi menor ou igual do que quando se utilizou o aparelho convencional.

CONDON & FERRACANE, em 2000, avaliaram a magnitude da tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos e verificaram também o efeito da adição do monômero experimental MSAA (metacriloxi-estireno-alil-álcool) na redução dessa tensão. Utilizaram onze compósitos restauradores disponíveis comercialmente e uma série de compósitos experimentais. O ensaio foi realizado numa máquina de ensaio universal, onde se mensurou a máxima tensão gerada durante a polimerização confinada do compósito restaurador. Os autores verificaram que houve relação significativa entre alto volume de partículas de carga e aumento da tensão de contração de polimerização entre os compósitos comerciais estudados. A introdução do monômero MSAA promoveu a redução de 30% na tensão da contração de polimerização nos compósitos experimentais. Concluíram afirmando que compósitos que contêm menores níveis de partículas de carga inorgânica são menos susceptíveis a produzirem altos níveis de tensão durante a polimerização quando estão confinados. Ainda, afirmaram que mudanças na composição química dos compósitos podem resultar em materiais que produzam menor contração de polimerização.

Em 2000, DENNISON *et al.* avaliaram o efeito do aumento seqüencial da intensidade de luz sobre a contração de polimerização de um compósito microparticulado e outro híbrido. O ensaio de dureza Knoop foi utilizado para se

verificar a eficiência de cada método em polimerizar os compósitos. Para isso foram confeccionados quatro grupos de 12 amostras cada, os quais foram levados a um linômetro para se mensurar a contração de polimerização. Os métodos de fotoativação utilizados foram: Grupo 1 - 100% da intensidade do aparelho de luz visível por 40s; Grupo 2 - 25% da intensidade por 40s.; Grupo 3 - 25% da intensidade por 20s., 50% da intensidade por 10s. e 100% por 10s.; e, Grupo 4 - 25% da intensidade por 10s., 50% por 10s. e 100% por 20s. Os valores obtidos foram comparados pelo ANOVA e teste de Tukey dentro de cada material. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre as médias do grupo 1 (controle) com os três grupos experimentais, para os dois compósitos. Não existiu diferença entre os três grupos experimentais. A dureza Knoop não diferiu entre o grupo 1 (controle) e o grupo 4. O grupo 2 e 3 não diferiram entre si, mas foram inferiores aos grupos 1 e 4. Os autores concluíram que a fotoativação dos compósitos com 25% da intensidade por 10s., 50% por 10s. e 100% por 20s., reduziu significativamente a contração de polimerização quando comparado ao grupo controle. Além disso, não comprometeu a profundidade de polimerização.

OBICI, em 2000, investigou a fenda causada pela contração de polimerização de materiais com diferentes composições e viscosidades, quando diversos métodos de fotoativação são utilizados, bem como verificar o comportamento de contração segundo a região do corpo-de-prova. 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 espécimes foram confeccionados em matriz metálica circular 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: por luz contínua, cuja intensidade de luz foi de 500 mW/cm<sup>2</sup> durante 40 segundos; por dupla intensidade de luz, onde os 10 primeiros segundos consistiram na aplicação de uma baixa intensidade de luz, de cerca de 150 mW/cm<sup>2</sup>, seguida de uma polimerização final a alta intensidade, de cerca de 500 mW/cm<sup>2</sup>, por 30 segundos, e; por luz pulsátil, cujo aparelho, desenvolvido pela Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, proporcionou aproximadamente meio segundo de luz a uma intensidade de 450 mW/cm<sup>2</sup>, seguida de cerca de meio segundo de ausência de luz, por um tempo total de 60 segundos. Posteriormente, tanto a superfície do topo quanto da base dos corpos-de-prova foram acabadas e polidas com papel de carbetto de silício de granulação decrescente (320, 400, 600 e 1.200). Após 24 ± 1 hora, a fenda de contração dos compósitos foi mensurada em Microscopia Eletrônica de Varredura sob baixo vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England) e os resultados submetidos ao teste de Tukey. Os resultados mostraram que: 1 - A contração de polimerização na superfície da base dos espécimes foi estatisticamente maior do que na superfície do topo, para todos os materiais testados; 2 - O método de fotoativação por luz contínua resultou na maior média de contração, independentemente do compósito e da região analisada, ao mesmo tempo em que os métodos de dupla intensidade e de luz pulsátil não diferiram

entre si; 3 - O compósito de baixa viscosidade Flow-it apresentou a maior fenda de contração, sendo estatisticamente diferente de todos os outros materiais. Os compósitos Z100 e Definite tiveram valores intermediários e sem diferenças entre si, enquanto os compósitos de alta viscosidade Alert, Surefil e P60, além do compósito Z250, tiveram os menores valores de contração sem diferenças entre si; 4 - O comportamento de contração para os sete compósitos segundo o método de fotoativação mostrou ser diferente. Os compósitos Flow-it e Alert apresentaram maiores valores de fenda de contração para o método contínuo em relação ao método de dupla intensidade e de luz pulsátil, os quais não diferiram estatisticamente entre si. Para o compósito Z100 não houve diferença entre os métodos contínuo e pulsátil e entre o de dupla intensidade e pulsátil, entretanto o método de fotoativação por luz contínua mostrou maiores valores quando comparado ao de dupla intensidade de luz. Já para os compósitos Definite, Surefil, P60 e Z250 não houve diferença significativa em relação aos métodos testados ( $p < 0,05$ ).

CUNHA et al., em 2001, verificaram a influência de quatro métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de cinco compósitos odontológicos: Z100 (3M), Solitaire (Heraus-Kulzer), TPH (Dentsply), Alert (Jeneric-Pentron) e Wave (SDI). Corpos-de-prova cilíndricos (3mm de diâmetro por 5 mm de altura) foram preparados a partir de uma matriz e fotoativados por quatro diferentes métodos: luz contínua (520 mW/cm<sup>2</sup> por 40 segs.); dupla

intensidade de luz (150 mW/cm<sup>2</sup> por 10 segs. seguidos por 520 mW/cm<sup>2</sup> durante 30 segs.); luz pulsátil (520 mW/cm<sup>2</sup> por 60 segs.); e por luz emitida por arco de plasma de Xenônio (2300mW/cm<sup>2</sup> por 3 segs.). A mensuração de dureza Knoop foi feita através da utilização de um microdurômetro Tester FM, com uma carga de 50 gramas por 30 segs.. Vinte e cinco penetrações foram feitas em cada corpo-de-prova, e um total de cinco corpos-de-prova foram feitos para cada método de fotoativação e tipo de compósito. Os resultados foram submetidos a análise de variância e ao teste de Tukey, a nível de 5%. Os resultados indicaram que: (1) de uma maneira geral, para o método de polimerização por arco de plasma de Xenônio, os valores de microdureza superficial para as regiões de superfície, 1,5mm e 2,5mm não apresentaram diferença estatística comparativamente aos métodos de luz contínua e de dupla intensidade, apresentando resultados estatisticamente superiores à luz pulsátil. Para as regiões de 4,5mm e fundo os resultados do arco de plasma de Xenônio apresentaram-se estatisticamente inferiores aos outros métodos testados; (2) Para o compósito Z100, o método de polimerização por luz pulsátil mostrou menores valores de dureza do que os métodos por luz contínua e por dupla intensidade de luz, não diferindo estatisticamente dos valores encontrados para o método de plasma de Xenônio, excetuando a região de fundo; (3) Para o Alert, o método de polimerização pelo arco de plasma de Xenônio apresentou valores estatisticamente inferiores de dureza do que os outros três métodos testados; (4) Para o TPH, os quatro métodos não

apresentaram diferenças estatísticas para as regiões de superfície; 1,5mm e 2,5mm. Para as regiões de 4,0mm e fundo a polimerização por arco plasma de Xenônio apresentou resultados estatisticamente inferiores aos outros três métodos; (5) Para o compósito Solitaire, o método de polimerização por arco de plasma de Xenônio apresentou valores estatisticamente superiores aos métodos de dupla intensidade e luz pulsátil em regiões de superfície e 1,5mm, não diferindo do método por luz contínua. Em regiões de 4,0mm e fundo este mesmo método apresentou valores estatisticamente inferiores de dureza comparativamente aos métodos por luz contínua e dupla intensidade, não diferindo da luz pulsátil. (6) Finalmente, o compósito Wave apresentou valores estatisticamente inferiores de dureza para o arco de plasma de Xenônio quando comparado aos outros três métodos de polimerização.

### 3 - PROPOSIÇÃO

Em vista dos questionamentos a respeito dos procedimentos utilizados no controle da tensão gerada durante o processo de polimerização dos compósitos odontológicos, este se estudo se propôs avaliar a resistência da união de três compósitos odontológicos de composição distinta ao substrato metálico, em função dessa contração, nas variáveis:

- método de fotoativação:
  - luz contínua;
  - dupla intensidade de luz;
  - luz pulsátil; e
  - luz de arco de plasma de Xenônio.
- o uso ou não de uma resina de baixa viscosidade como base antes da inserção do compósito restaurador.

## 4 - MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 Materiais:

Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizados três compósitos restauradores, sendo: A110 - compósito microparticulado, indicado para restaurações de dentes anteriores; P60 - compósito de partículas pequenas, de alta viscosidade, indicado para restaurações de dentes posteriores; e, Z100 - compósito de partículas pequenas, de viscosidade regular, indicado para restaurações de dentes anteriores e posteriores. Além desses materiais, foi utilizado o compósito de baixa viscosidade Flow-It.

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

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

COMPÓSITO	FABRICANTE	LOTE / VAL.
P60	3M, St.Paul, MN, USA	OCC 2003-06
Z100	3M, St.Paul, MN, USA	OHM 2003-03
A110	3M, St.Paul, MN, USA	OAM 2003-08
Flow-it	Jeneric/Pentron, Wallingford, USA	20678 2001-07

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

<b>COMPOSIÇÃO</b>			
<b>COMPÓSITO</b>	<b>Matriz orgânica</b>	<b>Carga</b>	<b>% em volume</b>
P60	BisGMA, UEDMA, BisEMA	Zircônia/Sílica	61 *
Z100	BisGMA, TEGDMA	Zircônia/Sílica	66 *
A110	BisGMA, TEGDMA	Sílica	40 *
Flow-it	BisGMA etoxilado, TEGDMA	Vidro de bário, Sílica e dióxido de Titânio	55 *

\* Informações do fabricante.

## 4.2. Métodos

### 4.2.1. Obtenção das matrizes:

Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizadas 240 matrizes metálicas circulares, medindo 3,0 mm de espessura e 11,0 mm de diâmetro externo, contendo uma cavidade vazada de forma tronco-cônica com 9,0 mm de diâmetro maior e 6,0 mm de diâmetro menor (Figuras 1 A e B). As matrizes foram confeccionadas em liga de cobre-zinco, num torno de bancada (Riosulense TR600, Joinvile, SC).

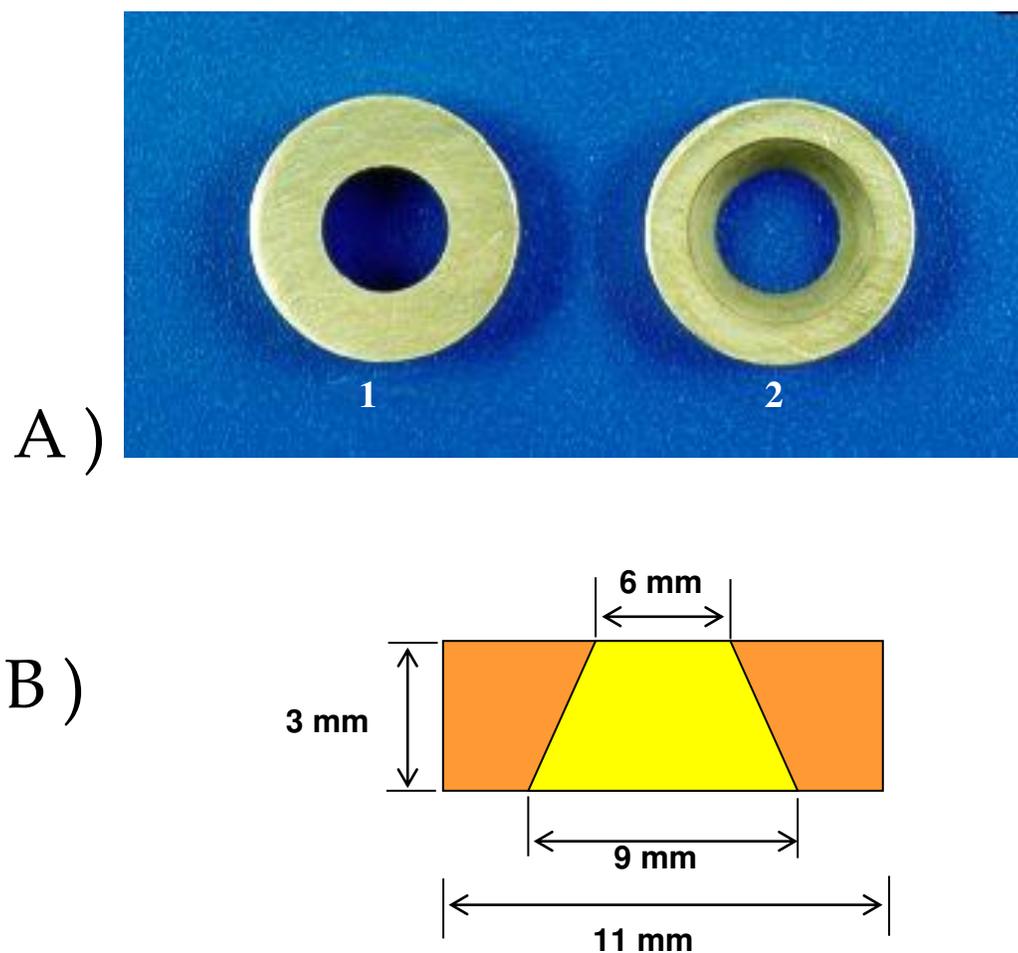


Figura 1. A - matriz metálica utilizada para inserir o compósito restaurador: 1) visão da região de menor diâmetro; 2) visão da região de maior diâmetro; B - desenho esquemático da matriz.

#### 4.2.2. Obtenção dos corpos-de-prova:

As paredes das cavidades das matrizes foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 40  $\mu\text{m}$ , utilizando um micro-jateador (Danville Eng. Inc., USA). Em seguida, foram lavadas em água corrente por 1 minuto e imersas em água destilada para a limpeza em ultra-som, por 10 minutos.

As superfícies internas das cavidades foram tratadas com o sistema de união Scotchbond Multi-Use Plus (3M Dental Products, USA), sendo, primeiramente, condicionadas internamente com ácido fosfórico por 15 segundos, lavadas com spray ar-água por 15 segundos, e secas pelo mesmo período. Após, foi aplicada uma camada do agente de silanização (Ceramic Primer), o qual foi seco com leve jato de ar por 5 segundos. No passo seguinte, foi aplicada uma camada do agente de união (Adhesive) e fotoativado de acordo com método de fotoativação avaliado.

As 240 matrizes foram divididas em 4 grupos de 60 matrizes cada, de acordo com o método de fotoativação empregado, ou seja, luz contínua, luz pulsátil, dupla intensidade de luz e luz de arco de plasma de Xenônio.

Cada grupo foi subdividido em três subgrupos de 20 amostras cada, de acordo com o compósito restaurador utilizado: Z100 (3M), P60 (3M) ou A110 (3M). Ainda, em cada subgrupo, metade das amostras ( $n=10$ ) receberam a aplicação de uma camada de 0,7 mm de espessura do compósito de baixa viscosidade Flow-It (Fig. 3 A). Para isto, foi utilizada uma contra-matriz (Fig. 2 A e B) confeccionada com silicona por adição (Express, 3M Dental Products), a qual continha um

espaçador com formato de tronco-cone que ficava localizado no interior da cavidade da matriz e desadaptado 0,7mm da parede da cavidade, permitindo assim, a injeção do compósito de baixa viscosidade na fenda existente entre o espaçador e a matriz. Na outra metade das amostras dos subgrupos, o compósito restaurador foi inserido sobre o agente de união (Figura 3 B). O Quadro 1 mostra a divisão dos grupos e subgrupos .

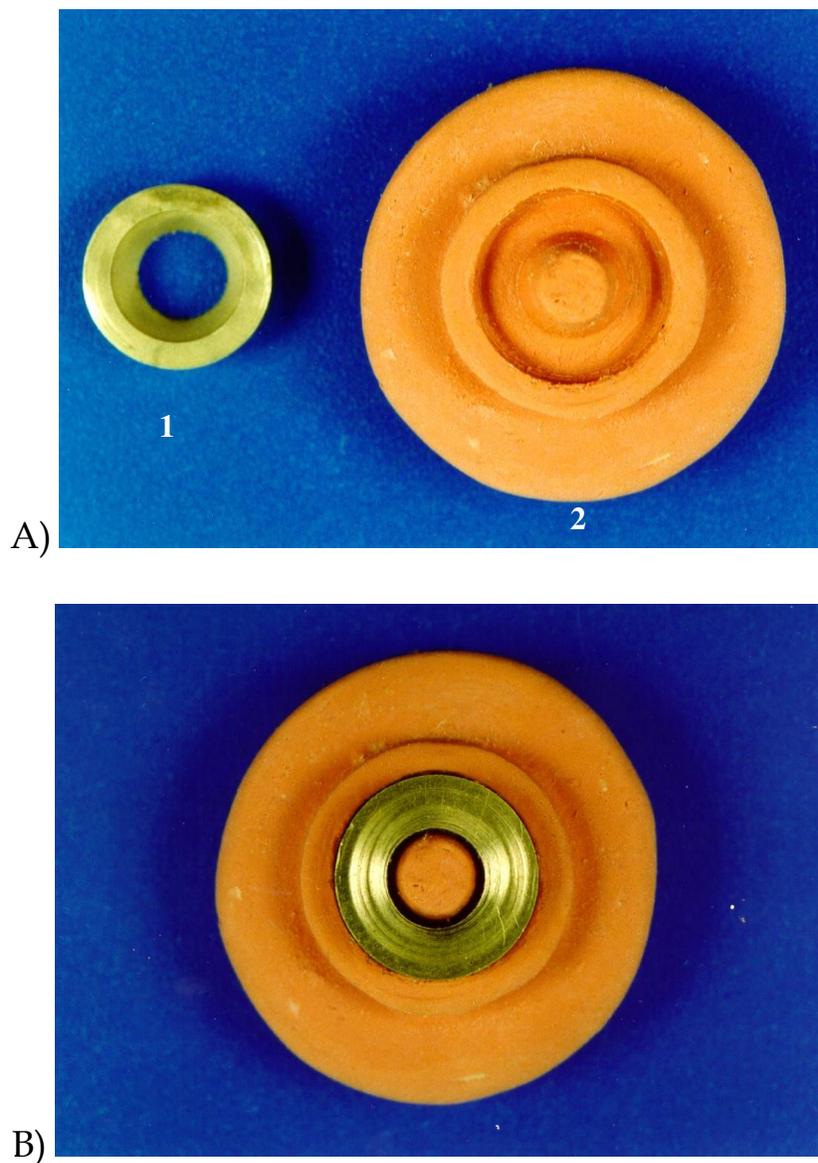


Figura 2. A- Matriz (1) e contra-matriz (2); B- matriz posicionada na contra-matriz.

Quadro 1 - Divisão dos grupos e subgrupos do estudo.

Luz contínua (60 c.p.)	Z100 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	P60 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	A110 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
Luz pulsátil (60 c.p.)	Z100 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	P60 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	A110 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
Dupla intensidade de luz (60 c.p.)	Z100 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	P60 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	A110 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
Plasma de Xenônio (60 c.p.)	Z100 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	P60 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)
	A110 (20 c.p.)	com Flow-It (10 c.p.)
		sem Flow- It (10 c.p.)

c.p. = corpo-de-prova

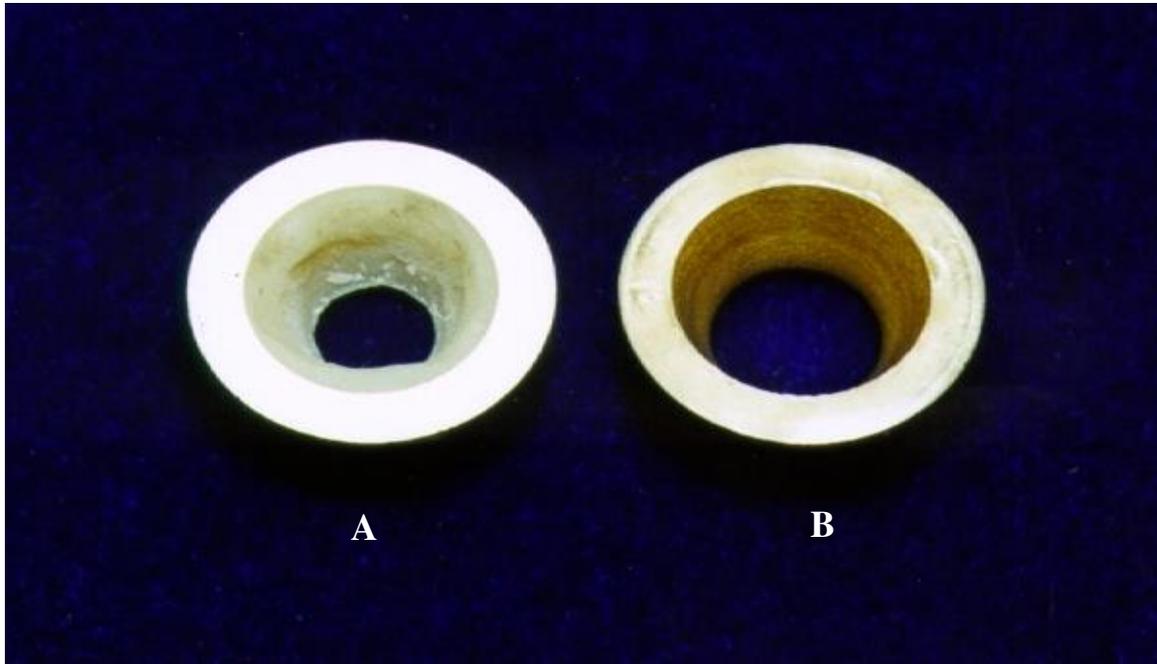


Figura 3 . A- Amostra com a camada de resina de baixa viscosidade; B- Amostra com a aplicação apenas do agente de união.

Cada matriz foi posicionada sobre uma tira de poliéster e esta sobre uma placa de vidro de 20 mm de espessura. Os compósitos Z100, P60 e A110 foram inseridos na matriz com o auxílio de uma espátula de inserção (Duflex, S.S.White Artigos Dentários Ltda), (Figura 4) e acomodados com condensador metálico manual (Duflex, S.S.White Artigos Dentários Ltda). O compósito restaurador teve sua superfície coberta por outra tira de poliéster e, em seguida, pressionado por uma lâmina de vidro.



Figura 4. Compósito restaurador sendo inserido na matriz metálica posicionada sobre a tira de poliéster.

No método de fotoativação por luz contínua, a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador (XL 1500, 3M, St. Paul, MN, USA) foi posicionada junta ao conjunto matriz metálica/compósito restaurador. A intensidade de luz foi freqüentemente aferida por um radiômetro (Demetron Research Corp., Danbury, USA), o qual indicava intensidade de luz em torno de 520 mW/cm<sup>2</sup>. Os compósitos foram fotoativados pelo tempo de 40 segundos.

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 1,7 cm de distância do

conjunto matriz metálica/compósito restaurador, através da utilização de um espaçador confeccionado para esta finalidade. Isto proporcionou uma intensidade de luz de cerca de 150mW/cm<sup>2</sup>. Em seguida, o espaçador foi removido e a ponta do aparelho foi posicionada junta ao conjunto matriz metálica/material restaurador. Com isto, a intensidade de luz aumentou para um valor de aproximadamente 520 mW/cm<sup>2</sup>, sendo mantida pelo tempo adicional de 30 segundos, totalizando 40 segundos de fotoativação.

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

O quarto método de fotoativação foi através do aparelho Elite Apollo 95E (DMD) que contém uma lâmpada de plasma de Xenônio que emite uma luz branca intensa, a qual é filtrada para deixar passar somente os comprimentos de onda na faixa entre 460 e 490 nm, com intensidade de 2300 mW/cm<sup>2</sup>. O tempo de fotoativação foi de 3 segundos.

Em seguida, tanto a superfície irradiada quanto a oposta dos corpos-de-prova foram desgastadas e aplainadas e polidas utilizando papel de carbetto de silício de granulação 400. Desta forma, foi possível remover o excesso de compósito

e obter uma superfície plana, para propiciar correto posicionamento do corpo-de-prova no momento do carregamento mecânico.

Antes porém, os corpos-de-prova (Fig. 5) foram mantidos em temperatura ambiente de  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ , por 24 horas antes do ensaio de resistência de união.

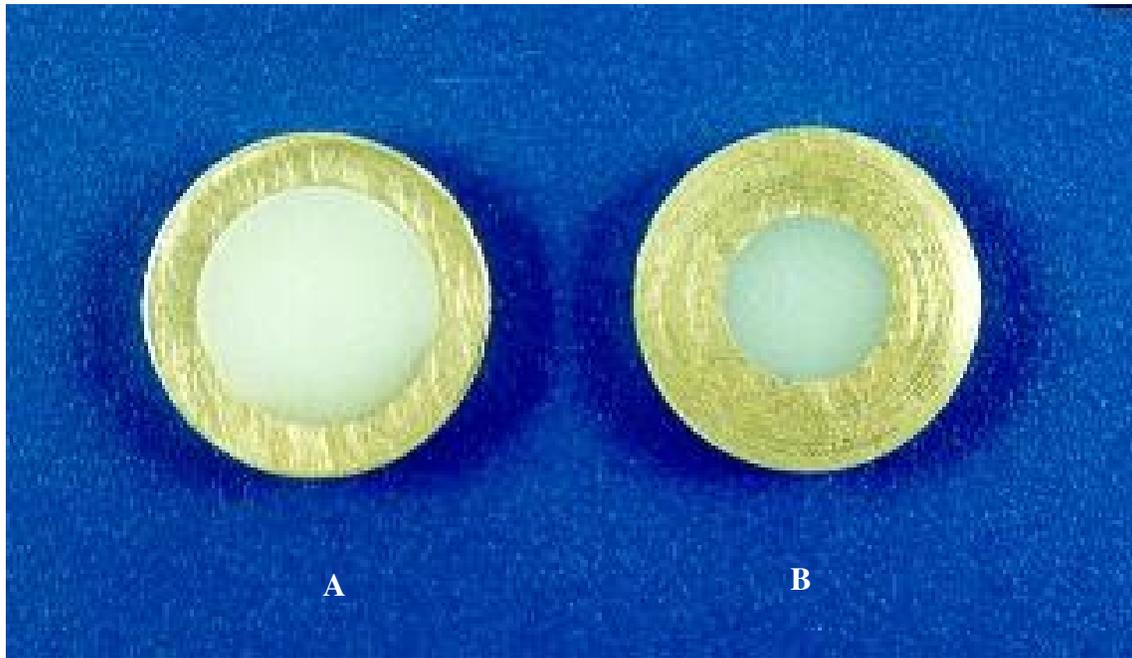


Figura 5 - Corpos-de-prova prontos para o ensaio. A- Vista da região de diâmetro maior. B- Vista da região de diâmetro menor.

#### 4.2.3. Ensaio de resistência de união:

Para a realização do ensaio de carregamento, foi adaptada na base da máquina de ensaio universal (Instron model 4411, England) uma peça acrílica contendo um orifício no qual o corpo-de-prova ficava posicionado. Em seguida, no mordente superior da máquina foi adaptada uma ponta contendo uma esfera de aço presa na extremidade, a qual exerceu o esforço de compressão na região de menor diâmetro do corpo-de-prova (Figura 6). A velocidade exercida pela máquina de ensaio foi de 0,5 mm/min. até a ruptura do corpo-de-prova. Esse tipo de ensaio é denominado de “push-out test” e foi descrito no estudo de Koran & Kürschner (1998). Os valores obtidos (kgf) foram divididos pela área (0,2882 cm<sup>2</sup> - kgf/cm<sup>2</sup>) e, em seguida, transformados em MPa.

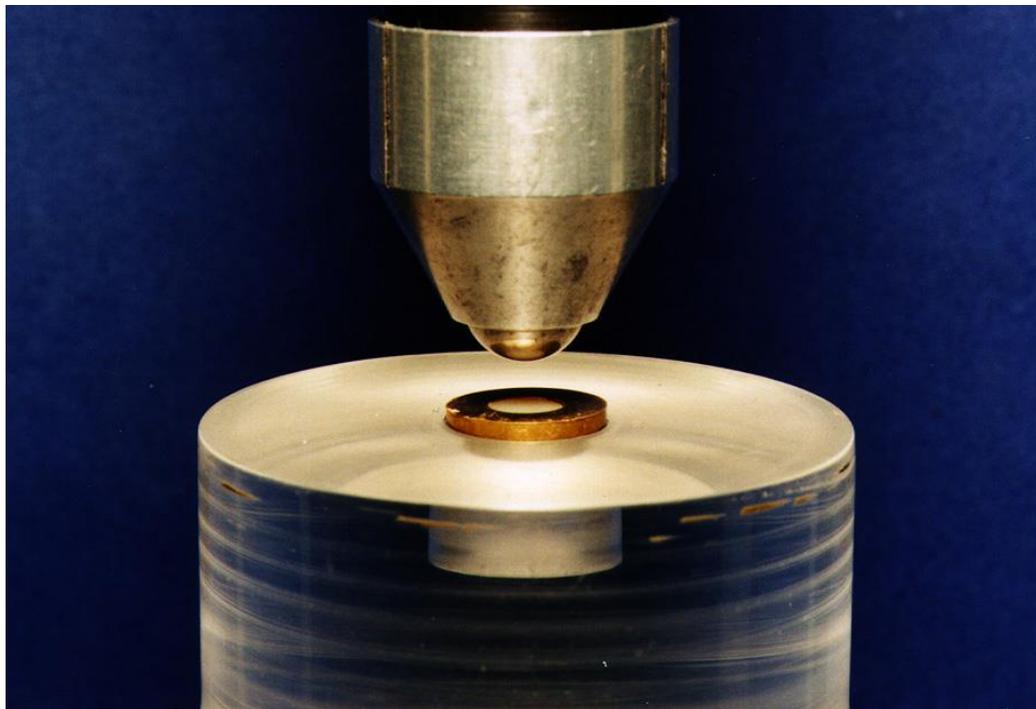


Figura 6 – Carregamento do corpo-de-prova.

#### **4.2.4. Observação da formação de fenda entre material restaurador e matriz metálica**

Paralelamente a este estudo, à caráter ilustrativo, três amostras representativas de cada grupo foram fixadas em *stubs* metálicos com fita adesiva carbonada para serem observadas em microscopia eletrônica de varredura, sob alto vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England). Para a leitura da largura da fenda formada entre o compósito restaurador e a superfície interna da matriz metálica foi utilizado o *software* do microscópio, com aumento médio de 1500X. Antes porém, tiveram a superfície de maior diâmetro coberta com uma camada de liga de ouro-paládio num metalizador (Bal-tec SCD 050, Germany).

#### **4.2.5 Observação do tipo de falha ocorrido na interface metal-compósito**

Após o ensaio de resistência de união, todas as amostras fraturadas foram levadas a uma lupa estereoscópica (Carl Zeiss) com 40X de aumento, para observação do padrão de fratura ocorrido na interface metal-compósito.

#### **4.2.6 Análise estatística:**

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

## 5 - RESULTADOS

Os valores originais obtidos após ensaio de resistência de união dos compósitos Z-100, P-60 e A-110, utilizando-se ou não como base o compósito de alto escoamento Flow-It, após os métodos de fotoativação por luz contínua, luz pulsátil, dupla intensidade de luz e arco de plasma de Xenônio, estão listados no capítulo Apêndice.

Esses valores foram submetidos à análise de variância com esquema fatorial cujos fatores foram: Material, que analisou o compósito restaurador; Flow, que avaliou o uso ou não do compósito de alto escoamento Flow-It como base; e Método, que avaliou o método de fotoativação utilizado. Os valores médios de resistência da união, registrados em MPa, foram transformados segundo o logaritmo de  $X+0$  e submetidos ao teste de Tukey ao nível de 5% de significância para comparação. As médias estão apresentadas nas Tabelas 3, 4, 5, 6 e 7 e Figuras 7, 8, 9, 10 e 11.

A Tabela 3 e a Figura 7 mostram as médias da resistência da união obtidas com o compósito Z-100, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento Flow- It como base e de acordo com cada método de fotoativação. Assim, pôde-se observar que quando se usou ou não a base de Flow-It, os métodos de fotoativação por luz emitida por arco de plasma de Xenônio, luz pulsátil e dupla intensidade de luz não diferiram entre si ( $p>0,05$ ), mas diferiram do método por luz contínua ( $p<0,05$ ), o qual obteve a menor média de resistência da união.

Quando se comparou a influência do uso ou não da base do compósito de alto escoamento Flow-It, verificou-se que, para todos os métodos, o uso da base promoveu aumento estatisticamente significativo ( $p < 0,05$ ) das médias de resistência da união.

A Tabela 4 e a Figura 8 mostram as médias de resistência da união obtidas com o compósito P-60, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento Flow-It como base e de acordo com cada método de fotoativação. Assim, pôde-se observar que quando se usou ou não a base de compósito Flow-It, os métodos de fotoativação por luz emitida por arco de plasma de Xenônio, luz pulsátil e dupla intensidade de luz não diferiram entre si ( $p > 0,05$ ), mas diferiram do método por luz contínua ( $p < 0,05$ ), o qual obteve a menor média de resistência de união. Quando se comparou a influência do uso ou não da base do compósito de alto escoamento Flow-It, verificou-se que, para todos os métodos, o uso da base promoveu aumento estatisticamente significativo ( $p < 0,05$ ) das médias de resistência da união.

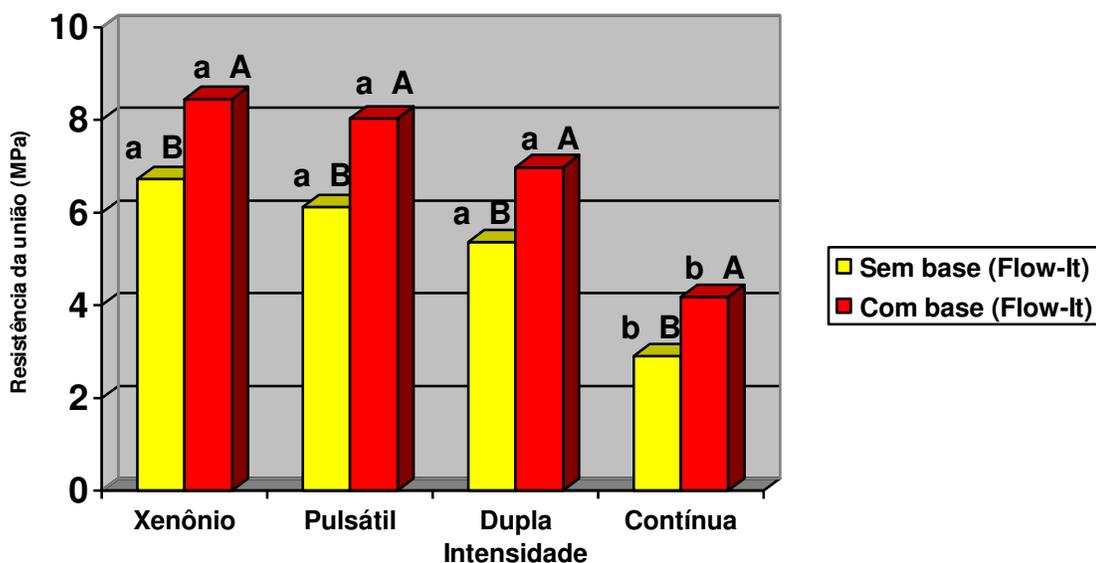
A Tabela 5 e a Figura 9 mostram as médias resistência de união obtidas com o compósito A-110, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento Flow-It como base e de acordo com cada método de fotoativação. Assim, pôde-se observar que quando se usou ou não a base de Flow-It, o método de fotoativação por luz emitida por arco de plasma de Xenônio mostrou a maior média de resistência de união e diferiu estatisticamente dos demais métodos ( $p < 0,05$ ). Os métodos de fotoativação por luz pulsátil e dupla intensidade de luz

não diferiram entre si ( $p>0,05$ ), mas diferiram do método por luz contínua ( $p<0,05$ ), o qual obteve a menor média de resistência da união. Quando se comparou a influência do uso ou não da base do compósito de alto escoamento Flow-It, verificou-se que, somente para o método de fotoativação por luz de arco de plasma de Xenônio não houve influência do uso da base ( $p>0,05$ ). Já para os demais métodos, o uso da base promoveu aumento estatisticamente significativo ( $p<0,05$ ) das médias de resistência da união.

Tabela 3 - Médias de resistência da união (MPa) obtidas com o compósito Z-100, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento como base e de acordo com cada método de fotoativação.

Método de Fotoativação	Sem base (Flow-It)		Com base (Flow-It)	
	Média	(D.P.)	Média	(D.P.)
Xenônio	6,72 a B	(1,54)	8,45 a A	(1,12)
Pulsátil	6,12 a B	(1,22)	8,03 a A	(1,15)
Dupla Intensidade	5,36 a B	(1,20)	6,98 a A	(1,33)
Contínua	2,90 b B	(0,42)	4,18 b A	(0,80)

Médias seguidas por letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas na linha, diferem entre si ao nível de 5% de significância.



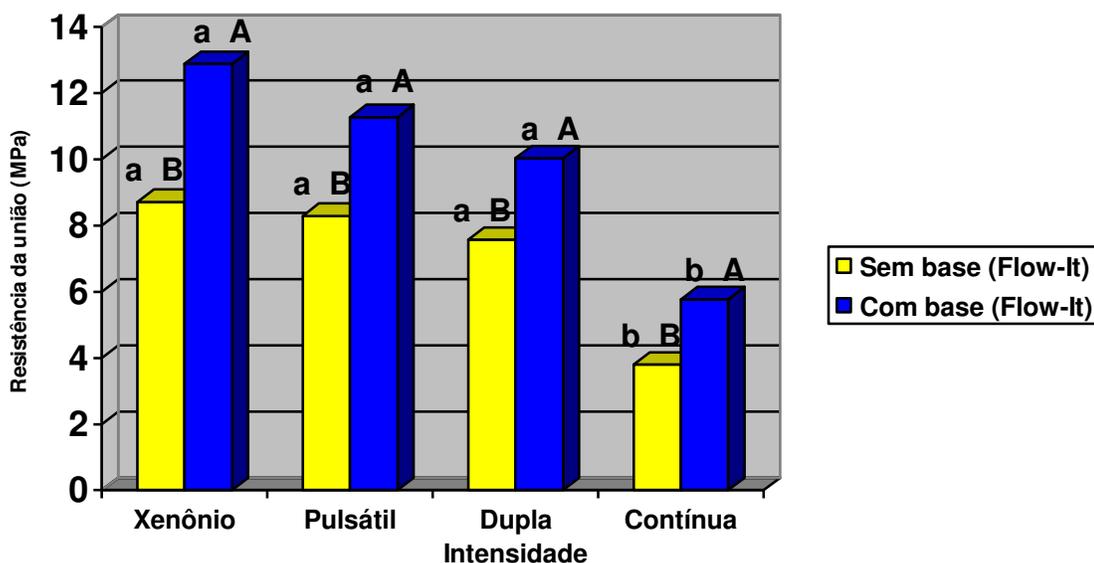
Médias seguidas por letras minúsculas distintas na colunas de cores iguais e maiúsculas nas colunas de cores diferentes, diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Figura 7 - Ilustração gráfica das médias de resistência da união (MPa) obtidas com o compósito Z-100, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento como base e de acordo com cada método de fotoativação.

Tabela 4 - Médias de resistência da união (MPa) obtidas com o compósito P-60, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento como base e de acordo com cada método de fotoativação.

Método de Fotoativação	Sem base (Flow-It)		Com base (Flow-It)	
	Média	(D.P.)	Média	(D.P.)
Xenônio	8,71 a B	(1,62)	12,87 a A	(3,52)
Pulsátil	8,29 a B	(1,38)	11,27 a A	(2,06)
Dupla Intensidade	7,57 a B	(1,36)	10,03 a A	(1,43)
Contínua	3,79 b B	(0,85)	5,77 b A	(1,19)

Médias seguidas por letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas na linha, diferem entre si ao nível de 5% de significância.



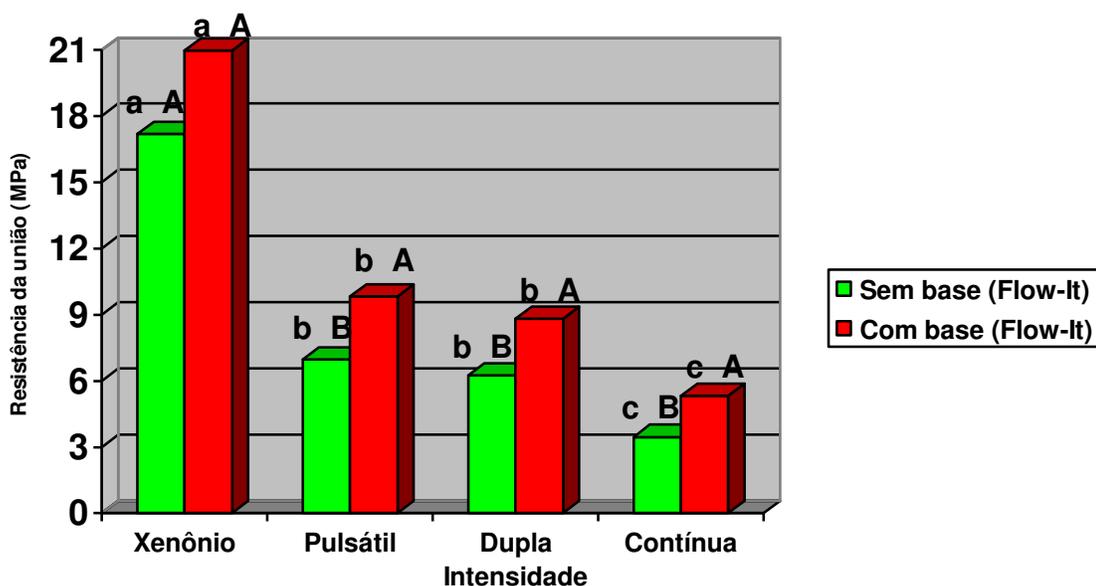
Médias seguidas por letras minúsculas distintas na colunas de cores iguais e maiúsculas nas colunas de cores diferentes, diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Figura 8 - Ilustração gráfica das médias de resistência da união (MPa) obtidas com o compósito P-60, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento como base e de acordo com cada método de fotoativação.

Tabela 5 - Médias de resistência da união (MPa) obtidas com o compósito A-110, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento como base e de acordo com cada método de fotoativação.

Método de Fotoativação	Sem base (Flow-It)		Com base (Flow-It)	
	Média	(D.P.)	Média	(D.P.)
Xenônio	17,18 a A	(3,45)	20,96 a A	(6,09)
Pulsátil	6,96 b B	(1,34)	9,83 b A	(2,75)
Dupla Intensidade	6,24 b B	(1,45)	8,81 b A	(1,80)
Contínua	3,46 c B	(0,89)	5,31 c A	(1,11)

Médias seguidas por letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas na linha, diferem entre si ao nível de 5% de significância.



Médias seguidas por letras minúsculas distintas na colunas de cores iguais e maiúsculas nas colunas de cores diferentes, diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Figura 9 - Ilustração gráfica das médias de resistência da união (MPa) obtidas com o compósito A-110, utilizando-se ou não o compósito de alto escoamento como base e de acordo com cada método de fotoativação.

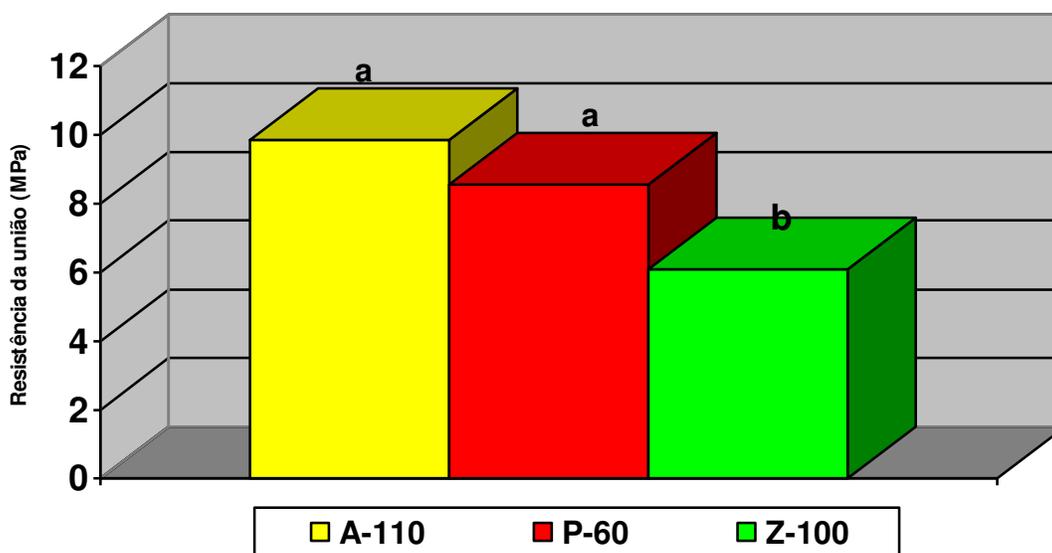
A Tabela 6 e a Figura 10 mostram as médias de resistência da união obtidas com os três compósitos restauradores, independentemente do tipo de fotoativação utilizado e do uso ou não do compósito de alto escoamento Flow-It como base. Pôde-se observar que os compósitos A-110 e P-60 obtiveram as maiores médias de resistência de união e não diferiram estatisticamente entre si ( $p>0,05$ ). O compósito Z-100 obteve a menor média de resistência da união e diferiu estatisticamente ( $p<0,05$ ) dos demais compósitos.

A Tabela 7 e Figura 11 mostram as médias de resistência da união obtidas quando se utilizou ou não o compósito de alto escoamento Flow-It como base, independentemente do tipo de compósito restaurador e método de fotoativação. Observou-se que quando se utilizou a base de Flow-It, a média de resistência da união foi maior e estatisticamente diferente ( $p<0,05$ ) da média obtida quando não se utilizou a base de Flow-It.

Tabela 6 - Médias de resistência da união (MPa) obtidas com os três compósitos restauradores, independentemente do tipo de fotoativação utilizado e do uso ou não do compósito de alto escoamento Flow-It como base.

Compósito	Média	(D.P.)
A-110	9,84 a	(6,36)
P-60	8,54 a	(3,26)
Z-100	6,09 b	(2,08)

Médias seguidas por letras minúsculas distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância.



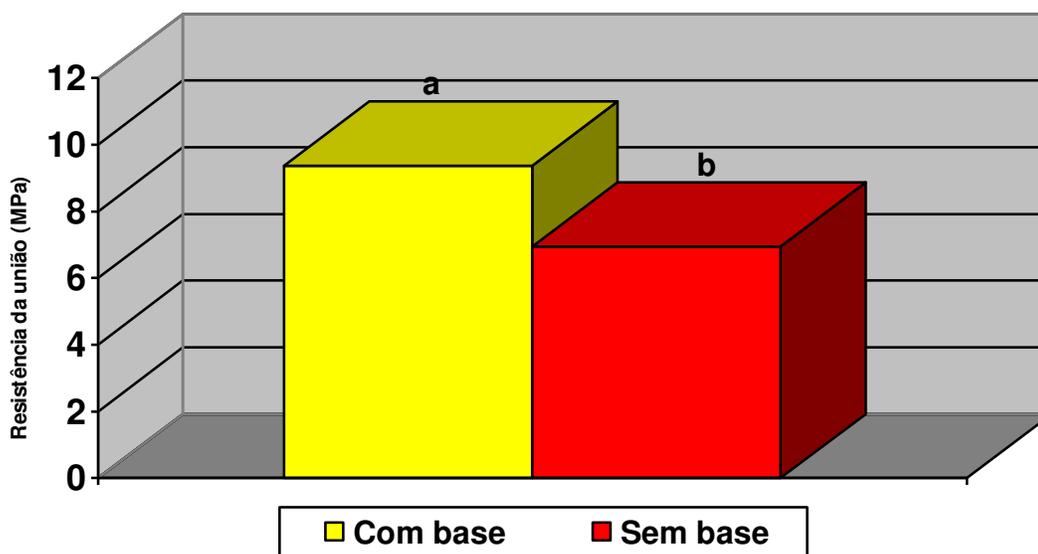
Médias seguidas por letras distintas na diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Figura 10 - Ilustração gráfica das médias de resistência da união (MPa) obtidas com os três compósitos restauradores, independentemente do tipo de fotoativação utilizado e do uso ou não do compósito de alto escoamento Flow-It como base.

Tabela 7 – Médias de resistência da união (MPa) obtidas quando se usou ou não o compósito de alto escoamento Flow-It como base, independentemente do tipo de compósito e método de fotoativação utilizado.

Base de Flow- It	Média	(D.P.)
Com base	9,37 a	(4,87)
Sem base	6,94 b	(3,87)

Médias seguidas por letras minúsculas distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância.



Médias seguidas por letras distintas na diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Figura 11 - Ilustração gráfica das médias de resistência da união (MPa) obtidas quando se usou ou não o compósito de alto escoamento Flow-It como base, independentemente do tipo de compósito e método de fotoativação utilizado.

**Observação do tipo de falha na região da interface metal-compósito em lupa estereoscópica.**

Os Quadros 2, 3, 4 e 5 mostram a quantidade e o tipo de falha ocorrido na região da interface metal compósito. A observação do tipo de falha foi realizada em lupa estereoscópica com 40X de aumento.

Quadro 2. Quantidade e tipo de falha ocorrida no grupo com fotoativação por luz contínua.

Subgrupo	Adesiva	Mista	Coesiva
Z-100 c/ Flow-It	10	0	0
Z-100 s/ Flow-It	10	0	0
P-60 c/ Flow-It	10	0	0
P-60 s/ Flow-It	10	0	0
A-110 c/ Flow-It	10	0	0
A-110 s/ Flow-It	10	0	0

Quadro 3. Quantidade e tipo de falha ocorrida no grupo com fotoativação por dupla intensidade de luz.

Subgrupo	Adesiva	Mista	Coesiva
Z-100 c/ Flow-It	10	0	0
Z-100 s/ Flow-It	10	0	0
P-60 c/ Flow-It	10	0	0
P-60 s/ Flow-It	10	0	0
A-110 c/ Flow-It	10	0	0
A-110 s/ Flow-It	9	1	0

Quadro 4. Quantidade e tipo de falha ocorrida no grupo com fotoativação por luz pulsátil.

Subgrupo	Adesiva	Mista	Coesiva
Z-100 c/ Flow-It	10	0	0
Z-100 s/ Flow-It	10	0	0
P-60 c/ Flow-It	10	0	0
P-60 s/ Flow-It	10	0	0
A-110 c/ Flow-It	10	0	0
A-110 s/ Flow-It	8	2	0

Quadro 5. Quantidade e tipo de falha ocorrida no grupo com fotoativação por luz de arco de plasma de Xenônio.

Subgrupo	Adesiva	Mista	Coesiva
Z-100 c/ Flow-It	10	0	0
Z-100 s/ Flow-It	10	0	0
P-60 c/ Flow-It	10	0	0
P-60 s/ Flow-It	10	0	0
A-110 c/ Flow-It	10	0	0
A-110 s/ Flow-It	4	6	0

Pôde-se observar que somente nos grupos que utilizaram o compósito A-110, sem o uso da base de resina de alto escoamento Flow-It e fotoativados com a luz pulsátil, dupla intensidade de luz e, principalmente, com o arco de plasma de Xenônio, é que houve a presença de falha do tipo mista, com fratura adesiva e coesiva no compósito. Em todas outras amostras a falha foi do tipo adesiva.

### **Observação da região de interface metal-compósito em M.E.V.**

Foram observadas três amostras representativas de cada grupo experimental, confeccionadas à parte, para se verificar a presença e a largura da fenda formada na região de interface entre os compósitos restauradores e a matriz metálica.

Neste estudo, procurou-se organizar as fotomicrografias de acordo com as variáveis propostas. Assim sendo, pôde-se observar nas Figuras 13, 14, 15 e 16 o comportamento do compósito Z-100 (sem o Flow-It) frente a fotoativação pelos quatro métodos estudados. A Figura 13 mostra a fenda formada na interface metal-compósito quando o método de fotoativação foi a luz contínua. Na Figura 14, o método de fotoativação utilizado foi a dupla intensidade de luz. Na Figura 15, o método foi a luz pulsátil e na Figura 16, a luz de arco de plasma de Xenônio. Verificou-se que houve formação de maiores fendas para os métodos de fotoativação por luz contínua e dupla intensidade de luz quando comparados aos métodos por luz pulsátil e arco de plasma de Xenônio.

As Figuras 17 e 18 mostram o efeito da utilização do compósito de alto escoamento Flow-It, juntamente com compósito P-60 fotoativado pelo método de luz pulsátil. A Figura 17 mostra a fenda formada entre a matriz e o compósito quando não se utilizou a base de Flow-It. Já a Figura 18, mostra uma amostra onde não houve a formação de fenda quando se utilizou a base de Flow-It.

As Figuras 19, 20 e 21 comparam os três compósitos estudados frente a fotoativação por luz contínua e sem a utilização da base de Flow-It. Observa-se que a fenda formada com o compósito restaurador Z-100 (Figura 19) foi sempre de maior magnitude do que as fendas formadas com os compósitos A-110 (Figura 20) e P-60 (Figura 21).

A Figura 12 mostra um desenho esquemático pra ilustrar onde foram feitas as observações em M.E.V.. Para todas as amostras, sempre foi observado esse padrão de fenda. Assim, a fotomicrografia foi feita na região de maior extensão da fenda formada na interface matriz metálica-compósito.

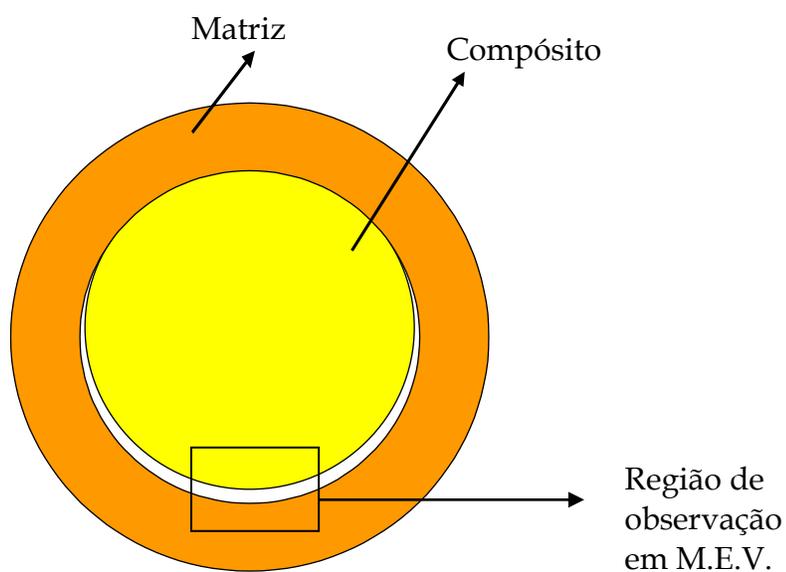


Figura 12. Desenho esquemático da região de observação da fenda em M.E.V.

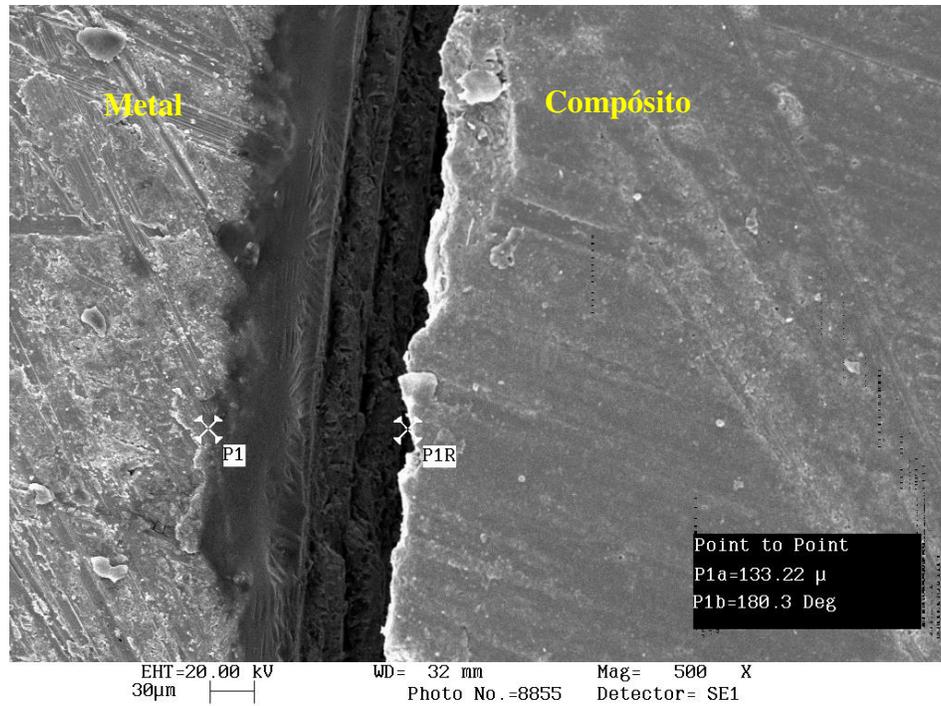


Figura 13. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito Z-100 (sem base de Flow-It) após fotoativação pelo método por luz contínua (1500X).

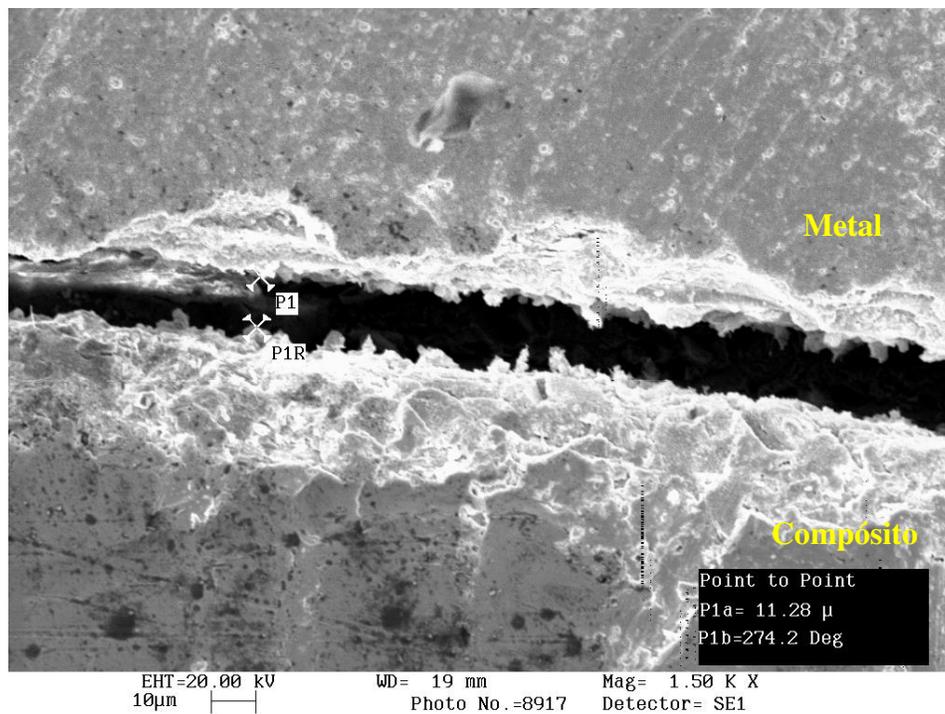


Figura 14. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito Z-100 (sem base de Flow-It) após fotoativação por dupla intensidade de luz (1500X).

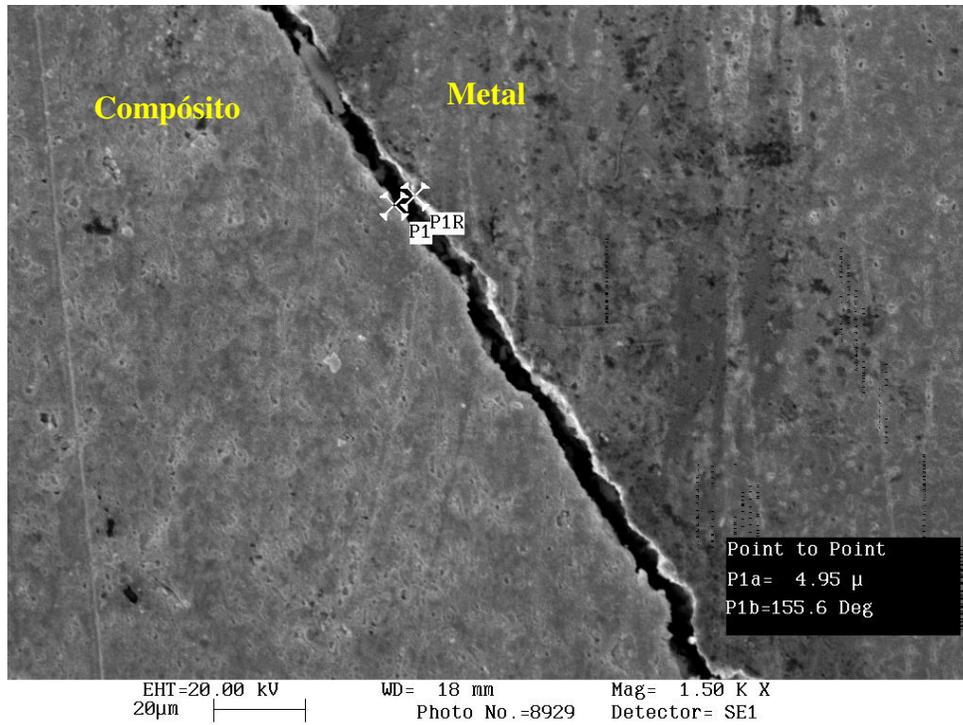


Figura 15. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito Z-100 (sem base de Flow-It) após fotoativação pelo método por luz pulsátil (1500X).

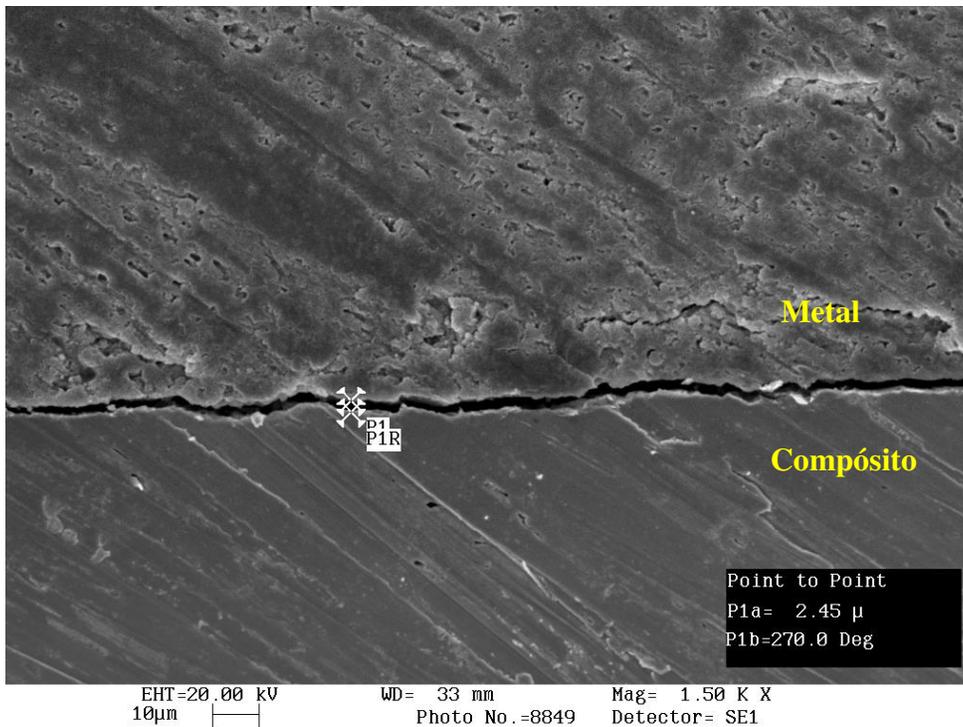


Figura 16. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito Z-100 (sem base de Flow-It) após fotoativação por plasma de Xenônio (1500X).

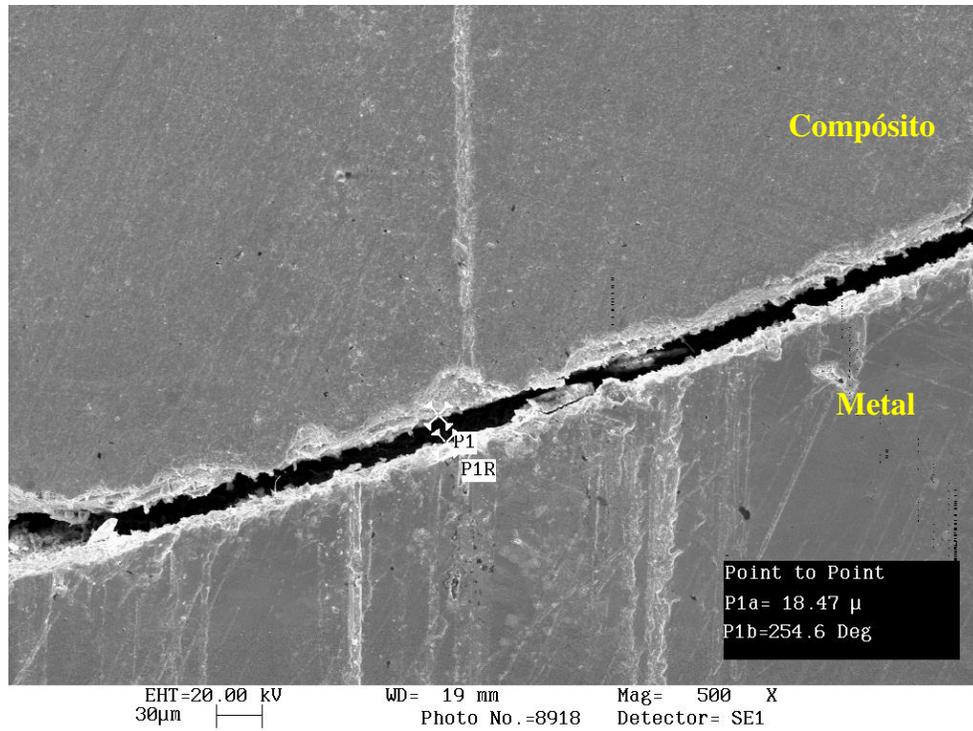


Figura 17. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito P-60 após fotoativação por luz pulsátil, sem o uso da base de Flow-It (1500X).

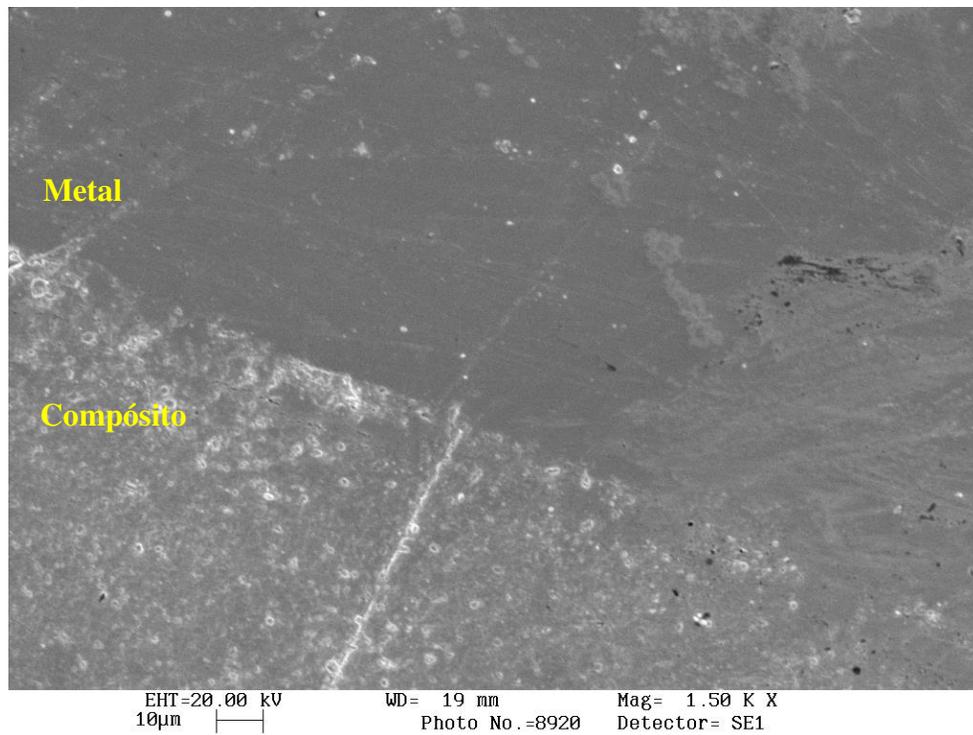


Figura 18. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito P-60 após fotoativação por luz pulsátil, após o uso da base de Flow-It (1500X).

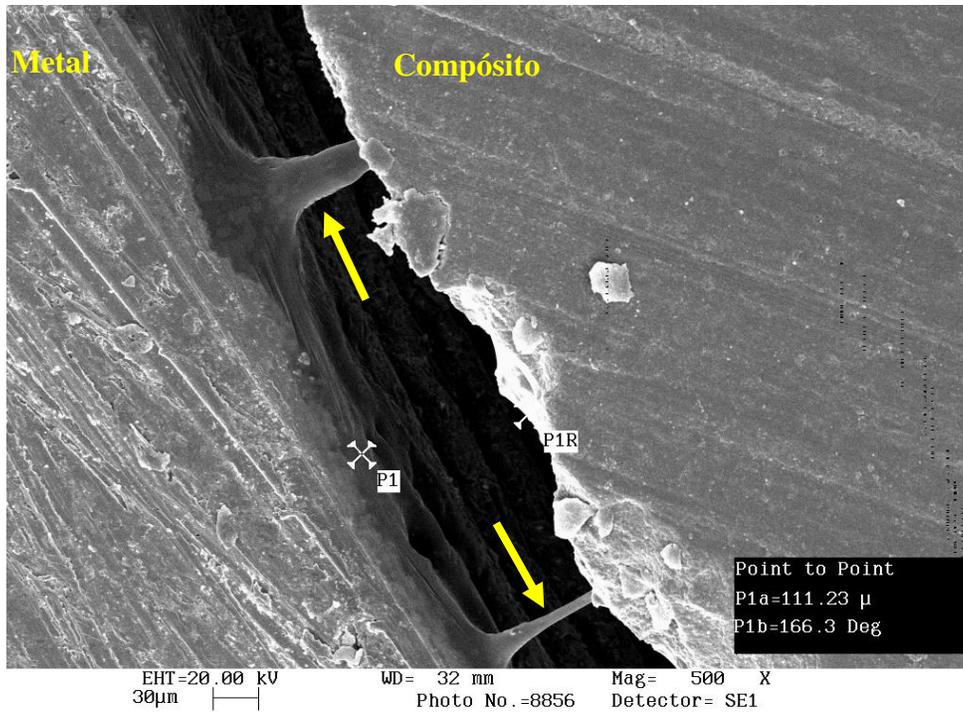


Figura 19. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito Z-100 (sem base de Flow-It) após fotoativação pelo método por luz contínua (1500X). Notar a formação de prolongamentos do agente de união (seta).

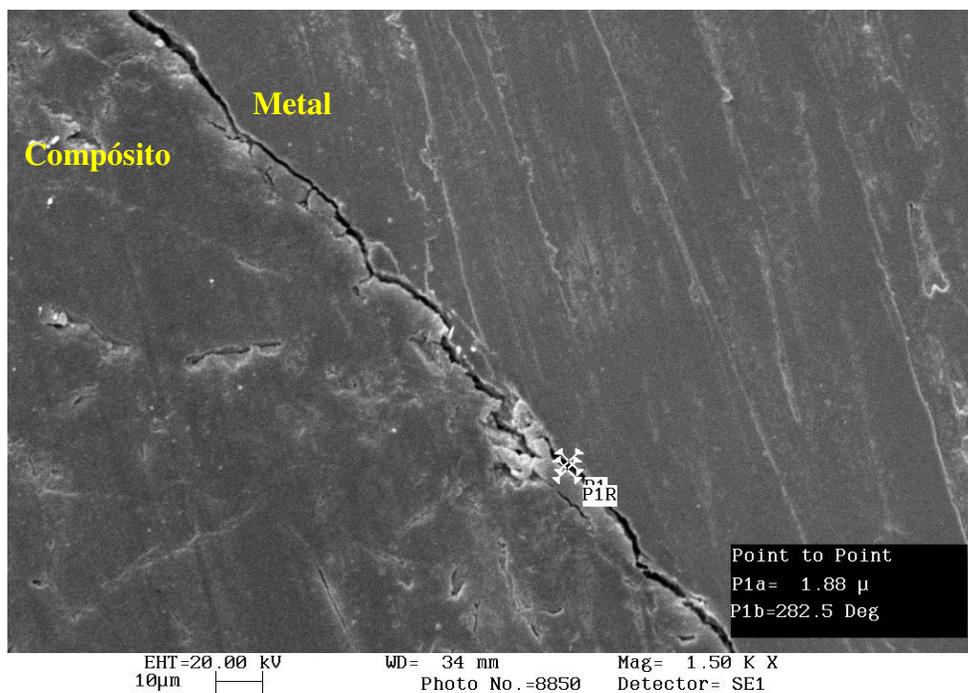


Figura 20. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito A-110 (sem base de Flow-It) após fotoativação pelo método por luz contínua (1500X).

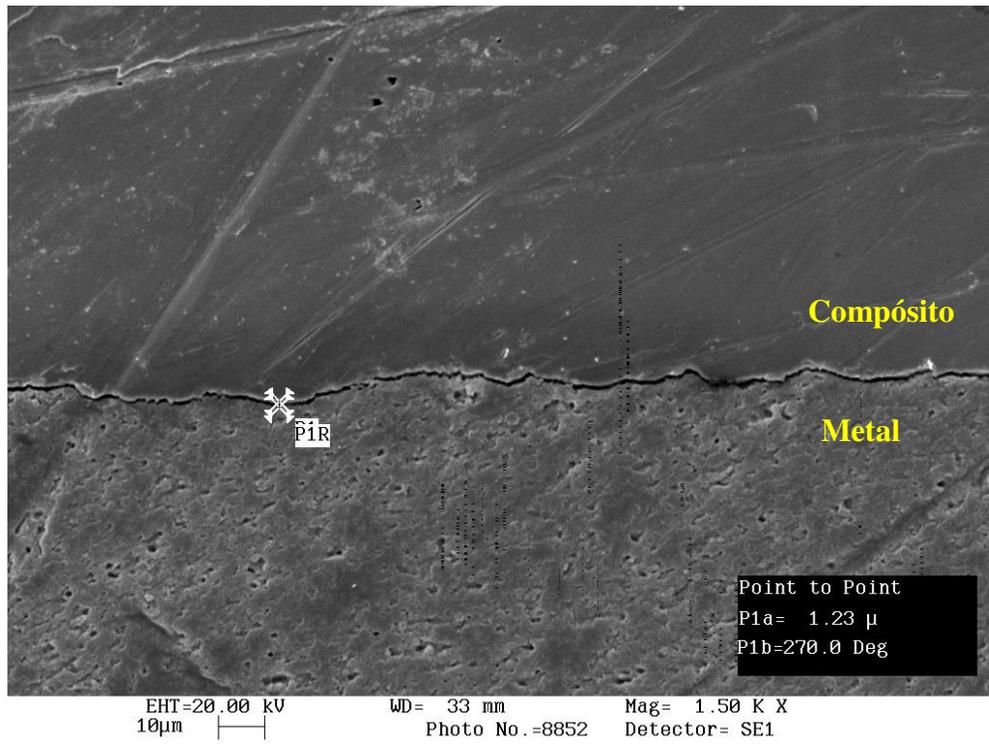


Figura 21. Fotomicrografia da região de interface metal-compósito P-60 (sem base de Flow-It) após fotoativação pelo método por luz contínua (1500X).

## 6 - DISCUSSÃO

O compósito pode ser definido como: “combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes com uma interface distinta separando os componentes” (Phillips, 1973). Os compósitos restauradores utilizados em Odontologia são materiais constituídos por uma matriz orgânica, que apresenta um sistema de monômeros com diferentes pesos moleculares; um sistema iniciador; por partículas de carga; e, pelo agente de união bifuncional que une quimicamente as partículas de carga aos monômeros da matriz orgânica (Peutzfeldt, 1997; Anusavice, 1998). Assim, as propriedades bem como o desempenho clínico dos compósitos depende destes componentes e suas inter-relações (Peutzfeldt, 1997).

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

é o TEGDMA. Entretanto, a diluição do BisGMA por monômeros de menor peso molecular, causa maior contração durante a reação de polimerização (Asmussen, 1975, Peutzfeldt, 1997).

A incorporação de carga à matriz resinosa promove melhora nas propriedades físicas e mecânicas, pois reduz a quantidade de monômeros resinosos em um determinado volume de compósito e, desta forma, contribui para a diminuição da contração de polimerização (Bowen, 1963; Swartz *et al.*, 1985; Munksgaard *et al.*, 1987; Rees & Jacobsen, 1989).

Os compósitos utilizados neste estudo possuem composições distintas, com variações no tipo de carga e na matriz orgânica. Assim, conforme a Tabela 1, o compósito Z-100 possui como matriz orgânica o Bis-GMA e o TEGDMA, os mesmos componentes da matriz orgânica do compósito A-110. Já a parte inorgânica é formada por partículas vítreas de zircônio/sílica (66% em volume), a mesma do compósito P-60 (61% em volume). O compósito A-110 possui como carga partículas de sílica com tamanho médio de 0,04  $\mu\text{m}$ , na quantidade de 40%, em volume. A matriz orgânica do P-60 é diferente da matriz do Z-100 e A-110, sendo composta de Bis-GMA, UDMA e Bis-EMA, o que lhe confere maior viscosidade que as demais.

Quando os compósitos foram comparados entre si, independentemente do método de fotoativação e uso da resina de alto escoamento como base (Tabela 6 e Figura 10), pôde-se observar que os compósitos A-110 e P-60 obtiveram as maiores médias de resistência de união e não diferiram

estatisticamente entre si. O compósito Z-100 obteve a menor média de resistência da união e diferiu estatisticamente dos demais compósitos. Pela metodologia empregada neste estudo, teoricamente supõe-se que, quanto maior a contração gerada durante a reação de polimerização, menor seriam as condições da união do compósito à parede interna da matriz, em virtude da formação de fendas na região da interface, pelo rompimento da união. Assim, quando se comparou os compósitos P-60 e Z-100, verificou-se que o P-60 obteve maiores valores devido à menor contração, quando comparado ao Z-100. As Figuras 19 e 21 ilustram as fendas formadas com esses dois compósitos numa situação específica para ilustração (fotoativados pelo método de luz contínua e sem o uso do compósito de alto escoamento como base). Com o compósito Z-100, a fenda formada na região da interface é maior do que com o P-60. Isso se deve ao tipo de matriz orgânica encontrada nesses dois materiais, já que o tipo e quantidade de carga inorgânica são semelhantes. Segundo Asmussen (1975) e Peutzfeldt (1997), os compósitos cuja matriz orgânica possui o monômero BisGMA diluído por alta quantidade de TEGDMA, apresentam maiores valores de contração. Deste modo, quanto maior for a quantidade do monômero diluente, maiores serão os valores de contração apresentados pelo material. O compósito Z-100, sendo constituído basicamente por Bis-GMA e TEGDMA, possui maior contração em comparação ao P-60, no qual o fabricante (3M Dental Products) modificou a formulação da matriz resinosa. Neste material a matriz orgânica é composta por BisGMA, UEDMA e BisEMA, com eliminação do TEGDMA. O Bis-EMA é um derivado do BisGMA, onde a hidroxila

foi eliminada (Peutzfeldt, 1997). 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 acontece com o BisGMA, caracteriza-se por possuir considerável fluidez (Asmussen & Peutzfeldt, 1998). Desta forma, a reunião destas moléculas para formar a matriz orgânica do compósito P-60 contribuiu consideravelmente para melhorar as propriedades, dentre elas, diminuir a contração de polimerização. Esta observação está de acordo com Obici (2000), que verificou que o compósito P-60 possui menor contração de polimerização do que o Z-100.

Já o compósito A-110, possui matriz com os mesmos componentes da matriz do Z-100, embora em maior quantidade. Devido a essa condição, era de se supor que os valores de resistência da união fossem iguais ou até menores do que os obtidos com o Z-100. No entanto, os valores foram superiores ao Z-100 e iguais ao P-60. A Figura 20 mostra a região de interface entre a matriz e o compósito A-110, com formação de pequena fenda, semelhante à encontrada no compósito P-60. A explicação para esse resultado talvez resida no fato de que a sílica (partícula de carga desse material) possuindo tamanho submicrométrico (0,04  $\mu\text{m}$ , em média), dificultaria a propagação da luz emitida pelo aparelho fotoativador, devido à dispersão da mesma (Craig, 1993). Com isso, o grau de cura do material pode ter sido afetado nas camadas mais profundas do compósito. Se o grau de cura for menor, a contração do material também será menor e, conseqüentemente, os valores de resistência da união não serão influenciados. Além disso, outro fator

que pode ter exercido efeito sobre os valores do compósito A-110 é o fato do mesmo possuir grande quantidade de matriz orgânica. Em primeira instância, isto poderia sugerir a ocorrência de baixos valores de resistência de união, pois a contração será maior do que nos demais materiais. No entanto, o alto conteúdo de matriz orgânica torna o material mais resiliente, e a tensão gerada pela contração de polimerização seria minimizada pela acomodação das cadeias poliméricas, o que promoveria a preservação da integridade da união. Talvez esses motivos tenham proporcionado ao A-110 um comportamento igual ao P-60, no que se refere aos valores de resistência da união.

A Tabela 7 e a Figura 11 mostram, independentemente dos demais fatores, o efeito do uso do compósito de alto escoamento Flow-It como base, antes da inserção do compósito restaurador. Quando se utilizou a base de Flow-It, a média de resistência de união foi maior e estatisticamente diferente da média obtida sem a base. As Figuras 17 e 18 mostram a interface de dois corpos-de-prova confeccionados com o compósito P-60 e fotoativados através de luz pulsátil. Quando não se utilizou a base de Flow-It (Fig. 17), houve a formação de fenda na interface metal-compósito. Já, quando se utilizou a base, houve formação de pequena fenda em algumas amostras e, em outras, não se notou a presença da fenda (Fig. 18). Três suposições podem explicar os maiores valores quando a base de Flow-It foi usada. O primeiro é o fato de se inserir menor quantidade de compósito restaurador na cavidade, já que o compósito de alto escoamento Flow-It ocupa um considerável espaço. Assim, a inserção dos compósitos seria em

camadas, o que diminuiria a tensão de contração de polimerização, criando condições de maior preservação da interface de união (Lutz, 1986). O segundo fato seria a maior capacidade de “escoamento” do compósito Flow-It na fase de pré-polimerização, que levaria a um rearranjo molecular e conseqüentemente redução na tensão gerada pela contração. O terceiro fato seria o menor módulo de elasticidade do compósito de alto escoamento, que poderia levar à ação de “amortecimento” frente às tensões geradas pela contração de polimerização.

As Tabelas 3, 4 e 5 e as Figuras 7, 8 e 9 ilustram as médias obtidas com cada compósito nos diferentes métodos de fotoativação, utilizando-se ou não uma base do compósito de alto escoamento Flow-It. Em todos os casos, o método de fotoativação por luz contínua mostrou as menores médias de resistência da união e diferiu estatisticamente dos métodos por luz pulsátil, dupla intensidade de luz e arco de plasma de Xenônio. Esses valores mais baixos em comparação aos demais métodos se deve à maior tensão gerada durante o processo de polimerização. Como a intensidade de luz inicial é alta ( $520 \text{ mW/cm}^2$ ) e contínua (40 segundos), fica mais difícil haver um “acomodamento” das cadeias poliméricas durante sua formação e, conseqüentemente, a tensão gerada no material pela contração de polimerização irá refletir na região da interface de união, podendo rompê-la. A Figura 12 mostra uma fotomicrografia da região da interface metal-compósito, onde se observa a fenda formada após a fotoativação pelo método de luz contínua. A dimensão da mesma é bem superior quando comparada com às formadas nos demais métodos de fotoativação (Figs. 14, 15 e 16). Isso poderia

comprovar a teoria de que a alta intensidade de luz inicial por um tempo relativamente longo e contínuo, acarretaria o rompimento da interface compósito-substrato dental, condição que se extrapolada clinicamente, diminuiria a longevidade de uma restauração em compósito.

Os métodos de fotoativação por luz pulsátil e dupla intensidade de luz mostraram valores de resistência de união superiores estatisticamente ao método por luz contínua, para os três compósitos utilizando ou não uma base de compósito de alto escoamento. De acordo com a Literatura, este comportamento é decorrente do rearranjo molecular interno do material (Davidson & De Gee, 1984; Feilzer *et al.*, 1990; Feilzer *et al.*, 1995; Koran & Kürschner, 1998; Watts & Al-Hindi, 1998; Burgess *et al.*, 1999). Durante o estágio inicial da polimerização, o compósito apresenta fluidez suficiente para “escoar” das superfícies livres em direção às superfícies unidas ou às camadas de material já polimerizadas. Essa capacidade de “escoamento” apresentada pelo material quando polimerizado a uma taxa reduzida de luz se deve à conversão mais lenta da cadeia do polímero e, principalmente, das ligações cruzadas, o que confere uma situação propícia para a acomodação das moléculas dentro da rede polimérica em formação. Isto possibilita que menor tensão interna seja gerada e, ainda, que as tensões que normalmente ocorrem nas interfaces unidas sejam liberadas pelo escoamento do material em direção às superfícies livres (Asmussen, 1975 e 1998; Davidson & De Gee, 1984; Versluis *et al.*, 1998; Koran & Kürschner, 1998; Watts & Al-Hindi, 1998; Burgess *et al.*, 1999; Kinomoto, 1999; Dennison *et al.*, 2000).

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 e fotoiniciadores (Tirtha *et al.*, 1982; Ruyter & Oysaed, 1982; Feilzer *et al.*, 1988; Rees & Jacobsen, 1989; Chung, 1990; Condon & Ferracane, 2000), diversidades 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). Para os três compósitos avaliados, os métodos de fotoativação por luz pulsátil e dupla intensidade de luz sempre apresentaram o mesmo comportamento, com ligeira superioridade do método por luz pulsátil, superioridade esta apenas numérica e não estatística. As Figuras 14 e 15 mostram as fendas formadas com esses dois métodos e quando comparadas com o método por luz contínua, são acentuadamente menores. Esses achados estão em concordância com o estudo de Obici (2000), onde foi verificado menores fendas pela contração de polimerização quando o método de luz pulsátil e dupla intensidade de luz foram utilizados em comparação ao método por luz contínua.

O método de fotoativação por luz emitida pelo arco de plasma de Xenônio apresentou o mesmo comportamento que os métodos de fotoativação por luz pulsátil e dupla intensidade de luz, para os compósitos Z-100 e Z-250 nas

condições de uso ou não do compósito de alto escoamento como base, apesar das médias serem maiores numericamente. Com relação ao compósito A-110, inclusive nas condições de utilização ou não da base de compósito de alto escoamento, o método de fotoativação por luz emitida por arco de plasma de Xenônio obteve a maior média de resistência da união, diferindo estatisticamente dos demais métodos. As explicações para esses resultados estão relacionadas com o tipo de compósito e com a alta intensidade de luz emitida por esses aparelhos (2300 mW/cm<sup>2</sup>), além do tempo de exposição ser extremamente reduzido (3 segundos). A luz originada por esses aparelhos é emitida por plasma incandescente, composto de uma mistura gasosa de moléculas e elétrons (Peutzfeldt, *et al.*, 2000). No caso do aparelho Apollo 95E, utilizado neste estudo, o gás é o Xenônio. Essas unidades fotoativadoras, apesar de caras, estão disponíveis no mercado em diversos modelos; mas, em todos eles, o que as caracterizam é a alta intensidade de luz emitida por alguns segundos (Peutzfeldt, *et al.*, 2000). A Literatura mostra que o grau de conversão de monômeros em polímeros influencia na formação de fendas pelo aumento na tensão gerada pela contração (Uno & Asmussen, 1991; Feilzer *et al.*, 1995).

Assim, com esse método de fotoativação era de se esperar alto grau de polimerização e, conseqüentemente, maior contração. No entanto, o que se observou neste estudo foi exatamente o contrário. Isso talvez se deva ao curto período de exposição à luz. O tempo de 3 segundos não foi suficiente para promover um alto grau de cura. Assim, os compósitos contraíram menos por causa

do menor grau de cura, promovendo melhor adaptação às paredes da matriz e, conseqüentemente, preservando a integridade da união. Provavelmente, a melhor adaptação ocorreu em detrimento às outras propriedades físicas e mecânicas do material.

Esse fato foi melhor observado com o compósito A-110. Com esse compósito, os valores de resistência da união foram significativamente maiores quando se usou o arco de plasma de Xenônio. O A-110 é um compósito microparticulado, possuindo carga de partículas de sílica com tamanho médio de 0,04  $\mu\text{m}$ . Isso faz com que parte da luz incidida sobre a massa de compósito seja dispersa e a profundidade de polimerização diminuída (Craig, 1993). Assim, com o grau de cura diminuído, o compósito contrai menos, preservando a interface da união. Talvez este fato seja responsável pelos altos valores encontrados nesses grupos (com e sem base de Flow-It) e pelas falhas coesivas em 60% das amostras do grupo onde não se utilizou a base de Flow-It, pois o compósito subpolimerizado apresenta propriedades mecânicas inferiores ao compósito polimerizado adequadamente.

Teoricamente, quanto maior o grau de cura de um compósito, maior será sua dureza. Assim, Cunha et al. (2001) compararam a dureza Knoop em vários níveis de profundidade dos compósitos Z-100, TPH, Wave, Alert e Solitaire, utilizando os quatro métodos de fotoativação empregados neste estudo. Eles verificaram que os métodos de fotoativação por luz contínua e por dupla intensidade de luz, mostraram os mais altos valores de dureza Knoop em todos os

níveis de profundidade (superfície, 1,5mm, 2,5mm, 4,0mm e fundo). O método de fotoativação por luz pulsátil mostrou comportamento ligeiramente inferior que os métodos de fotoativação por luz contínua e por dupla intensidade de luz. Já o método por arco de plasma de Xenônio obteve maiores valores de dureza somente na região de superfície, ficando as regiões mais profundas com valores baixos ou até sem polimerização.

Assim, de acordo com esse estudo, não seria conveniente afirmar que maior grau de polimerização implicaria em maiores valores de resistência de união, principalmente em cavidades com alto fator C. No entanto, baixo grau de polimerização poderia levar ao desgaste acentuado da restauração de compósito, além de manchamento e outras propriedades deficientes. Através desses resultados pode-se afirmar que o uso de uma base de resina de alto escoamento previamente à aplicação do compósito restaurador e o método de fotoativação, influenciam significativamente sobre os efeitos deletérios gerados pela contração de polimerização, minimizando-os.

## 7 - CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos pôde-se concluir que:

- O método de fotoativação por luz contínua obteve as menores médias de resistência de união, para os três compósitos avaliados, utilizando ou não o compósito de alto escoamento como base.
- Para os compósitos Z-100 e P-60, utilizando ou não o compósito de alto escoamento como base, os métodos de fotoativação por luz pulsátil, dupla intensidade de luz e arco de plasma de Xenônio não diferiram estatisticamente entre si.
- Para o compósito A-110, utilizando ou não o compósito de alto escoamento como base, o método de fotoativação por luz emitida pelo arco de plasma de Xenônio obteve a mais alta média de resistência de união e diferiu estatisticamente dos métodos por luz pulsátil e dupla intensidade de luz, os quais não diferiram entre si.
- O uso da base de compósito de alto escoamento aumentou significativamente os valores de resistência de união em todos os grupos, dependentemente ou independentemente dos métodos de fotoativação e tipo de compósito.
- Independentemente do método de fotoativação ou uso da base de compósito de alto escoamento, os compósitos A-110 e P-60 não diferiram estatisticamente entre si e mostraram médias de resistência da união mais altas do que o compósito Z-100, o qual diferiu estatisticamente dos demais.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. ANUSAVICE, K.J. Resinas para restauração. In: \_\_\_\_\_. *Phillips materiais dentários*. 10.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, n.3, p.658, Mar. 1998. [Abstract 212].
4. \_\_\_\_\_, PEUTZFELDT, A. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.57, n.6, p.310-315, Nov. 1999.
5. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, Washington, v.14, n.1, p.51-56, Jan. 1998.
6. BASSIOUNY, M.A., GRANT, A.A. A visible light-cured composite restorative. *Br Dent J*, London, v.145, n.11, p.327-330, Dec. 1978.
- 7 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 Assoc*, Chicago, v.94, n.3, p.311-314, Feb. 1977.
- 8 BOUSCHLICHER, M.R., RUEGGERBERG, F.A., BOYER, D. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a

---

\* De acordo com a NBR 6023, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "Medline".

- photoactivated composite. *J Esthet Dent*, New York, v.12, n.1, p.23-32, Jan. 2000.
9. 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. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, Copenhagen, v.105, n.2, p.97-116, Mar./Apr. 1997.
  10. \_\_\_\_\_. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.
  11. \_\_\_\_\_, NEMOTO, K., RASPON, J.E. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.106, n.4, p.475-477, Apr. 1983.
  12. BURGESS, J.O., DE GOES, M.F., WALKER, R., RIPPS, A.H. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodont Aesthet Dent*, New York, v.11, n.1, p.125-132, Jan./Feb. 1999.
  13. 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.
  14. CONDON, J.R., FERRACANE, J.L. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.131, n.4, p.497-503, Apr. 2000.
  15. CRAIG, R.G. Direct esthetic restorative materials. *In*: \_\_\_\_\_. (Ed.)

*Restorative dental materials*. 9.ed. Saint Louis: Mosby, 1993. p.259-260.

16. CUNHA, L.G., SINHORETI, M.A.C., CONSANI, S. *et al.* Efeito dos métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de compósitos odontológicos. *Bioscience Journal*, Uberlândia. In Press.
17. DAVIDSON, C.L., GEE, A.J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, Washington, v.3, n.2, p.146-148, Feb. 1984.
18. DE LANGE, C., BAUSCH, J. R., DAVIDSON, C. L. The curing pattern of photo-initiated dental composites. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.7, n.5, p.369-377, Sept. 1980.
19. DENNISON, J.B., YAMAN, P., SEIR, R. *et al.* Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.84, n.5, p.499-505, Nov. 2000.
20. FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Curing contraction of composite and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.59, n.3, p.297-300, Mar. 1988.
19. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*, Washington, v.6, n.3, p.167-171, May/June 1990.
20. \_\_\_\_\_, DOOREN, L.H., DE GEE, A.J. *et al.* Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci*, Copenhagen, v.103, n.4, p.322-326, July 1995.
23. FERRACANE, J.L. Using posterior composites appropriately. *J Am Dent*

*Assoc, Chicago, v.123, n.1, p.53-58, Jan. 1992.*

24. 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.*
25. HANSEN, E.K., ASMUSSEN, E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand, Oslo, v.55, n.3, p.162-166, Mar. 1997.*
26. IKEMI, T., NEMOTO, K. Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. *Dent Mater J, Tokyo, v.13, n.1, p.1-8, Jan. 1994.*
27. KANCA III, J., SUH, B.I. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stress at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent, San Antonio, v.12, n.3, p.107-112, June 1999.*
28. KINOMOTO, Y., TORII, M., TAKESHIRE, F. *et al.* Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent, Oxford, v.27, n.5, p.383-389, July 1999.*
29. 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.*
30. LABELLA, R., LAMBRECHTS, P., VAN MEERBEEK, B. *et al.* Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater, Washington, v.15, n.2, p.128-137, Mar. 1999.*
31. LEE, H.L., ORLOWSKI, J.A., ROGERS, B.J. A comparison of ultraviolet-

- curing and self-curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.26, n.2, p.134-151, Mar. 1976.
32. 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, p.1469-1476, Aug. 1999.
33. 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.
34. MIYAZAKI, M., OSHIDA, Y., MOORE, B.K. *et al.* Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent Mater*, Washington, v.12, n.6, p.328-332, Nov. 1996.
35. 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.5, n.6, p.526-531, Nov./Dec. 1987.
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. \_\_\_\_\_, SAHAFI, A., ASMUSSEN, E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, Washington, v.16, n.5, p.330-336, Sept. 2000.
38. PHILLIPS, R.W. Skinner's science of dental materials. *Apud*: PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*,

Copenhagen, v.105, n.2, p.97-116, Mar./Apr. 1997.

39. PIRES, J.A.F., CVITKO, E., DENEHY, G.E. *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.
40. POLLACK, B.F., BLITZER, M.H. The advantages of visible light curing resins. *N Y State Dent J*, New York, v.48, n.4, p.228-230, Apr. 1982.
41. REES, J.R., JACOBSEN, P.H. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater*, Washington, v.5, n.1, p.41-44, Jan./Feb. 1989.
42. 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.
43. 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.
44. SWARTZ, Y.L.M.L., PHILLIPS, R.W., MOORE, B.K. *et al.* Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*, Washington, v.64, n.12, p.1396-1401, Dec. 1985.
45. TANI, Y. Contraction force during polymerization of various composites resins. *Dent Japan*, Tokyo, v.26, n.1, p.97-100, Dec. 1989.
46. TARLE, Z., MENIGA, A., RISTIC, M. *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.

47. TIRTHA, R., FAN, P.L., DENNISON, J.B. *et al.* "In vitro" depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res*, Washington, v.61, n.10, p.1184-1187, Oct. 1982.
48. 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*, Saint Louis, v.67, n.1, p.62-66, Jan. 1992.
49. TOLIDIS, K., NOBECOURT, A., RANDALL, R.C. Effect of a resin-modified glass-ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater*, Washington, v.14, n.6, p.417-423, Nov./Dec. 1998.
50. UNO, S.; ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res*, Copenhagen, v.99, n.5, p.440-444, Sept./Oct. 1991.
51. \_\_\_\_\_, SHIMOKOBE, H. Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. *Dent Mater J*, Tokyo, v.13, n.1, p.19-24, Jan. 1994.
52. 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.
53. \_\_\_\_\_, MUESSNER, R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent*, Oxford, v.23, n.3, p.183-189, May/June 1995.
54. VENHOVEN, B.A.M., GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials*, Guildford, v.17,

n.24, p.2313-2318, Dec. 1996.

55. VERSLUIS, A., TANTBIROJN, D., DOUGLAS, W.H. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res*, Chicago, v.77, n.6, p.1435-1445, June 1998.
56. 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.
57. WATTS, D.C., AL-HINDI, A. "Soft-start" photo-polymerization effects in resin-composite restoratives. *J Dent Res*, Washington, v.77, Spec. Issue, p.658, 1998. [Abstract 216].

## APÊNDICE

Valores originais do ensaio de resistência de união, em MPa.

### Z100

<b>Contínuo</b>	<b>Dupla Intensidade</b>	<b>Pulsátil</b>	<b>Xenon</b>
3,046	6,504	7,195	8,41
2,509	5,784	6,039	8,80
3,648	3,988	5,590	6,45
3,390	6,838	4,274	8,20
2,274	6,950	5,070	4,36
2,852	5,824	6,566	4,47
2,638	4,145	7,290	5,76
3,220	3,655	7,858	6,76
2,934	4,661	6,800	7,45
2,567	5,328	4,529	6,61
<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>

### Z100 + FLOW IT

<b>Contínuo</b>	<b>Dupla Intensidade</b>	<b>Pulsátil</b>	<b>Xenon</b>
4,236	7,191	7,994	9,45
6,008	7,562	9,983	8,67
3,281	5,916	7,083	9,62
3,641	7,589	8,963	7,45
4,308	6,042	6,049	7,36
3,879	8,579	7,287	9,27
4,648	6,576	9,289	10,07
4,155	5,750	7,470	8,41
3,186	5,206	8,239	7,02
4,529	9,395	7,963	7,23
<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>

### A110

<b>Contínuo</b>	<b>Dupla Intensidade</b>	<b>Pulsátil</b>	<b>Xenon</b>
2,070	5,124	7,572	17,92
3,560	6,158	9,442	15,57
4,294	8,058	5,576	12,84
2,948	6,124	5,151	14,66
4,583	6,345	6,539	21,11
4,770	5,838	6,311	18,69
3,403	4,590	7,735	24,23
2,512	4,444	8,524	16,00
2,880	9,082	6,838	14,00
3,624	6,766	6,018	16,78
<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>

### A110 + FLOW IT

<b>Contínuo</b>	<b>Dupla Intensidade</b>	<b>Pulsátil</b>	<b>Xenon</b>
3,995	10,235	11,224	27,29
4,981	11,041	12,142	22,19
6,059	10,565	15,777	12,27
4,910	9,259	7,861	13,62
4,624	5,240	5,838	13,05
5,362	8,524	9,045	24,60
5,308	6,865	7,922	26,25
4,192	9,575	9,238	20,32
7,844	7,559	8,989	28,63
5,940	9,344	10,408	21,46
<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>

**P60**

<b>Contínuo</b>	<b>Dupla Intensidade</b>	<b>Pulsátil</b>	<b>Xenon</b>
4,641	7,814	9,905	6,37
3,104	8,337	10,326	9,57
3,862	5,722	9,323	10,13
4,900	7,596	6,770	10,56
2,771	7,025	7,181	7,73
2,546	5,872	7,535	8,77
3,124	6,158	7,967	7,34
4,338	8,582	6,249	10,90
4,104	9,429	8,552	6,62
4,617	9,293	9,143	9,12
<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>

**P60 + FLOW IT**

<b>Contínuo</b>	<b>Dupla Intensidade</b>	<b>Pulsátil</b>	<b>Xenon</b>
6,950	9,419	9,885	15,38
7,195	10,276	15,703	10,01
7,188	8,300	10,823	16,44
6,501	8,626	13,601	9,77
6,168	10,646	12,047	9,66
3,794	11,673	10,786	10,34
4,580	10,466	9,225	13,52
5,308	12,642	8,888	13,60
4,947	10,099	11,027	19,93
5,121	8,300	10,803	10,08
<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>	<b>Média</b>

## Análise estatística

### Transformação das observações segundo S LOG (x+0)

#### Nome dos Fatores

Fator	Nome
A	Material
B	Flow
C	Método

#### Quadro da Análise de Variância

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Material	2	6,3645945	3,1822973	71,1439	0,00001
Flow	1	6,1354307	6,1354307	137,1647	0,00001
Método	3	32,6388299	10,8796100	243,2263	0,00001
Mat*Flo	2	0,0341581	0,0170791	0,3818	0,68873
Mat*Met	6	5,3106055	0,8851009	19,7875	0,00001
Flo*Met	3	0,1698445	0,0566148	1,2657	0,28626
Mat*Flo*Met	6	0,1111702	0,0185284	0,4142	0,86961
Resíduo	216	9,6617674	0,0447304		
Total	239	60,4264008			

Média geral = 1,970662

Coeficiente de Variação = 10,732%

#### Teste de Tukey para médias de material

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	3	A110	80	2,103846	9,849625	a	A
2	2	P60	80	2,066782	8,542963	a	A
3	1	Z100	80	1,741358	6,097288	b	B

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

D.M.S. 5% = 0,07832

D.M.S. 1% = 0,09750

Teste de Tukey para médias de material dentro de sem/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	3	A110	40	1,942630	8,464000	a	A
2	2	P60	40	1,892993	7,096425	a	A
3	1	Z100	40	1,596697	5,280900	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de com/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	3	A110	40	2,265062	11,235250	a	A
2	2	P60	40	2,240571	9,989500	a	A
3	1	Z100	40	1,886018	6,913675	b	B

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

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	20	1,521336	4,784350	a	A
2	3	A110	20	1,431782	4,390000	a	AB
3	1	Z100	20	1,236999	3,547450	b	B

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

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	20	2,153878	8,809000	a	A
2	3	A110	20	1,981792	7,532000	b	AB
3	1	Z100	20	1,791761	6,174150	c	B

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	2	P60	20	2,255981	9,786500	a	A
2	3	A110	20	2,088690	8,402500	b	AB
3	1	Z100	20	1,933282	7,076550	b	B

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

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	3	A110	20	2,913121	19,074000	a	A
2	2	P60	20	2,335932	10,792001	b	B
3	1	Z100	20	2,003389	7,591000	c	C

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

D.M.S. 5% = 0,15663

D.M.S. 1% = 0,19499

Teste de Tukey para médias de material dentro de sem/flow do fator flow e continuo do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	10	1,310181	3,797700	a	A
2	3	A110	10	1,210437	3,462000	ab	A
3	1	Z100	10	1,057679	2,907800	b	A

Teste de Tukey para médias de material dentro de sem/flow do fator flow e duplaint do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	10	2,010235	7,578000	a	A
2	3	A110	10	1,808837	6,248000	ab	AB
3	1	Z100	10	1,656423	5,367700	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de sem/flow do fator flow e pulsátil do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	10	2,103363	8,299000	a	A
2	3	A110	10	1,924636	6,966000	ab	AB
3	1	Z100	10	1,792586	6,121100	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de sem/flow do fator flow e xenônio do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	3	A110	10	2,826611	17,180000	a	A
2	2	P60	10	2,148192	8,711001	b	B
3	1	Z100	10	1,880101	6,727000	c	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de com/flow do fator flow e continuo do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	10	1,732490	5,771000	a	A
2	3	A110	10	1,653127	5,318000	ab	AB
3	1	Z100	10	1,416319	4,187100	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de com/flow do fator flow e duplaint do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	10	2,297521	10,039999	a	A
2	3	A110	10	2,154748	8,816000	a	AB
3	1	Z100	10	1,927099	6,980601	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de com/flow do fator flow e pulsátil do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	P60	10	2,408600	11,274000	a	A
2	3	A110	10	2,252743	9,838999	ab	AB
3	1	Z100	10	2,073977	8,031999	b	B

Teste de Tukey para médias de material dentro de com/flow do fator flow e xenônio do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	3	A110	10	2,999631	20,967999	a	A
2	2	P60	10	2,523672	12,873001	b	B
3	1	Z100	10	2,126677	8,455000	c	C

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

D.M.S. 5% = 0,22151

D.M.S. 1% = 0,27576

Teste de Tukey para médias de flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	120	2,130550	9,379475	a	A
2	1	sem/flow	120	1,810773	6,947108	b	B

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

D.M.S. 5% = 0,05350

D.M.S. 1% = 0,07032

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

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	40	1,886018	6,913675	a	A
2	1	sem/flow	40	1,596697	5,280900	b	B

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

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	40	2,240571	9,989500	a	A
2	1	sem/flow	40	1,892993	7,096425	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de A110 do fator material

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	40	2,265062	11,235250	a	A
2	1	sem/flow	40	1,942630	8,464000	b	B

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

D.M.S. 5% = 0,09267

D.M.S. 1% = 0,12180

Teste de Tukey para médias de Flow dentro de continuo do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	30	1,600645	5,092033	a	A
2	1	sem/flow	30	1,192766	3,389167	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de duplaint do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	30	2,126456	8,612200	a	A
2	1	sem/flow	30	1,825165	6,397900	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de pulsátil do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	30	2,245107	9,714999	a	A
2	1	sem/flow	30	1,940195	7,128700	b	B

Teste de Tukey pra médias de flow dentro de xenônio do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	30	2,549993	14,098667	a	A
2	1	sem/flow	30	2,284968	10,872667	b	B

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

D.M.S. 5% = 0,10701

D.M.S. 1% = 0,14065

Teste de Tukey pra médias de flow dentro de Z100 do fator material e continuo do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	1,416319	4,187100	a	A
2	1	sem/flow	10	1,057679	2,907800	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de Z100 do fator material e duplaint o fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	1,927099	6,980601	a	A
2	1	sem/flow	10	1,656423	5,367700	b	B

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

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,073977	8,031999	a	A
2	1	sem/flow	10	1,792586	6,121100	b	B

Teste de Tukey para médias de Flow dentro de Z100 do fator material e xenônio do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,126677	8,455000	a	A
2	1	sem/flow	10	1,880101	6,727000	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de P60 do fator material e continuo do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	1,732490	5,771000	a	A
2	1	sem/flow	10	1,310181	3,797700	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de P60 do fator material e duplaint do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,297521	10,039999	a	A
2	1	sem/flow	10	2,010235	7,578000	b	B

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

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,408600	11,274000	a	A
2	1	sem/flow	10	2,103363	8,299000	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de P60 do fator material e xenônio do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,523672	12,873001	a	A
2	1	sem/flow	10	2,148192	8,711001	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de A110 do fator material e continuo do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	1,653127	5,318000	a	A
2	1	sem/flow	10	1,210437	3,462000	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de A110 do fator material e duplaint do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,154748	8,816000	a	A
2	1	sem/flow	10	1,808837	6,248000	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de A110 do fator material e pulsátil do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,252743	9,838999	a	A
2	1	sem/flow	10	1,924636	6,966000	b	B

Teste de Tukey para médias de flow dentro de A110 do fator material e xenônio do fator método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	2	com/flow	10	2,999631	20,967999	a	A
2	1	sem/flow	10	2,826611	17,180000	a	A

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

D.M.S. 5% = 0,18534

D.M.S. 1% = 0,24361

Teste de Tukey para médias de método

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	60	2,417481	12,485667	a	A
2	3	pulsatil	60	2,092651	8,421850	b	B
3	2	duplaint	60	1,975810	7,505050	c	B
4	1	continuo	60	1,396706	4,240600	d	C

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

D.M.S. 5% = 0,09918

D.M.S. 1%=0,12025

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	4	xenônio	20	2,003389	7,591000	a	A
2	3	pulsatil	20	1,933282	7,076550	ab	AB
3	2	duplaint	20	1,791761	6,174150	b	B
4	1	continuo	20	1,236999	3,547450	c	C

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	4	xenônio	20	2,335932	10,792001	a	A
2	3	pulsatil	20	2,255981	9,786500	ab	A
3	2	duplaint	20	2,153878	8,809000	b	A
4	1	continuo	20	1,521336	4,784350	c	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de A110 do fator material

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	20	2,913121	19,074000	a	A
2	3	pulsatil	20	2,088690	8,402500	b	B
3	2	duplaint	20	1,981792	7,532000	b	B
4	1	contínuo	20	1,431782	4,390000	c	C

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

D.M.S. 5% = 0,17178

D.M.S. 1% = 0,20827

Teste de Tukey para médias de método dentro de sem/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	30	2,284968	10,872667	a	A
2	3	pulsatil	30	1,940195	7,128700	b	B
3	2	duplaint	30	1,825165	6,397900	b	B
4	1	contínuo	30	1,192766	3,389167	c	C

Teste de Tukey para médias de método dentro de com/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	30	2,549993	14,098667	a	A
2	3	pulsatil	30	2,245107	9,714999	b	B
3	2	duplaint	30	2,126456	8,612200	b	B
4	1	contínuo	30	1,600645	5,092033	c	C

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

D.M.S. 5% = 0,14026

D.M.S. 1% = 0,17005

Teste de Tukey para médias de método dentro de Z100 do fator material e sem/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	10	1,880101	6,727000	a	A
2	3	pulsátil	10	1,792586	6,121100	a	A
3	2	duplaint	10	1,656423	5,367700	a	A
4	1	continuo	10	1,057679	2,907800	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de Z100 do fator material e com/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	10	2,126677	8,455000	a	A
2	3	pulsátil	10	2,073977	8,031999	a	A
3	2	duplaint	10	1,927099	6,980601	a	A
4	1	continuo	10	1,416319	4,187100	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de P60 do fator material e sem/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	10	2,148192	8,711001	a	A
2	3	pulsátil	10	2,103363	8,299000	a	A
3	2	duplaint	10	2,010235	7,578000	a	A
4	1	continuo	10	1,310181	3,797700	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de P60 do fator material e com/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	10	2,523672	12,873001	a	A
2	3	pulsátil	10	2,408600	11,274000	a	A
3	2	duplaint	10	2,297521	10,039999	a	A
4	1	continuo	10	1,732490	5,771000	b	B

Teste de Tukey para médias de método dentro de A110 do fator material e sem/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	10	2,826611	17,180000	a	A
2	3	pulsátil	10	1,924636	6,966000	b	B
3	2	duplaint	10	1,808837	6,248000	b	B
4	1	continuo	10	1,210437	3,462000	c	C

Teste de Tukey para médias de método dentro de A110 do fator material e com/flow do fator flow

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias originais	5%	1%
1	4	xenônio	10	2,999631	20,937999	a	A
2	3	pulsátil	10	2,252743	9,838999	b	B
3	2	duplaint	10	2,154748	8,816000	b	B
4	1	continuo	10	1,653127	5,318000	c	C

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

D.M.S. 5% = 0,24294

D.M.S.1% = 0,29454