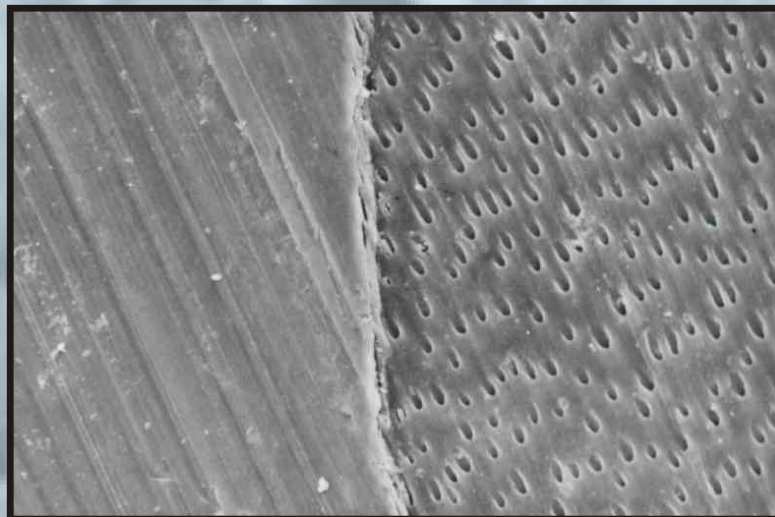


Osnara Maria Mongruel Gomes

ANÁLISE "IN VITRO" DA INFLUÊNCIA
DE TRÊS SISTEMAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO,
ATRAVÉS DA MEV, NA AMPLITUDE
DE FENDAS AXIAIS EM CAVIDADES
CLASSE V RESTAURADAS
COM RESINA COMPOSTA



ARARAQUARA
2003

Osnara Maria Mongruel Gomes

ANÁLISE "IN VITRO" DA INFLUÊNCIA
DE TRÊS SISTEMAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO,
ATRAVÉS DA MEV, NA AMPLITUDE
DE FENDAS AXIAIS EM CAVIDADES
CLASSE V RESTAURADAS
COM RESINA COMPOSTA

**Tese apresentada à Faculdade
de Odontologia de Araraquara,
da Universidade Estadual
Paulista, para obtenção do
título de Doutor em Dentística
Restauradora.**

**Orientador: Prof. Dr. Sizenando
de Toledo Porto Neto**

ARARAQUARA
2003

Osnara Maria Mongruel Gomes

ANÁLISE "IN VITRO" DA INFLUÊNCIA
DE TRÊS SISTEMAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO,
ATRAVÉS DA MEV, NA AMPLITUDE
DE FENDAS AXIAIS EM CAVIDADES
CLASSE V RESTAURADAS
COM RESINA COMPOSTA

COMISSÃO JULGADORA
DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DE GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto

2º Examinador Prof. Dr. José Pereti Neto

3º Examinador Prof^a. Dra. Rosehelene Marotta Araujo

4º Examinador Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior

5º Examinador Prof^a. Dra. Maria Salete Machado Cândido

Araraquara, 19 de fevereiro de 2003.

Gomes, Osnara Maria Mongruel

Análise "in vitro" da influência de três sistemas de fotopolimerização, através da MEV, na amplitude de fendas axiais em cavidades classe V restauradas com resina composta. Osnara Maria Mongruel Gomes. Araraquara, [s.n.], 2003.

195f.; 30cm

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto

1. Resina composta 2. Fotopolimerização I. Título.

Dados Curriculares

Osnara Maria Mongruel Gomes

NASCIMENTO: 03.04.59 – PONTA GROSSA – PR.

FILIAÇÃO: Osni Vilaca Mongruel
Neiva Aurora Ferreira Mongruel

1978/1981 Curso de Odontologia
Universidade Estadual de Ponta Grossa-PR

1987 Professora Auxiliar de Ensino do
Departamento de Odontologia da
Universidade Estadual de Ponta Grossa –
UEPG

1989/1990 Curso de Pós-Graduação – Nível de
Especialização. – Dentística Restauradora
pela Escola de Aperfeiçoamento Profissional
da ABO – Ponta Grossa - PR

1991 Professora Assistente do Departamento de
Odontologia da Universidade Estadual de
Ponta Grossa – UEPG

1996/1998 Curso de Pós-Graduação – Nível de Mestrado
- Dentística Restauradora pela Faculdade de
Odontologia de Araraquara – UNESP

1999/2003 Curso de Pós-Graduação – Nível de
Doutorado – Dentística Restauradora pela
Faculdade de Odontologia de Araraquara –
UNESP

Dedico este Trabalho

... À minha família,

Meu esposo **João Carlos,**

meus filhos **Osnei, Giovana e Gisele**

pelo incentivo, apoio, amor e carinho durante o meu curso

de pós-graduação e realização deste trabalho e

principalmente, por estarem sempre juntos de mim.

Ao meu pai **Osni**("in memoriam")

A você que não se encontra mais entre nós

e sim em um plano espiritual,

apenas resta-me dizer

Obrigada!

A minha mãe **Neiva**

Pela sua coragem, fé e exemplo de vida

Obrigada

Agradecimentos Especiais

À **Deus** pela vida e oportunidades
que tem me concedido

Ao meu orientador **Prof. Dr.
Sizenando de Toledo Porto
Neto**, pela sua amizade e por sua
relevante contribuição para a
realização deste trabalho.

Aos meus irmãos **Ana Luiza, Neiva
Regina, Osni Junior e Madelon**
pela nossa amizade.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, nas pessoas de seu Diretor **Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached** e Vice-Diretor **Prof. Dr. Roberto M. Esberardi**; pela oportunidade a mim concedida.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa, na pessoa do Magnífico Reitor **Prof. Paulo Roberto Godoy**, pelo apoio a mim concedido.

À Coordenação de Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior (**CAPES – PICD**), pela concessão da bolsa de estudos.

Aos **Professores do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP**, pela atenção dedicada.

Aos Professores do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP: **Celso, Wellington, Ueide, Salete, Neto, Osmir, Sillas, Saad e Marcelo**, pela amizade e conhecimentos transmitidos.

A minha filha **Giovana Mongruel Gomes** pela sua colaboração na digitação deste trabalho.

Aos **Funcionários do Curso de Pós-Graduação** pela dedicação; em especial a **Célia Regina e Lenyra Camillo Zamai**.

Aos **Funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP**, pela gentileza e eficiência com que sempre me atenderam.

À Bibliotecária **Maria José Peron** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pela análise e comutação das referências deste trabalho.

Aos Técnicos de Laboratório **Cláudio Tita e Marinho** pelo apoio fundamental na parte experimental deste trabalho.

Ao Técnico de Laboratório **Geraldo** (Instituto de Química - UNESP/Araraquara) pelo apoio na confecção das fotomicrografias.

Aos meus colegas de Turma: **Fulgência, Geraldo, Ivo, Oscar, Paulo, Rose e Sílvia** pelo convívio e amizade.

Ao professor e colega **Fábio André dos Santos (UEPG)** pela realização da Estatística deste trabalho.

Ao professor e colega **Abrahan Calixto (UEPG)** pelo apoio na fase experimental deste trabalho.

A colega **Alessandra Rastelli** pela amizade e apoio.

Aos colegas **João Paulo** e **Milko** pelo desprendimento em me ajudarem.

Ao professor **Edson Mesquita** (PUC-RS) pela colaboração das referências deste trabalho.

*... A todos que direta ou indiretamente contribuíram
para o desenvolvimento deste trabalho.*

Sumário

| | |
|------------------------------------|------------|
| INTRODUÇÃO | 1 |
| REVISÃO DA LITERATURA | 8 |
| PROPOSIÇÃO | 117 |
| MATERIAL E MÉTODO | 118 |
| RESULTADO | 142 |
| DISCUSSÃO | 147 |
| CONCLUSÃO | 162 |
| REFERÊNCIAS | 163 |
| ANEXOS | 181 |
| RESUMO | 192 |
| ABSTRACT | 194 |

Introdução

As resinas compostas vêm, cada vez mais, ocupando seu espaço na Odontologia Restauradora, tanto pela solicitação dos pacientes, bem como pela sua ampla aplicabilidade. Desenvolvida a quarenta anos por Bowen¹⁶ (1963), a partir da incorporação de partículas inorgânicas ao Bis-GMA (Bisfenol A-glicidil metacrilato) e associadas ao condicionamento ácido ao esmalte e a dentina propostos por Buonocore^{17,18} e, aos sistemas adesivos, têm sido alvo de muitos estudos e pesquisas.

Desde a sua introdução no mercado odontológico, as resinas compostas vêm, gradualmente, apresentando modificações tanto na fase orgânica como na fase inorgânica, ampliando dessa forma sua aplicabilidade e longevidade das restaurações⁵⁶.

As resinas compostas apresentam dois mecanismos básicos de polimerização: os sistemas quimicamente ativados, onde a reação de polimerização ocorre pela mistura de uma pasta catalizadora e uma pasta base; e os sistemas fotoativados, em que a presença de uma unidade emissora de luz visível (física) é essencial (pasta única)²³.

As resinas compostas fotoativadas pela luz visível apresentam inúmeras vantagens, como por exemplo: maior tempo de trabalho; fácil manipulação e inserção na cavidade; melhores resultados estéticos; menor inclusão de bolhas de ar, pois não requerem nenhuma mistura²³.

Os sistemas de polimerização por luz visível, surgidos no final da década de 70, representam um grande avanço mas, devido a sua sensibilidade de técnica, requerem cuidados que, quando negligenciados, influenciam significativa e negativamente no desempenho clínico das restaurações realizadas com resinas compostas⁵⁶.

A reação de polimerização das resinas compostas fotoativadas ocorre pela ativação de seu componente fotossensível, normalmente uma alfa-diquetona, a canforoquinona (CQ), a qual necessita de uma intensidade de luz suficiente para mantê-la em estado de excitação ou estado tríplice. Somente neste estado a canforoquinona reage com o agente redutor (Amina-N) formando radicais livres, os quais iniciarão o processo de polimerização²¹. Porém, o processo de polimerização apenas ocorre em locais onde há incidência de luz apresentando um comprimento de onda na faixa de 450 a 500 nm, e o comprimento de onda mais eficiente para a

ativação da reação de polimerização, situa-se no intervalo de 468-470 nm^{24,29}. Quando a canforoquinona é excitada, uma reação em cadeia se estabelece e o endurecimento do material ocorre, conferindo às resinas compostas as características mecânicas desejáveis.

Um dos maiores problemas associados à utilização das resinas compostas não superado e indesejável, é a ocorrência da contração durante a sua polimerização; sendo um grande número de fracassos atribuídos a essa sua propriedade, por estar relacionada com a adaptação e o selamento marginal^{23,39}.

Os materiais resinosos contraem durante a transformação de monômeros em polímeros, que é processo de endurecimento das resinas compostas, resultando uma alteração volumétrica e em consequência, o aparecimento de fenda entre o dente e a restauração se as forças de contração excederem à força adesiva dos materiais às paredes cavitárias³⁰.

A fenda resultante dessa contração, predispõe à infiltração marginal e, conseqüentemente, provoca uma série de reações indesejáveis como: sensibilidade pós-operatória; manchamento marginal; cáries recorrentes; injúrias pulpares diminuindo a longevidade da restauração^{19,32,41,58,97,102}.

A integridade marginal das restaurações realizadas com resinas compostas, também dependem: da força adesiva dos sistemas adesivos; da configuração da cavidade; da técnica de inserção do material e das propriedades inerentes ao material^{25,28,36,44,50,85}. Sendo assim, contração de polimerização, a capacidade de resistência à tensão e a capacidade de escoamento da resina composta, determinam a integridade marginal das restaurações.

O desenvolvimento de técnicas e de aparelhos para fotoativação tem desempenhado um papel fundamental e indispensável no processo de polimerização das resinas compostas. Porém, os aparelhos fotoativadores devem apresentar algumas características ideais para que possam desempenhar as funções a que se propõem, como: o comprimento de onda e a intensidade de luz adequados^{21,35,80,85}. Outros fatores interligados também podem interferir na qualidade da polimerização, como: o tempo de irradiação e a distância da fonte de luz ao material restaurador, sendo estes fatores controlados pelo profissional^{5,21}.

Existem uma variedade de aparelhos fotopolimerizadores disponíveis, cada um com suas características peculiares, ou seja, diferem pelos tipos de fonte de energia,

variação na faixa do comprimento de onda, tipo de pulso e intensidade de luz^{13,27,68,86}.

Os aparelhos convencionais de luz halógenas, por terem efetividade comprovada e custo relativamente baixo, são os mais utilizados pelos profissionais. Entretanto, estes aparelhos apresentam problemas como a emissão de calor, bem como sua longevidade devido a degradação de seus componentes (bulbo, refletor, filtro e cabo da fibra óptica)^{21,88,91}. Estes aparelhos utilizam uma fonte de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) para fornecer energia luminosa, através de filamentos incandescentes. A lâmpada QTH tem um amplo espectro de emissão, a maior parte em energia infra-vermelho (IV), produtora de calor. Os filtros reduzem a energia (IV) e também limitam a saída de luz visível a 400-500 nm. Normalmente, esses aparelhos operam com uma intensidade de luz em 500-800 mW/cm². Vários sistemas de polimerização são possíveis com a lâmpada halógena, cada qual utilizando um aparelho específico, como: convencional, início suave (presa em passos, presa em rampa e pulso tardio) e alta intensidade^{2,3,4,100}.

Recentemente, aparelhos que utilizam o diodo emissor de luz azul (LEDs) foram lançados no mercado. Eles convertem a energia elétrica diretamente em luz por

eletroluminescência através de feixes de semi-condutores, proporcionando um mínimo aquecimento. Estes aparelhos trabalham com um comprimento de onda mais específico, para a excitação da canforoquinona (maior pureza espectral), quando comparados aos aparelhos que utilizam fonte de luz halógena, uma vez que os aparelhos LED com 470 nm e com uma banda de 15 nm de cada lado, resultam em saída efetiva entre 455-485 nm⁷⁰. Utilizam LEDs individuais arranjados de forma a aumentar a intensidade total. Esse arranjo é focado na extremidade proximal do guia de luz e direcionado para o alvo. Apresentam maior tempo de vida útil, pois não ocorre degradação de seus componentes e têm menor consumo de energia^{24,40,65,66,88,91,98}.

Devido ao número expressivo de aparelhos fotopolimerizadores e sistemas ou métodos de polimerização proporcionados pelos mesmos, comparações e pesquisas são necessárias para comprovar a sua real eficácia; obtendo desta forma, dados e resultados transferíveis para aplicabilidade clínica. Pretendemos com este trabalho de investigação científica, avaliar diferentes sistemas de fotopolimerização das resinas compostas, com o intuito de darmos uma contribuição na orientação de suas indicações e suas limitações.

Revisão da literatura

Buonocore¹⁸, em 1955, para obter um método simples que aumentasse a união entre resina acrílica e estrutura dental, submeteu a superfície do esmalte da face vestibular de dentes de pacientes à ação de duas substâncias ácidas: ácido fosfomolibdato oxálico a 50% e ácido fosfórico a 85%, as quais promoveriam uma alteração física e química nessa superfície, favorecendo a união dos agentes resinosos. O tratamento com ácido fosfórico, além de ter dado melhores resultados, foi mais simples de usar. O condicionamento ácido na superfície de esmalte promoveu um aumento na área de superfície e pode aumentar a capacidade de umectação da superfície, permitindo um contato mais íntimo entre resina e esmalte, aumentando a adesão. Desta maneira houve uma maior adaptação da resina às margens da cavidade.

Buonocore et al.¹⁷, em 1956, descreveram a primeira tentativa de adesão à dentina com a utilização de resinas acrílicas, após condicionamento ácido dessa estrutura. Realizaram um teste *in vitro*, para verificar a capacidade de selamento marginal e

resistência à tração de um adesivo dentinário à base de dimetacrilato ácido glicerofosfórico, em restaurações de resina acrílica confeccionadas em dentes humanos extraídos. Os dentes demonstraram que a resina acrílica ligou-se fortemente à superfície dentinária dos dentes extraídos e que esta resistência de união pode ser melhorada mediante condicionamento ácido (ácido clorídrico a 7%) da superfície de dentina, durante um minuto. Os resultados demonstraram que o valor da adesão foi de aproximadamente o dobro, quando comparado com o grupo onde o ácido não foi aplicado. No entanto, quando os espécimes foram armazenados em água, houve uma significativa diminuição nessa adesão. As ligações adesivas para as superfícies não condicionadas foram inicialmente de 28 Kg/cm² e reduzidas para 15 Kg/cm² após três meses de armazenamento em água. Para as superfícies condicionadas, os valores foram inicialmente de 53 Kg/cm² e diminuindo para 28 Kg/cm² após cinco meses de armazenamento em água. A partir desses resultados foi sugerido que a adesão era devida à possibilidade de combinação química entre um dos constituintes da resina e a matriz orgânica.

Segundo Bowen¹⁶, a grande evolução na área de restaurações de resinas compostas em dentes posteriores se deu

por volta de 1960, que após várias pesquisas reuniu resina epóxica com resina acrílica, obtendo o Bis-GMA (Bisfenol A-glicidil metacrilato). O éster glicidil do bisphenol A reage com o metacrilato da resina acrílica, dando origem à resina de Bowen, que é a parte orgânica da resina composta. Uma carga inorgânica unida a matriz através de um agente de união (silano) foi adicionado, com o objetivo de melhorar as propriedades físicas e mecânicas deste material. A incorporação de pó de sílica tratado com silano vinílico em polímero orgânico, veio a reforçar este material. Este reforço deu um número de propriedades mais semelhantes às dos tecidos dentários do que as obtidas com resina dentária não reforçada. A mesma resina agregada com sílica não tendo o tratamento superficial de silano vinílico tinha propriedades inferiores depois de imersão equivalente em água.

Sá & Gabrielli⁸¹, em 1979, estudaram a microinfiltração marginal em restaurações de amálgama, empregando liga de maior conteúdo de cobre (Dispersalloy) e outra convencional, de corte fino (Velvalloy). Utilizaram dentes humanos extraídos e empregaram, como elemento evidenciador, a Rodamina B, em solução aquosa à 2%. As cavidades, padronizadas em suas

dimensões foram obtidas utilizando um microscópio modificado. Estudaram o efeito do verniz e da brunidura. Além do critério de avaliação por escore, mediram a espessura da dentina remanescente. Os resultados obtidos pelos dois sistemas de avaliação sugerem que os vernizes reduzem a microinfiltração marginal, o que não ocorreu pela brunidura, para ambas as ligas.

Blankenau et al.¹⁴, em 1983, realizaram um estudo comparativo entre sete sistemas de polimerização de resinas compostas fotoativadas (Visar Activator Light, Visar II, Heliomat, Translux, Prisma Lite, Elipar Visio e Command) para determinação do espectro e os picos de comprimento de onda e a intensidade de luz visível, obtidos através de um monocromador. Para assegurar uma polimerização adequada as unidades de luz devem ser constantemente avaliadas, porque os fotossensibilizadores das resinas compostas geralmente requerem um comprimento de onda ocorrendo entre 468 nm e 480 nm, pois uma polimerização uniforme e em maior profundidade depende da fonte de luz com intensidade e comprimento de onda adequados. Os autores salientam que a polimerização continua mesmo após a remoção da fonte de luz.

Davidson²⁸, em 1986, relataram que a força de adesão deveria ser capaz de resistir ao estresse causado pela contração de polimerização. Os compósitos atuais disponíveis contraem 2,2 a 3,2% em volume durante a polimerização. A forma da cavidade é relevante, pois em uma cavidade classe I, circunstâncias desfavoráveis como a adesão a todas as paredes, o estresse de contração excede o estresse de tensão dos compósitos. Quanto menor o fator C, menor o efeito na adesão, decrescendo também o estresse de polimerização. A inserção dos compósitos deve ser realizada através de incrementos para alcançar, através dos sistemas adesivos, uma máxima adesão desejada à parede polpar; pois, a contração de polimerização deve estar direcionada às paredes cavitárias ao invés de ser em direção à superfície da restauração. Os primeiros incrementos devem ser inseridos de tal forma que a contração livre e fluidez caminhem em direção à dentina e não sejam obstruídos pelas forças opostas da interface esmalte/restauração. Os compósitos fotopolimerizáveis alcançam 80% da força de adesão e o estresse de contração nos primeiros 20 segundos, sendo a técnica incremental vantajosa.

Fan et al.³⁴, em 1987, mensuraram a intensidade de luz de nove aparelhos de fotopolimerização de luz visível, com comprimento de onda entre 450 a 550 nm, bem como os efeitos das variações de voltagem (90 a 130V). Os autores puderam observar que estas variações afetaram a intensidade de luz de alguns aparelhos fotopolimerizadores, ou seja, a intensidade de luz diminuiu com uma voltagem inferior, o que pode comprometer as propriedades físicas e o desempenho das restaurações de resinas compostas.

Feilzer et al.³⁶, em 1987, verificaram *in vitro* que o estresse gerado pela contração de polimerização está relacionado com a configuração da cavidade, que foi determinado Fator- C. Esse fator é a razão entre o número de superfícies aderidas e o número de superfícies livres (não aderidas) . Quanto menor o Fator-C , menor é a competição entre a força de adesão do material e a força de contração e, menor é o estresse gerado por essa contração, prevenindo a ruptura da adesão. Quanto menor a quantidade de superfícies livres, menor é a capacidade de escoamento da resina nas paredes da cavidade, e maior o estresse nas paredes aderidas. Verificaram que a maioria das restaurações, clinicamente,

apresentam valores do Fator-C variando entre 1 e 2 (classe II e III). O valor Fator-C=5 é encontrado nas cavidades de classe I e V, valor Fator-C ≤ 1 nas cavidades de classe IV e/ou quando a resina composta é aplicada em camadas, nas paredes de fundo ou circundantes. Através deste trabalho ficou demonstrado que a adesão à dentina, com os sistemas adesivos será suficiente quando clinicamente Fator-C ≤ 1 .

Taira et al.⁹², em 1988, determinaram a concentração do agente redutor em sete resinas compostas (Silux, P30, Photo Clearfil, Litefil, Occlusin, Palfique Light e Posterior Lux). As duas primeiras apresentaram como agente redutor o dimetil-aminoetildimetacrilato, a Palfique Light o dimetil-p-toluidina e as demais não apresentaram agentes redutores detectáveis. Para os autores, a adição do agente redutor ao componente fotossensível canforoquinona, melhora a atividade dos radicais, pois sob a luz visível, o fotoiniciador e o agente redutor ligam-se para formar o complexo polimérico, o qual possui uma absorção aumentada pelo comprimento de onda situado no intervalo do espectro visível, quando em comparação com aquele que possui apenas a

canforoquinoma. Os autores ressaltam a importância química dos materiais.

Torstenson & Brännström⁹⁷, em 1988, avaliaram *in vitro* as fendas de contração de polimerização entre a resina composta e as paredes da cavidade, através da aplicação de uma resina de baixa viscosidade nesta fenda de contração. Foi considerado o efeito da expansão higroscópica e o tratamento térmico. Não houve alteração na fenda de contração quando do aquecimento porém, o frio aumentou esta fenda de contração em aproximadamente 5 µm. As fendas de contração que permanecem nas paredes cervical e axial podem resultar em sensibilidade pós-operatória, cáries secundárias e inflamação pulpar.

Atmadja & Bryant⁹, em 1990, verificaram a influência de alguns fatores na profundidade de polimerização e observaram que o tempo de exposição mais efetivo para fotopolimerização foi de 40 segundos, quando comparado com o de 20 segundos; a redução na espessura do incremento é o meio mais correto para se adquirir uma adequada polimerização ao invés de aumentar o tempo de exposição; as resinas compostas de micropartículas apresentaram

menor profundidade de polimerização devido à dispersão da luz sobre suas partículas inorgânicas; os valores de microdureza diminuem com o aumento da profundidade do material; as resinas compostas fotoativadas continuam a reação de polimerização mesmo após a fonte de luz ter sido removida.

Kemp-Scholte & Davidson⁵⁰, em 1990, verificaram a relação da integridade marginal com a força adesiva e a capacidade de tensão dos sistemas restauradores da resina composta; melhoras na força adesiva dos sistemas adesivos estão sendo proposta como a solução para o problema da integridade marginal das restaurações. Entretanto, a integridade marginal também depende da configuração da cavidade, da técnica de inserção, e desenvolvimento das propriedades do material durante a inserção. Sendo assim, contração de polimerização, rigidez ou tensão em termos de Módulo de Young, capacidade de escoamento, e sorpção de água de ambos, a restauração e o agente adesivo, determinam a integridade marginal.

Kemp-Scholte & Davidson⁴⁹, em 1990, fizeram um estudo *in vitro* em dentes bovinos, para avaliar o selamento marginal de

restaurações de resina composta de classe V com término em dentina quando à ela é adicionado um material forrador intermediário como cimentos ionoméricos ou adesivos para esmalte. Os autores concluíram que este material intermediário contribui para o aumento da flexibilidade das restaurações o que compensa o estresse causado pela contração de polimerização das resinas compostas que excede às forças de adesão, obtendo como resultado, a preservação da união adesiva e da integridade marginal.

Vinha et al.¹⁰⁴, em 1990, testaram cinco aparelhos de fotopolimerização (Fibralux, Primelite, Resilux, Starlight e Translux), quanto à eficácia na profundidade de polimerização, variando a voltagem e a cor de uma mesma resina. Foi utilizada a resina Silux nas cores L e DY, fotoativadas durante 40 segundos para cada aparelho testado, onde pode-se observar a interferência da cor da resina, ou seja, os corpos de prova da cor L mostraram-se mais profundamente polimerizados do que aqueles da cor DY. Os aparelhos testados não apresentaram diferenças estaticamente significantes, o Resilux obteve melhor desempenho. Quanto à variação de voltagem (tensão de corrente elétrica), salientam ser um dos fatores mais importantes para a eficácia dos aparelhos

fotopolimerizadores, pois os mesmos operam em 110 ou 220 volts, podendo em alguns horários esta tensão chegar a cair para 100 volts ou menos, ou mesmo ultrapassar os 120 volts. Para variação da voltagem usaram um transformador de voltagem, obtendo voltagens (100V, 103V, 110V, 115V, 120V, 125V, e 130V) para todos os aparelhos e nas duas cores testadas. Os autores não puderam afirmar diferenças estatisticamente significantes entre as voltagens, pois não houve superposição das médias.

Uno & Asmussen⁹⁹, em 1991, avaliaram o efeito de uma taxa reduzida de polimerização na adaptação marginal em cavidades com resina; associada ao uso de um sistema adesivo Gluma simplificado. Encontraram respaldo em outros estudos, onde agentes de união com maiores forças adesiva à dentina e que a fluidez da resina composta, podem minimizar a contração de polimerização, diminuindo o estresse de contração e reduzindo a formação de fendas quando polimerizado mais lentamente. O efeito da força de união e força compressiva também foi investigado. Para esse estudo, a intensidade de luz da unidade fotopolimerizadora (Luxor) foi reduzida através do uso de um transformador, e conseqüentemente o grau de polimerização da resina. Quando a

resina (Silux Plus) foi irradiada por 30 segundos a 110V, seguida por 30 segundos a 220V, a adaptação marginal foi significativamente melhorada. Estas condições resultaram em valores aceitáveis de força adesiva à dentina e força compressiva diametral. O grau reduzido de polimerização permitiu um aumento da fluidez do material, diminuindo o estresse de contração nas restaurações.

Rueggeberg et al.⁸⁰, em 1994, investigaram o efeito da intensidade de luz e tempo de exposição na polimerização das resinas compostas. Os resultados mostraram que a conversão dos monômeros das resinas compostas analisadas, não foi afetada pela variação da intensidade de luz na superfície dos materiais, porém o tempo de exposição foi considerado um fator importante para o processo de polimerização. Esta pesquisa apresentou fatores relevantes clinicamente, ou seja, a técnica de inserção incremental deve ser aplicada com incrementos nunca superior a 2mm, sendo 1mm considerado o ideal. O tempo de exposição de 60 segundos deve ser recomendado para promover adequada polimerização, quando a intensidade de luz for considerada baixa. Valores de intensidade de luz abaixo de 233mW/cm^2 foram considerados

inapropriados, pois produzem uma polimerização significativamente pobre, mesmo com espessura inferior a 2mm; uma intensidade mínima de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ é recomendada para polimerização das resinas compostas.

Caughman et al.²¹, em 1995, descreveram que o sucesso utilizando resinas compostas fotopolimerizáveis depende do próprio tempo de polimerização e sua intensidade; dando ênfase à manutenção dos aparelhos fotopolimerizadores, ao tipo de material restaurador utilizado e ao tempo de exposição. Através de uma revisão de literatura, realizaram um guia com condições clínicas para se obter uma ótima polimerização das restaurações em várias situações. Quanto aos aparelhos fotopolimerizadores recomendaram a utilização com a intensidade de luz de no mínimo 280 a $300\text{ mW}/\text{cm}^2$, com o tempo de exposição de 60 segundos, incrementos de 2mm ou menos de espessura e, chamaram a atenção para que a distância da ponta fotopolimerizadora à restauração, a qual é um fator controlado pelo clínico, não afete a intensidade de luz; não devendo exceder a 1cm. Partículas inorgânicas de 0,01 a $1\mu\text{m}$ reduzem a penetração da luz pela dispersão da mesma e quando cores escuras de resinas compostas forem utilizadas, os

incrementos devem ser limitados a 1mm de espessura. Os aparelhos devem ser verificados através de um radiômetro, observando sinais de degradação do bulbo, refletor da lâmpada halógena e o cabo de fibra óptica.

Feilzer et al.³⁷, em 1995, estudando a influência da intensidade de luz na contração de polimerização e integridade da interface cavidade/restauração mostraram que o uso de unidades com alta intensidade de luz polimerizadora afetam negativamente a integridade da interface em restaurações de classe V. A integridade interfacial foi melhor preservada com baixas intensidades, onde o estágio visco-elástico do material pode ser estendido durante a reação de solidificação, desenvolvendo dessa maneira um menor estresse de contração de polimerização. A contração de polimerização máxima para ambas as condições foi igual, o que sugere igual grau de conversão de polimerização e dessa forma propriedades finais iguais do material. Os resultados diminuem a tendência no uso de unidades fotopolimerizadoras com altas intensidades de luz.

Mills⁶⁵, em 1995, demonstrou um outro método alternativo para fotopolimerização das resinas compostas, ou seja, diodos que emitem luz azul (LEDs). São dispositivos mais compactos, que consomem uma menor quantidade de energia, o que diminui o seu custo e, possuem maior tempo de vida útil. Emitem comprimentos de onda específicos, com um espectro de emissão mais estreito em comparação à luz emitida pelo aparelho halógeno convencional, apresentam resistência ao choque e vibrações superiores às lâmpadas incandescentes. Os LEDs são aparelhos bastante promissores.

Unterbrink & Muessner¹⁰⁰, em 1995, avaliaram a influência da intensidade de luz em quatro propriedades de dois sistemas restauradores, entre elas, a contração de polimerização, força e módulo flexural (ISO 4049), dureza pós-gel (Vickers) e a adaptação marginal (análise quantitativa). Os sistemas adesivos utilizados foram Syntac (Vivadent) e Scotchbond MP (3M), e as resinas compostas Tetric (Vivadent) e Z100 (3M). Foram polimerizadas utilizando-se lâmpada de alta intensidade (Visilux 2 = 450 mW/cm²) e baixa intensidade (Vivalux = 250 mW/cm²). A polimerização em alta intensidade levou a uma maior ocorrência de

defeitos marginais, decorrente de uma maior contração de polimerização do material e, com relação à profundidade de polimerização, não houve diferenças significativas entre os aparelhos de alta e baixa intensidade até uma profundidade de 4,5 mm.

Araújo et al.⁵, em 1996, realizaram um estudo para verificar, se as diferentes intensidades de luz emitidas por aparelhos fotopolimerizadores interferiam no selamento marginal das restaurações de resina composta. Sessenta restaurações de classe V foram realizadas nas superfícies vestibulares de dentes humanos posteriores íntegros, extraídos. As restaurações foram realizadas com resina composta fotopolimerizável Z100 e o sistema adesivo Scotchbond MP empregando-se a técnica de inserção incremental em 2 porções. Foram utilizados diferentes aparelhos fotopolimerizadores e as restaurações foram divididas em 6 grupos de 10 restaurações: no 1^o grupo a intensidade de luz foi de 50 mW/cm²; no 2^o grupo, 180 mW/cm²; no 3^o grupo, 450 mW/cm²; no 4^o grupo, 600 mW/cm²; no 5^o grupo, 600 mW/cm² e no 6^o grupo, 800 mW/cm². Em seguida, os ápices das raízes foram vedados com adesivos dentinários e resina composta, e foi delimitada a área

correspondente à restauração mais dois milímetros em toda a extensão, que ficou exposta ao corante. O restante da superfície da coroa e da raiz foi coberto com 3 camadas de esmalte de unha colorido. Após o selamento, os dentes foram submetidos à termociclagem com o corante Rodamina B 0,2% em banhos alternados de 2°C, 37°C e 50°C. Os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e a avaliação foi feita nas paredes cervicais. Concluiu-se que a intensidade de luz teve influência na microinfiltração marginal da parede cervical, sendo que os maiores níveis ocorreram com a intensidade de luz mais intensa. Os fotopolimerizadores com intensidade de luz entre 180 a 600 mW/cm² mostraram-se os mais adequados para o selamento de restaurações de resina composta.

Carvalho et al.²⁰, em 1996, fizeram uma revisão bibliográfica de vários trabalhos sobre a contração de polimerização e sua relação com a integridade das restaurações de resina composta. Segundo os autores a inserção de uma resina composta em uma cavidade leva à uma competição entre as forças de adesão do material e a contração de polimerização e, isto pode prejudicar o bom desempenho clínico das restaurações de resina

composta, sendo uma das principais causas das falhas marginais e subsequente microinfiltração. Ainda, segundo os autores é necessário que se entenda os fatores que podem interferir com a adesão ideal das resinas compostas para que estas possam ser melhor utilizadas pelos cirurgiões dentistas na prática clínica diária.

Goracci et al.⁴², em 1996, verificaram a adaptação marginal de restaurações de classe V, em dentes pré-molares humanos, com duas técnicas de fotopolimerização: polimerização convencional e polimerização com técnica lenta e gradual. Na convencional foi utilizada intensidade máxima de 250 mW/cm^2 durante 40 segundos e na intensidade gradual 30 mW/cm^2 até 250 mW/cm^2 durante quatro minutos de exposição à luz. As cavidades foram restauradas com sistema adesivo Scotchbond MP e resina composta Z100, em incrementos de 2mm. A interface dentina/resina foi analisada através do MEV em réplicas obtidas em secções longitudinais. Os resultados revelaram que foi possível melhorar a adaptação da resina composta através da técnica de fotopolimerização gradual, facilitando o escoamento interno da

resina durante a sua fase de endurecimento; permitindo uma melhor aderência da resina composta às paredes cavitárias.

Bouschlicher et al.¹⁵, em 1997, investigaram o efeito do tipo de compósito, fator de configuração e polimerização com alta intensidade de luz nas forças de contração de polimerização. Observaram que a força de contração de polimerização se desenvolve mais rapidamente nos compósitos fotopolimerizáveis (Silux Plus e Z100) que no quimicamente polimerizável (Silar). A força de contração de polimerização pode aumentar com o aumento da intensidade de luz. O nível de contração do compósito fotopolimerizável é mais alto durante os primeiros 30-40 segundos de reação de polimerização. Todos os materiais atingiram sua tensão de contração máxima em menos de um minuto. Quanto mais intensa a fonte de luz, mais curta será a constante de tempo. Uma fonte de luz mais intensa produz um nível de contração maior e uma magnitude de estresse maior. Níveis reduzidos de polimerização podem permitir o aumento da fluidez do material, a diminuição do estresse de contração de polimerização em uma restauração, podendo ser mais favorável a integridade marginal. Concluíram ainda, que uma intensidade de luz menor durante a fase de

polimerização inicial com uso de materiais de módulo de elasticidade menores são favoráveis a preservação da adesão à estrutura dental.

Ciucchi et al.²⁶, em 1997, realizaram um estudo para determinar o volume de fendas formadas ao nível da parede polpar, que se desenvolveram no assoalho de restaurações classe I frente a diferentes tratamentos dentinários e procedimentos restauradores. Foram utilizados cinquenta e seis terceiros molares, os quais receberam preparos de cavidade classe I com dimensões uniformes, divididos em nove grupos para três tratamentos dentinários: 1 - adesão à dentina com adesivo dentinário, 2 - forramento com ionômero de vidro modificado por resina fotoativada, 3 - forramento com cimento de fosfato de zinco e três procedimentos restauradores (único incremento, múltiplos incrementos e técnica indireta). Deslocamento do fluído foi registrado durante o procedimento de restauração e após 30 minutos da mesma concluída; onde obteve-se o volume da fenda formada. As cavidades tratadas com adesivos dentinários apresentaram os menores volumes, seguido pelo forramento com ionômero de vidro modificado por resina fotoativada e com

cimento de fosfato de zinco. A técnica incremental e a de restauração indireta reduziram a formação de fendas. Os autores concluíram que nenhum dos materiais ou técnicas testadas asseguraram uma interface livre de fenda.

Davidson & Feilzer³⁰, em 1997, realizaram uma revisão da literatura sobre contração de polimerização, estresse de contração e alívio do estresse de contração, onde citam os métodos utilizados para suas determinações, bem como, os efeitos clínicos da contração de polimerização dos materiais restauradores adesivos. Relatam que a contração de polimerização deve ser dirigida às paredes cavitárias, sendo a adesão do material na interface dente/restauração um poderoso instrumento, prevenindo dessa forma a formação de fendas. Entretanto, quando a contração é prevenida, forças contrárias são produzidas no material gerando a tensão ou estresse no dente restaurado. O estresse é decorrente não apenas do índice de contração, mas da natureza visco-elástica do material e das estruturas circundantes. Para prevenir danos oriundos do estresse, atenção deve ser dada aos mecanismos para aliviá-lo, os quais podem ser atingidos de várias formas: 1 - fator de configuração (Fator C), que é a razão entre o número de paredes

aderidas pelo número de paredes não aderidas (livres) da restauração, ou seja, quanto menor o número de paredes aderidas, menor será o estresse; 2 - aplicação de *liners*, porque a contração da restauração pode dispor de liberdade de movimento das interfaces adesivas, além de contribuir para uma distribuição mais homogênea do estresse gerado na interface; 3 - modulação do início da polimerização, a qual consiste de uma redução inicial da conversão do material resinoso. Salientam que o entendimento e o reconhecimento dos mecanismos que causam a contração simultaneamente as técnicas que podem reduzir seus efeitos, proporcionam o máximo de benefício na aplicação das resinas compostas.

Davidson-Kaban et al.³¹, em 1997, avaliaram os efeitos nas variações de intensidade de luz, tempo de exposição, tipo e cor das resinas compostas na dureza, contração de polimerização, e adaptação parede a parede das restaurações de resina composta. Três cores de uma resina composta foram usadas para investigar a influência da cor na contração de polimerização. Dois tipos de resinas compostas (Silux Plus e P50) com diferentes partículas de carga e volume de carga foram fotopolimerizadas com intensidade

de 700mW/cm^2 e 175 mW/cm^2 por 10 e 60 segundos. Quando o tempo de polimerização foi 60 segundos, a contração de polimerização dos vários materiais não foi afetada pela intensidade de luz. Entretanto, a baixa intensidade combinada com 10 segundos produziu uma diminuição na contração em todos os materiais testados, independente da cor, intensidade de luz, tempo de exposição. Os valores de dureza foram maiores na superfície de topo que na base, sendo ainda essa diferença grande quando combinada com baixa intensidade de luz e menor tempo de exposição. A alta intensidade de luz causou grandes fendas na interface dentina-resina. Portanto, foi demonstrado que, para se obter uma adequada conversão da resina, juntamente com uma adequada adaptação marginal, o tempo de exposição à luz é o fator mais importante do que a intensidade de luz.

Mehl et al.⁶², em 1997, avaliaram as propriedades físicas e a formação de fendas em compostos polimerizados a luz com e sem polimerização *softstart*, ou seja, uma pré-polimerização com baixa intensidade seguida por uma pós-polimerização com alta intensidade. As propriedades físicas, como módulo flexural, resistência flexural e microdureza Vickers, foram verificadas em

300 corpos de prova utilizando a resina composta Tetric A3 (Vivadent) e Charisma A2 (Kulzer), e um aparelho fotopolimerizador Heliolux ($450\text{mW}/\text{cm}^2$), com 100% de intensidade, a distância de 0 mm, as distâncias de 2,4,6,8,10,20 e 50 mm correspondiam a 80,70,62,56,50,37 e 13% respectivamente. A fotopolimerização, em cada grupo com dez amostras, foi iniciada com cada uma das intensidades baixas, seguida com a intensidade alta, por 20 e 40 segundos. Os resultados revelaram que a fotopolimerização com intensidade de luz baixa, seguida pela intensidade de luz alta, aumentou o módulo flexural e resistência flexural, porém, não influenciou na microdureza. Nesse mesmo estudo analisaram a integridade marginal através da análise em MEV e o teste de penetração de corante (solução de azul de metileno), antes e depois da termociclagem; utilizando trinta e dois dentes recentemente extraídos, onde foram preparadas cavidades de classe V na junção esmalte/cimento, em seguida, restauradas com resina composta Tetric A3. As restaurações foram divididas aleatoriamente em quatro grupos, onde o grupo controle (oito dentes), foi polimerizado com intensidade alta (Heliolux 100%) por 60 segundos, os outros três grupos (oito dentes cada) foram polimerizados com intensidade inicial de 70,50 e 37% seguido de

intensidade total com 100% por 40 segundos. Com a polimerização *softstart* a integridade marginal foi significativamente melhor se comparada com alta intensidade de luz.

Algera et al.¹, em 1998, relataram que a influência do método de polimerização *slow-start* (início lento) no estresse de contração de polimerização das resinas compostas, pela diminuição da intensidade de luz durante o estágio inicial de ativação, pode beneficiar as propriedades de escoamento e conseqüentemente reduzir o estresse de contração na restauração. Desta forma, avaliaram o uso do aparelho a luz disponível em dois passos no estresse de contração em uma restauração de resina composta (Clearfil Posterior) e uma resina composta modificada por poliácido (Dyract AP). O estresse de contração desenvolvido foi determinado por um tensilômetro. As amostras foram polimerizadas por 40 segundos, usando uma unidade de fotopolimerização Elipar Highlight (ESPE), pelo período de 12 segundos com uma intensidade de aproximadamente 150 mW/cm^2 e 28 segundos com uma alta intensidade de 800 mW/cm^2 . As amostras polimerizadas por 40 segundos com intensidade alta foram usadas como controle. O estresse de contração desenvolvido nas resinas compostas foi

significativamente maior (2 tempos) que nas resinas compostas modificadas por poliácidos. Durante os primeiros 12 segundos, o desenvolvimento do estresse de contração foi significativamente menor para ambos os métodos. Concluíram que a reação de endurecimento com o método de início lento diminui o desenvolvimento do estresse de contração, mas não influencia no estresse final.

Fujibayashi et al.⁴⁰, em 1998, investigaram o desenvolvimento de uma unidade de polimerização à base de diodo emissor de luz azul (LEDs) como alternativa aos dispositivos de lâmpada halógena. Relatam serem aparelhos compactos, baixa voltagem, probabilidade de vida longa e emitem comprimento de onda específico. Três aparelhos à luz foram avaliados neste estudo (LED₁, LED₂ e lâmpada halógena) quanto às características ópticas, grau de conversão e a profundidade de polimerização. As três fontes de luz utilizaram intensidades luminosas de 100 mW/cm². As fontes de LEDs possuíam um arranjo de 61 LEDs cada uma. O comprimento de onda para o LED₂ estava entre 430 a 550 nm, com pico em 466 nm. A profundidade de polimerização e o grau de conversão foram maiores com o LED₂; onde concluem que o LED

azul é eficiente no processo de polimerização das resinas compostas.

Koran & Kurschner⁵², em 1998, avaliaram o efeito de aplicação de intensidade luminosa em duas fases durante a polimerização das resinas compostas fotoativadas, iniciando com uma baixa intensidade de luz (10 segundos – 150 mW/cm²), seguida por uma alta intensidade (30 segundos – 700 mW/cm²), ou seja, uma irradiação variável com uma irradiação contínua. Realizaram cinco testes diferentes: dureza superficial, adesão, contração de polimerização, viscosidade e concentração de monômeros residuais/grau de polimerização. Todas as amostras foram realizadas com resina composta Pertac. A aplicação seqüencial de fotopolimerização (2 fases), quando comparada com a fotopolimerização convencional não afetou o grau de contração de polimerização, bem como o grau de dureza superficial e de concentração de monômeros residuais da resina composta, quando o valor total foi alto suficiente para alcançar a completa polimerização. Os autores afirmaram que o escoamento da resina composta é maior quando se utilizou a técnica de polimerização gradual, o que reduz as tensões de contração de polimerização,

melhorando o vedamento marginal. Salientam que no primeiro período de polimerização das resinas compostas, a rede dos componentes resinosos é relativamente fraca, então o limite elástico é baixo. As moléculas podem se dissipar em diferentes posições e orientações, ou fluir facilmente, o estresse gerado nesse estágio pode ser acomodado no processo de polimerização. No entanto, o grau de conversão das resinas compostas fotoativadas deve ser suficiente e a rigidez de superfície adequada para conseguir estabilidade mecânica, o que justifica o uso da técnica em duas fases.

Loguercio et al.⁵⁷, em 1998, realizaram uma coleta de dados em um grupo heterogêneo de cirurgiões dentistas com o intuito de verificar se eles realizavam adequadamente o controle da intensidade de luz do seu aparelho. Observaram um desconhecimento das variações envolvidas no processo de polimerização das resinas compostas (técnica de polimerização, aparelho de polimerização e material utilizado), as quais podem afetar negativamente o desempenho clínico das restaurações realizadas com resinas compostas. Através de uma revisão da literatura e considerando o resultado deste trabalho, fizeram

algumas recomendações de ordem clínica: 1- a espessura máxima de resina não deve ultrapassar a 2mm; 2- aparelhos acima de $600\text{mW}/\text{cm}^2$ devem ser usados distanciados da resina para evitar tensionamento excessivo; 3- aparelhos de fotoativação entre 300 e $600\text{mW}/\text{cm}^2$ devem ser usados por um tempo maior do que o padronizado, ou seja, mais que 40-60 segundos; 4- aparelhos abaixo de $300\text{mW}/\text{cm}^2$ devem ser utilizados com tempos superiores à 80 segundos, mas preferencialmente não devem ser usados; 5- é importante revisar os aparelhos, pelo menos, uma vez por ano.

Meniga et al.⁶³, em 1998, compararam a habilidade de polimerização do LEDs (Nichia-Japan) com 470 nm, com um dispositivo halógeno convencional Heliolux (Vivadent) e com o Elipar Highlight (ESPE) com método *soft-start*. A intensidade total do LEDs foi de $12\text{ mW}/\text{cm}^2$, Heliolux $600\text{ mW}/\text{cm}^2$ e do Elipar $100\text{ a }700\text{ mW}/\text{cm}^2$, depois dos primeiros 10 segundos. Os materiais testados foram Valux Plus (3M), Tetric Ceram (Vivadent) e Pertac Híbrido II (ESPE). As mensurações da conversão dos monômeros foi realizada através de um espectrofotômetro, em amostras com espessura de 0,1 mm. Os valores do grau de conversão variaram de 49.95 ± 4.64 para 58.89 ± 1.30 para o LEDs

e de 54.93 ± 1.3 para 68.09 ± 0.78 para o convencional. Os resultados demonstraram nenhuma diferença estatística entre as duas unidades convencionais e cerca de 10% a menos para a unidade de polimerização experimental LEDs com somente 1/50 da intensidade de luz. Os aparelhos LEDs podem ser uma alternativa para a polimerização de resinas compostas.

Sakaguchi & Berge⁸⁴, em 1998, executaram um trabalho para avaliar a influência da luz sobre a tensão de contração linear de polimerização pós-gel da resina composta e sobre o grau de conversão da mesma. Amostras cilíndricas de resinas compostas foram confeccionadas e polimerizadas a uma distância de 7 mm por 40 segundos, com quatro intensidades de luz reduzidas (71%, 49%, 34%; 20 segundos e 71% seguidos por 20 segundos com 100%), utilizando um grupo com 40 segundos a 100% como controle. O grau de conversão foi medido na superfície e na base dos corpos de prova, e a tensão foi verificada na superfície oposta àquela que recebeu a incidência de luz. A aplicação da luz com intensidade inferior à máxima resultou em redução significativa da tensão de contração de polimerização sem afetar o grau de conversão da resina composta.

Tarle et al.⁹⁴, em 1998, avaliaram o grau de conversão e a mudança de temperatura em amostras de resina composta. Utilizaram uma lâmpada convencional de intensidade gradual (Elipar Highlight – ESPE) e uma fonte de luz emitida por diodo (LEDs). As medidas foram realizadas em três resinas compostas híbridas e uma resina de micropartícula, após 40 segundos de exposição. Os valores mais baixos do grau de conversão (7% mais baixo) e mudança de temperatura foram obtidos quando o aparelho de LED (12 mW/cm^2) foi utilizado. Esses resultados podem ser explicados pela baixa densidade de energia emitida pelo aparelho LED ($12 \text{ mW/cm}^2 - 40$ segundos) comparada a do aparelho Elipar Highlight ($100 \text{ mW/cm}^2 - 10$ segundos e $700 \text{ mW/cm}^2 - 30$ segundos). Esta energia do LED foi compensada pelo comprimento de onda mais eficiente (470 nm), podendo ser recomendado para polimerização da primeira camada de resina composta, especialmente em casos de capeamento pulpar direto com os sistemas adesivos.

Tarle et al.⁹³, em 1998, relataram que um ótimo grau de conversão e uma baixa contração de polimerização, são geralmente objetivos antagônicos, pois, aumentando o grau de conversão dos

monômeros, invariavelmente vai ocorrer um alto grau de contração de polimerização. Entretanto, estes dois parâmetros são indispensáveis para se obter um melhor resultado nas restaurações de resina composta. Algumas medidas tem sido utilizadas na tentativa de reduzir o estresse provocado pela contração de polimerização, como melhorias nos sistemas adesivos para conter a contração de polimerização; materiais forradores para absorver o estresse e baixa intensidade de luz emitida pela fonte de luz, para controlar a capacidade de escoamento do material, durante a polimerização. Além do desenvolvimento de novos aparelhos de fotopolimerização.

Versluis et al.¹⁰¹, em 1998, através da técnica do elemento finito, analisaram a direção de contração de polimerização da resina composta. O processo de polimerização pode ser caracterizado por fases de pré e pós-gel. O estresse desenvolvido em uma restauração pode ser compensado rapidamente pelo escoamento do material ainda na fase pré-gel. Foram analisados ambos tipos de resinas compostas, auto e fotopolimerizável. Nos compostos fotopolimerizáveis, o ponto gel varia de acordo com a intensidade de luz emitida sobre o material.

A análise do elemento finito foi utilizada com o propósito de simular o processo de contração de polimerização; de redução do estresse pelo escoamento e da solidificação da resina composta durante a fotopolimerização. Os resultados obtidos mostraram que a direção de contração de polimerização da resina composta não foi afetada de maneira significativa pela orientação da fonte de luz, mas sim pela adesão do material nas superfícies dentais e pelas superfícies livres da cavidade. Conseqüentemente, as diferenças entre os padrões de contração dos compósitos autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis foi mínima. Os autores concluíram que a resina composta não contrai em direção à luz, porém a direção de contração predominantemente é determinada pela configuração da cavidade e pela qualidade de adesão entre a resina composta e a estrutura dental. O aumento da qualidade marginal deve ser relacionado com a maximização de outros fatores, tais como: características do aparelho fotopolimerizador, intensidade de luz e sistema adesivo. A direção dos vetores de contração em relação a posição da luz não parece ser um critério apropriado para a otimização da qualidade marginal.

Vieira et al.¹⁰³, em 1998, avaliaram cinco diferentes aparelhos fotopolimerizadores (Optilight; Ultralux, XL 1500; Optilux 400 e Translux) com a intenção de analisar a irradiação por eles emitida. Utilizando-se de um método composto por espectrofotômetro, monocromador e uma óptica adequada, analisaram a transmutância dos filtros, as características das fontes de radiação de luz (lâmpada) e o desempenho das ponteiros. Concluíram que os aparelhos emitiram energia em uma faixa de comprimento de onda adequada, de 350 nm a 530 nm (70% do valor médio da energia emitida nesta faixa) para fotopolimerização, e que a concentração maior de energia ocorreu na faixa de 430 nm a 470 nm. Na análise, os filtros permitiram a passagem de energia adequada (valor anterior). As leituras feitas com e sem a ponteira demonstraram que esta não acarreta perda de energia. Entretanto, em alguns aparelhos há uma perda acentuada de energia no sistema filtro/ponteira, quando comparado à energia emitida pela fonte, provavelmente devido à configuração geométrica deles, dando uma emissão diferenciada de energia para cada um. Desde que os filtros mostraram-se eficientes em permitir a passagem de luz no comprimento de onda adequado para uma eficiente polimerização, concluíram que os radiômetros podem ser usados com segurança na

análise da eficiência dos aparelhos fotopolimerizadores. A importância de que um aparelho fotopolimerizador promova a polimerização adequada dos materiais é a de que, assim, garante-se a qualidade e o sucesso das restaurações com resinas compostas.

Asmussen & Peutzfeldt⁷, em 1999, investigaram a direção de contração das resinas fotopolimerizáveis em relação à aderência e a espessura do material. A resina composta foi aplicada em um molde de cobre cilíndrico, de tal maneira que uma saliência foi produzida em um dos lados da amostra, enquanto o material foi nivelado com o molde do outro lado. As amostras foram irradiadas em um ou outro lado, e a convexidade ou concavidade das amostras foram medidas. Onde a espessura do material era de 3mm, a contração foi em direção a fonte de luz, desrespeitando a posição da saliência. Em uma espessura de 4 a 5mm, a contração de polimerização pode ser direcionada em direção ou à distância da fonte de luz; dependendo da posição da saliência. O número da quantidade de luz emitida da fonte de luz e passando através do material foi comparada com o número de moléculas da canforoquinona presente na resina composta de 3, 4 e 5mm de espessura. Os autores, concluíram que a direção de contração foi o

resultado de uma interação entre a direção da luz, a fixação do material, e a espessura do material.

Blankenau et al.¹³, em 1999, relataram sobre as novas opções de fotopolimerização para restaurações de resinas compostas, para conscientizar que os clínicos precisam entender da química dos materiais, da dinâmica do processo de polimerização, os fatores de estresse criados, e a energia de luz específica necessária para se conseguir resultados máximos; procurando-se conhecer os sistemas de polimerização não tradicionais; bem como, suas vantagens e desvantagens, pois, segundo os autores é importante notar que nenhum sistema ou método têm sido provado conclusivamente como superior a outro em todos os aspectos.

Campos et al.¹⁹, em 1999, relataram se uma adesão forte entre material restaurador e o tecido dental seria capaz de prevenir a formação de fendas marginais e, dessa forma, impedir a penetração de bactérias e fluidos orais, o que poderia acarretar manchamentos, cáries recorrentes, sensibilidade pós-operatória e até mesmo patologias pulpares irreversíveis. Na determinação das

dimensões das fendas marginais, as propriedades das resinas compostas, dentre as quais a contração de polimerização, diferenças nos coeficientes de expansão térmica entre o dente e a restauração, e sorção de água pela resina quando exposta ao meio oral, possuem uma importância fundamental. Dessa forma, os autores avaliaram *in vitro*, através do Microscópio Eletrônico de Varredura, a ocorrência e largura de fendas na parede axial de cavidades de classe V restauradas com resina composta (TPH) e diferentes sistemas adesivos (One-Step, Prime & Bond 2.0 e Scotchbond Multi-Purpose). Com base nos resultados, os autores puderam concluir que nenhum dos sistemas adesivos utilizados foi capaz de prevenir completamente a ocorrência de fendas axiais, e o material que apresentou melhores resultados foi o One-Step, com 70% das restaurações livres de microfendas axiais.

Segundo a Clinical Research Associates⁶⁸, em 1999, devido ao surgimento de novos aparelhos fotopolimerizadores, bem como o modo de polimerização: polimerização rápida pela alta intensidade, polimerização lenta pela baixa intensidade, combinação de ambos; fez uma relação dos aparelhos disponíveis, com suas características, preços e modo de polimerização. Ainda relatou

sobre os efeitos clínicos oriundos das intensidades de luz utilizadas na polimerização das resinas compostas, como: presença de linhas brancas nas margens da restauração, fraturas no esmalte provenientes do estresse da contração de polimerização. Citou que são as resinas compostas, não as lâmpadas polimerizadoras, que necessitam de modificação para contornar os problemas relacionados à polimerização das resinas, já que as resinas sem contração ainda não estão disponíveis.

Davidson²⁹, em 1999, mencionou sobre os aparelhos disponíveis atualmente em forma de luz visível para ativar o iniciador (canforoquinona) das resinas compostas, as quais possuem dois componentes, onde um contém um iniciador e o outro um ativador. Os aparelhos disponíveis possuem tecnologia e filosofia diferentes, com níveis de energia variando de 150 a 1000mW/cm². Também chama a atenção que os olhos podem somente detectar a luz azul, mas são incapazes para medir quantitativamente e qualitativamente a intensidade de luz, podendo somente ser mensurada com instrumento apropriado, como exemplo radiômetro (Demetron Research Corp.). Para uma ótima conversão da resina composta, uma quantidade de energia é necessária. Esta

energia pode ser suprida de várias maneiras e está na dependência das características da fonte de luz e do tempo de irradiação. Isto é possível pela irradiação do material com luz azul com comprimento de onda de 470 nm. Um tempo de irradiação curto com uma conversão alta e uniforme e um baixo estresse de contração, são desejados. Uma conversão rápida é proporcionadamente acompanhada com rápido endurecimento, que pode afetar negativamente a integridade marginal das restaurações. O autor concluiu que a qualidade marginal das restaurações é melhor suprida pela própria seleção do material, do que pela manipulação de energia.

Goracci⁴³, em 1999, avaliou os efeitos de polimerização gradual na adesão cavitária, aplicando um sistema de regulação potenciométrico para permitir que uma luz de polimerização convencional gradualmente aumentasse a intensidade de luz produzida para alcançar os valores comumente usados. Desta maneira, a conversão total do material ocorre lentamente e gradualmente, permitindo a fluidez dentro do compósito. O processo de polimerização total pode ser dividido em duas fases: a fase pré-gel e a fase pós-gel. O ponto gel intermediário entre as

duas fases representa o ponto de não retorno e, virtualmente, o ponto de polimerização do material. A contração de polimerização ocorre em ambas as fases pré-gel e pós-gel, mas a contração desenvolvida na fase pré-gel é compensada pela própria viscosidade e fluidez do material, enquanto que a contração gerada na fase pós-gel não pode ser compensada e leva a uma tensão nas paredes cavitárias. Salienta então, que o objetivo da polimerização progressiva (gradual) é um aumento da fase pré-gel, onde a contração é compensada e, uma redução da fase pós-gel a qual cria tensão nas paredes da restauração. Sendo esta a única maneira possível para permitir que o material resinoso se assente nas paredes cavitárias antes do processo gel, o qual representa um “verdadeiro ponto sem retorno”. Isto não previne a inevitável contração que ocorre, mas pelo menos permite uma considerável redução dos seus efeitos negativos, permitindo uma melhor adaptação interna da resina composta às paredes da cavidade.

Kanca III⁴⁷, em 1999, em um artigo citou que a contração de polimerização das resinas compostas induz ao estresse no final das restaurações, quando a resina é aderida a superfície do dente. A quantidade de estresse pode ser controlada pelo método do pulso-

tardio. O desenvolvimento de novas resinas compostas tem mudado a energia necessária para se obter a polimerização. A energia total necessária para uma polimerização ideal tem sido reduzida, e a taxa que a energia é liberada pode ter um grande efeito nas propriedades finais da restauração. Recentemente as resinas compostas podem empregar diferentes fotoiniciadores, sendo o espectro de emissão para a fotopolimerização, um importante fator para as propriedades finais das restaurações. O autor propõe que as resinas compostas possuam rótulos ou etiqueta especificando: 1- energia total necessária; 2- se a técnica do pulso tardio pode ser aplicada; 3- faixa do espectro de emissão de luz da lâmpada de polimerização.

Kanca III & Suh⁴⁸, em 1999, avaliaram o efeito do método de ativação por pulso na interface esmalte/resina; bem como mensuraram a dureza e a força compressiva. Foram executadas três amostras de resinas compostas Z-100 (3M), com 6 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, polimerizadas usando um dos três diferentes protocolos: A - 40 segundos a 600 mW/cm^2 , B - 40 segundos a 100 mW/cm^2 ou C - 2 segundos a 300 mW/cm^2 , 5 minutos de espera e exposição adicional de 10 segundos a 600 mW/cm^2 . Dureza Barcol foi mensurada a 0,1,2,3,4 e 5 minutos e a 24 horas depois da

polimerização. Para os dois protocolos contínuos a dureza aumentou não importando o tempo das mensurações; já para o protocolo ativação por pulso, os valores aumentaram com 24 horas. A redução no desenvolvimento na dureza indica, que o compósito pode prolongar o ponto gel, o qual permite o escoamento do material. Tal escoamento pode reduzir o estresse na margem cavo-superficial. Para a força compressiva três grupos de 10 amostras com 4 mm de diâmetro e 2mm de profundidade, foram preparadas e ativadas somente uma superfície usando o mesmo protocolo anterior. Os valores para a força compressiva foram idênticos para os três grupos. Cavidades classe I (6mmX4mmX4mm) foram feitas em trinta molares, com margem cavo-superficial em 90°. Os preparos foram condicionados com ácido, lavados e secos a ar sem dessecar a dentina e aplicado o sistema adesivo One-Step e fotopolimerizado. O primeiro incremento (2mm) de Z100 foi fotopolimerizado por 10 segundos a 500mW/cm², e o segundo e final (2mm) polimerizado por uma das diferentes técnicas de fotopolimerização. O uso do protocolo ativação por pulso foi efetivo em melhorar a qualidade marginal.

Kugel & Trushkowsky⁵³, em 1999, relataram que a redução do estresse de polimerização pode ser alcançada pelo atraso do ponto gel, porque a contração antes do ponto gel pode ser compensada pela fluidez das cadeias poliméricas. O atraso do ponto gel pode ser alcançado pela redução do nível de polimerização usando uma técnica de início lento. Os autores sugerem o uso de polimerização por pulso-tardio. Esse método emprega um pulso de polimerização inicial em uma intensidade reduzida; seguido por um período de espera e subsequente exposição à luz de intensidade máxima. A exposição inicial de muitos materiais compósitos a um pulso inicial de 200 mW/cm^2 por três segundos tem resultado em adequada rigidez de superfície Barcol; e durante o período de espera o compósito pode ser acabado e polido (geleificação). Essa técnica de polimerização por pulso-tardio resulta na redução do estresse na interface adesiva.

Mills et al.⁶⁶, em 1999, verificaram a hipótese que uma unidade de polimerização que emite luz azul-LED (Nichia Chemical Industries Ltd – Japan com 25 LEDs) pode produzir uma profundidade de polimerização equivalente a uma unidade de polimerização de luz halógena (Coltolux 4) ajustada para

300mW/cm². Utilizaram três resinas compostas, ou seja, tanto para dentes anteriores como para posteriores (Silux Plus cor U, P-50 cor U, e Z100 cor A3,5), fotoativadas por 40, 60 e 40 segundos respectivamente segundo recomendação dos fabricantes, tanto com uma ou outra unidade de polimerização. A profundidade de polimerização foi determinada usando um penetrômetro; onde observaram que com LEDs (290mW/cm²) emitindo apenas 64% da intensidade de luz de uma lâmpada halógena (455 mW/cm²) foi possível obter profundidade de polimerização significativamente maior. Além da intensidade de luz, o espectro emitido forneceu informações importantes sobre a eficiência do fotopolimerizador. Com o avanço tecnológico da metodologia LEDs, os fotopolimerizadores se tornaram uma alternativa interessante para os dispositivos de luz halógena; pois o seu desempenho não reduz significativamente com o tempo como ocorre com as unidades de polimerização de luz halógena convencional.

Passetti et al.⁷⁵, em 1999, realizaram uma análise de resinas compostas através do Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), dando ênfase as duas fases críticas durante a manipulação das resinas compostas: a fase de polimerização e a fase de

acabamento. Durante a fase de polimerização podem originar-se fraturas entre a cavidade e o material, bem como porosidade no interior do material. A polimerização das resinas compostas é realizada através da formação de radicais que permitem que os monômeros possam unir-se entre si formando cadeias de polímeros. Os catalisadores podem ser reduzidos a radicais como consequência da ação física (resinas compostas fotopolimerizáveis) de uma lâmpada que emite raios específicos para a sensibilidade espectral do fotocatalisador. Os autores destacam que durante a polimerização, a resina sofre uma contração linear superior a 2%, devido a redução do espaço intermolecular. Desde o instante em que a resina se une de forma sólida com o adesivo, a consequência é uma contração que determina uma fratura na interface entre material de restauração e paredes cavitárias.

Rueggeberg⁷⁹, em 1999, através de uma revisão de literatura fez uma distinção entre os vários tipos de unidades de luz disponíveis comercialmente fornecendo suas vantagens e desvantagens, orientando o tipo de aparelho que deve-se adquirir. O autor relata que mais pesquisas são necessárias devendo revelar se diferenças significativas existem na qualidade e durabilidade dos

polímeros formados, na integridade da interface marginal e no impacto da temperatura gerada entre os vários tipos de filosofia de polimerização. Os materiais de restauração são produtos fabricados em conjunto com os processos de polimerização. A qualidade deles está diretamente relacionada com a qualidade dos polímeros formados; portanto é fundamental o conhecimento dos conceitos de fotopolimerização e dos fatores que podem influenciar no resultado final, para que o sucesso clínico das restaurações fotopolimerizáveis seja atingido.

Small⁸⁵, em 1999, revisou e citou alguns trabalhos sobre os efeitos da intensidade de luz, do tempo e direção na formação de fendas em restaurações de resinas compostas. Quanto à intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores relata que muitos autores, clínicos e fabricantes dizem ser a alta intensidade de polimerização a melhor; porém poucos trabalhos têm sustentado essas opiniões. A direção de contração dos compósitos é afetada pela forma da cavidade, grau de conversão do compósito e condições limites. Estas condições limites referem-se ao condicionamento e adesão ao esmalte e dentina. Depois das considerações salientou a necessidade de aparelhos

fotopolimerizadores que permitam o ajuste do tempo, bem como da intensidade. Pois a alta intensidade pode aumentar o estresse de contração afetando a integridade na interface cavidade/restauração. Trabalhos utilizando método *softstart*, método gradual e pulso-tardio resultaram em significativa redução da tensão de contração de polimerização sem afetar o grau de conversão.

Solomon & Osman⁸⁷, em 1999, determinaram a intensidade de luz de polimerização em clínicas privadas usando um radiômetro (Cure Lite), relacionando os vários fatores que podem afetar a intensidade de luz produzida por cada unidade. A média das leituras alcançadas foram de uma alta intensidade de 448 mW/cm² para uma baixa intensidade de 22 mW/cm² com o tempo de avaliação. Dezenove unidades de polimerização (54.3%) funcionavam com uma ótima intensidade, seguida de dez (28.6%) funcionavam entre níveis de 150 a 300 mW/cm² e seis (17.1%) funcionando em níveis muito baixo do que o requerido para conseguir uma fotopolimerização adequada. Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada quando comparadas leituras de intensidade com a idade, último serviço de manutenção e recolocação do bulbo. Todos os clínicos entrevistados (100%)

expressaram satisfação com o desempenho das unidades de fotopolimerização. Mas os resultados deste estudo demonstraram que as unidades de fotopolimerização eram inadequadas para uma ótima polimerização.

Suh et al.⁹⁰, em 1999, pesquisaram o efeito que a técnica de polimerização por pulso-tardio tem na tensão residual das resinas compostas fotopolimerizáveis. A contração inerente da resina (química da reação) não pode ser reduzida, entretanto, o estresse induzido pela contração pode ser reduzido pela viscosidade fluída. O estresse está relacionado à quantidade de pressão (contração) e ao módulo de elasticidade ou módulo de Young do compósito. A relação é rígida pela Lei de Hooke, a qual diz que $\text{tensão} = \text{alteração dimensional} \times \text{rigidez ou módulo de elasticidade}$. No processo de polimerização existe um ponto gel, ponto a partir do qual a resina não consegue mais se deformar, pois já está muito rígida; porém, antes de chegar nesse ponto, o compósito age como um fluido viscoso que pode liberar a pressão pela fluidez. Portanto, métodos que atrasam a chegada do ponto gel produzirão compósitos com menos pressão residual e, conseqüentemente menos estresse na interface adesiva. A técnica

de polimerização de pulso-tardio polimeriza os compósitos promovendo um pulso inicial de baixa energia (200 mW/cm^2 por 3 segundos), seguida de um período de espera de 3 a 5 minutos para o relaxamento da tensão, durante o qual o compósito pode ser acabado e polido. A polimerização final é obtida pela exposição a uma luz de alta intensidade de 500 mW/cm^2 para o tempo recomendado. Os dados *in vitro* mostram que a técnica de polimerização de pulso-tardio pode reduzir a tensão residual nos compósitos em torno de 34%; enquanto as luzes de alta intensidade que aceleram a polimerização aumentam a tensão residual nos compósitos. O autor chama atenção para o módulo de elasticidade, grau de polimerização, assim como a contração, os quais devem ser levados em consideração quando decidirmos qual compósito produzirá o estresse mais baixo na interface adesiva dente/restauração. A exposição em um nível de luz mais baixa, pode ter sido feita inadvertidamente pelos clínicos, quando expunham o compósito através das paredes do dente, como exposição vestibular ou lingual, onde mais da metade da intensidade é absorvida pelo dente e não pelo compósito; conseqüentemente uma exposição à luz em baixo nível.

Suh⁸⁹, em 1999, em seu trabalho enfatizou a necessidade para entendimento e controle dos efeitos da polimerização e o estresse de contração nas restaurações com resina composta. O autor, salientou e explicou o ponto-gel no processo de contração de polimerização descrito em muitos trabalhos. A contração volumétrica total pode ser dividida em duas fases: a pré-gel e a pós-gel. Durante o período pré-gel, a resina composta está hábil para escoar (fluir) aliviando o estresse. No ponto-gel e após o mesmo, o material desenvolve uma rigidez refletindo no módulo de elasticidade, tornando-se incapaz para escoamento o que dificulta a compensação do estresse de contração. Nas resinas autopolimerizáveis (pasta/pasta) o ponto-gel é mais longo do que nas fotopolimerizáveis, ou seja, ele é atingido cinco minutos após o início da mistura das duas pastas. Compreendendo este processo, relatou de uma forma simples a técnica de polimerização do pulso-tardio com o aparelho VIP (Bisco), onde a polimerização é iniciada por 3 segundos a $200\text{mW}/\text{cm}^2$, tempo de espera de 3 a 5 minutos (procedimentos de ajustes, acabamento, polimento são executados) e polimerização final de 30 segundos a $500\text{mW}/\text{cm}^2$. Com este modo de polimerização o ponto-gel é atrasado, o que permite que a

resina tenha mais tempo para o escoamento, aliviando o estresse induzido pela contração de polimerização.

Tarle et al.⁹⁵, em 1999, avaliaram o grau de conversão e aumento da temperatura em amostras de resinas fotopolimerizadas por dois dispositivos de LEDs azul (Nichia, Japan). Usando 3 LEDs (9 mW/cm²) e 16 LEDs (12 mW/cm²) comparando a intensidade de duas lâmpadas halógenas convencionais: Heliolux (600 mW/cm²) e Elipar Highlight (100 mW/cm² – 10 segundos e 700 mW/cm²). A temperatura das amostras polimerizadas pelo LEDs variou de 4 a 11°C, enquanto que para as lâmpadas halógenas foi de 8 a 17°C. Havendo uma redução significativa na elevação da temperatura durante a polimerização utilizando LEDs. Entretanto, as taxas de conversão ficaram inferiores às dos fotopolimerizadores convencionais. O consenso geral é de que a combinação de mais de 16 LEDs pode melhorar os resultados da polimerização.

Versluis & Tantbirojn¹⁰², em 1999, fizeram considerações teóricas da tensão de contração. A contração da polimerização das resinas compostas causa preocupações clínicas, pois apresentam estresse residual nos dentes restaurados. Estas tensões, podem propagar trincas no esmalte, promover microinfiltração, e causar

sensibilidade pós-operatória. A quantidade de tensão da contração não depende somente quanto um compósito contrai, mas também, do seu módulo de elasticidade (rigidez), da forma da cavidade, da ligação estabelecida entre o dente e a restauração, etc. Este artigo refere-se ao efeito biomecânico do processo de contração de polimerização sobre a geometria, propriedade dos materiais e condições de contorno. Salientaram a importância de três definições que descrevem a contração: 1- quantidade (contração volumétrica e linear); 2- fase (pré-gel, pós-gel e contração total) e 3- distribuição (contração uniforme e não uniforme). Devido a complexidade e ao número de variáveis, foi utilizado um modelo teórico usando a técnica do elemento finito, a qual consiste de três componentes: geometria (anatomia), propriedades dos materiais e condições de contorno (limites); reconstruindo comportamentos biomecânicos de propriedades singulares, garantindo uma correta integração das mesmas, relacionando-as aos fatores geométricos e anatômicos. Estes modelos nos permitem conclusões baseadas cientificamente para parâmetros clínicos e os achados direcionam para futuras pesquisas.

Whitters et al.¹⁰⁵, em 1999, compararam a fotopolimerização com InGaN (Nitreto de Gálio) LEDs com um aparelho de luz halógena convencional (Aristolite) para determinar os parâmetros de polimerização e para examinar os efeitos nas propriedades físicas das resinas compostas. Foram utilizados três materiais compostos: Tetric (cor A₃), Compoglass F (cor A₃) e Z100 (cor A_{3,5}). Através de um teste de transmissão de som observaram que o tempo de endurecimento para os três materiais testados, diminuiu com o aumento da potência dos LEDs, sendo menor que aquelas para a fonte convencional. A dureza Knoop também foi mensurada nas amostras para cada material após 60 segundos de exposição não ocorrendo diferença estatística significativa; para a contração linear foram executados discos para cada material (1,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de espessura) polimerizados por 60 segundos, onde os valores variaram entre os materiais, independente da fonte de luz utilizada, ou seja: 1.1 % - Tetric; 1.2% - Z100 e 1.3% - Compoglass F. O aparelho LEDs induziu a um menor aumento de temperatura nos materiais ($4,1 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$ - A e $4,1 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$ - B) que a fonte convencional ($4,8 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$), quando polimerizados por 60 segundos. Concluíram que a resina composta polimerizada com um arranjo de seis InGaN LEDs

emitindo luz próxima de 460 nm tem demonstrado propriedades dos materiais semelhantes a fonte convencional. Estes achados recomendam o uso desses aparelhos para fotopolimerizar os materiais sensíveis a luz, particularmente as resinas compostas.

Chain²³, em 2000, utilizou resinas compostas com porcentagem de cargas diferentes e avaliou três parâmetros importantes: a tensão de contração, a rigidez do material (módulo de elasticidade) e a contração volumétrica do mesmo; onde pode observar que alto níveis de carga reduziram a contração de polimerização, mas a tensão de contração aumentou significativamente, assim como a rigidez do material. Esta pesquisa indicou que nem alto módulo de elasticidade (rigidez), nem alta quantidade de carga são propriedades favoráveis para a resina. Porém, cita que as melhores resinas disponíveis no mercado possuem grande quantidade de carga e alta rigidez, indicando que para diminuir ou compensar o estresse de polimerização a técnica estratificada e a técnica simples de incrementos devem ser utilizadas. Na técnica estratificada, pequenos incrementos são inseridos e polimerizados individualmente por 1 segundo, no máximo 2 segundos, com intensidade de luz $\pm 200 \text{ mW/cm}^2$,

suficiente para iniciar a polimerização, porém sem ultrapassar o ponto gel da resina composta. Na técnica por incrementos, recomenda a técnica do pulso tardio, por considerar mais rápida de ser executada, onde incrementos de 2 mm devem ser fotopolimerizados cada um deles por 30 segundos a 200 mW/cm^2 , até o incremento final, aguardando-se de 3 a 5 minutos onde são realizados os procedimentos de ajustes, acabamento, polimento e, a polimerização final é então realizada com 30 segundos a 500 mW/cm^2 , pois esta técnica tem demonstrado diminuir a tensão de contração em até 34%. Salaria portanto, que o importante é protelar o ponto gel, para que a resina tenha mais tempo na sua forma deformável para aliviar todo o estresse induzido pela contração de polimerização.

Dennison et al.³², em 2000, relataram que a contração de polimerização das resinas compostas é uma limitação crítica e pode contribuir para dor pós-operatória, fratura do dente, microinfiltração e cáries secundárias. Polimerização com aparelhos de alta intensidade tem sido relatados como aumento de profundidade de polimerização e melhoria nas propriedades mecânicas das resinas compostas. Entretanto, alta intensidade,

também tem sido associada com alta contração de polimerização. Os autores investigaram o efeito do aumento gradual da intensidade de luz de dois tipos de resinas compostas (microparticulas e híbridas). Através do teste de dureza Knoop foi avaliada a efetividade de polimerização de cada intensidade de luz utilizada. Os resultados mostraram que a polimerização gradual das resinas compostas, aumentando-se a intensidade de luz, diminuiu a contração de polimerização, sem comprometer a profundidade de polimerização do material. Observaram que a resina de micropartícula apresentou menores valores de contração linear comparada com a resina híbrida.

Friedl et al.³⁹, em 2000, citaram que um dos maiores problemas das restaurações com materiais fotopolimerizáveis é a contração que esses materiais sofrem causando fendas marginais; desta forma, realizaram um estudo para verificar a influência da polimerização *soft-start* (pré-polimerização com baixa intensidade seguida de polimerização final com alta intensidade) na integridade marginal em restaurações classe V restauradas com resina composta (Spectrum) e resinas compostas modificadas por poliácido (Dyract e Hytac). Utilizaram um aparelho fotopolimerizador (Elipar

Highlight-ESPE) com uma polimerização convencional 800mW/cm^2 durante 40 segundos e uma polimerização gradual com 150mW/cm^2 durante 10 segundos seguida de uma polimerização de 800mW/cm^2 durante 30 segundos. Margens foram avaliadas antes e depois da termociclagem por análise quantitativa. Os resultados demonstraram que a polimerização *soft-start* (gradual em dois passos) não influenciou significativamente na formação de *gap* (fendas) para cada material e interface antes e depois da termociclagem. Ocorreu uma melhor adaptação marginal na interface esmalte/material restaurador com a resina composta, porém, na interface dentina/material restaurador, as resinas modificadas por poliácidos apresentaram uma melhor adaptação marginal.

Jandt et al.⁴⁶, em 2000, através de um estudo compararam a profundidade de polimerização e a resistência à compressão de amostras de resina composta (TPH Spectrum – Cores A2 e A4) polimerizadas por 40 segundos, respectivamente, com uma lâmpada halógena e com um dispositivo à base de 27 LEDs azuis. Ambas as unidades excederam o mínimo requerido pela ISO 4049 e pelas especificações dos fabricantes, sendo que as amostras polimerizadas com luz halógena convencional foram superiores a

20%, porém não sendo significantes estatisticamente. Quanto a resistência à compressão do material restaurador, não foram encontradas diferenças significativas quando utilizadas uma ou outra unidade de polimerização. O espectro de luz de ambas as unidades diferem intensamente, ou seja, enquanto que o pico de emissão da luz halógena convencional foi em torno de 497 nm, o LED foi de 465 nm. O LED (Nichia Chemical Industries Ltd - Japan) possui uma intensidade de energia de 350 mW/cm^2 e o aparelho halógeno convencional 755 mW/cm^2 (Spectrum – Dentsply). Relatam ainda a necessidade de mais estudos, tais como o grau de conversão dos monômeros, testes mecânicos e estudos clínicos, pois devido a tecnologia dos semicondutores, apresentam um grande potencial para aplicações clínicas futuras.

Kurachi⁵⁴, em 2000, comparou o laser de argônio, LED azul e uma lâmpada convencional na polimerização da resina composta. O aparelho convencional foi utilizado com 475 mW/cm^2 durante 40 segundos; o laser de argônio com 1000 mW/cm^2 e cinco dispositivos à base de LEDs, em arranjos de duas, três, quatro, cinco e seis unidades de LEDs, aplicados durante os tempos de 20, 40, 60, 120 e 180 segundos. Os resultados obtidos revelaram que o

laser de argônio promoveu um menor aumento de temperatura intrapulpar, em comparação ao aparelho convencional, obtendo valores de microdureza semelhantes ao convencional (halógena), em um tempo de exposição quatro vezes menor. Os dispositivos à base de LEDs apresentados neste trabalho necessitaram de maiores tempos de exposição para polimerização das resinas em comparação ao laser de argônio e lâmpada halógena. A intensidade luminosa obtida nestes dispositivos foi muito menor em relação à intensidade das outras fontes utilizadas, apesar do pico de emissão da luz emitida pelo LEDs coincidir com o pico de absorção da canforoquinona.

Mesquita⁶⁴, em 2000, avaliou a influência do método de fotopolimerização por pulso retardado na resistência de união à tração da resina composta à dentina. Utilizou o sistema adesivo Single Bond (3M) e a resina composta microhíbrida Filtek Z250 (3M). Para a fotopolimerização foi utilizada uma unidade de polimerização de intensidade variável VIP (Bisco); onde foram testados três métodos de fotopolimerização. Para cada grupo foram utilizados quinze corpos de prova, divididos da seguinte maneira: a) grupo controle – método indicado pelo fabricante, sendo a resina

fotopolimerizada por 20 segundos com a intensidade de 500 mW/cm² para cada incremento de 2 mm; b) grupo teste 1 – método de fotopolimerização convencional, no primeiro incremento de 2 mm (10 segundos a 500 mW/cm²) e por pulso retardado no segundo incremento de 2 mm (pulso inicial de 200 mW/cm² durante 3 segundos, seguido por um período de 3 minutos de relaxamento das tensões, com uma polimerização final de alta intensidade de luz 600 mW/cm² durante 30 segundos); c) grupo teste 2 – método de fotopolimerização por pulso retardado nos dois primeiros incrementos de 2 mm (pulso inicial de 200 mW/cm², seguido por um período de três minutos para relaxamento das tensões, polimento, e uma polimerização final com alta intensidade de luz 600 mW/cm² durante 30 segundos). As médias obtidas para os resultados foram: grupo controle (7,90 MPa); grupo teste 1 (7,99 MPa) e grupo teste 2 (12,02 MPa). Os resultados mostraram que o método de fotopolimerização por pulso retardado aplicado nos dois primeiros incrementos de 2 mm de resina composta influenciou de forma estatisticamente significativa na resistência de união à dentina.

Poulos & Styner⁷⁷, em 2000, compararam as alterações de rendimento da intensidade da lâmpada de polimerização Max de acordo com o tempo de utilização (horas de trabalho). Foram avaliadas 201 lâmpadas de polimerização (1 a 3 anos de trabalho) com 1 radiômetro Demetron. As unidades foram divididas em três grupos baseados na idade e no tempo de trabalho: grupo I- utilizadas um ano por aproximadamente 20 horas; grupo II- dois anos por aproximadamente 60 horas e grupo III- três anos por cerca de 120 horas. Os resultados foram registrados em aumentos de 25 mW/cm², de 200 a 600 mW/cm². Cada unidade foi avaliada três vezes para assegurar a repetição da leitura; em casos raros, se uma das três leituras diferia por 25 mW/cm² das outras, a média das três leituras foi a utilizada. As lâmpadas de um e dois anos de trabalho tiveram rendimentos médios significativos de 423 mW/cm²; e as de três anos de 376 mW/cm². Os autores sugeriram que as unidades de polimerização devem ser avaliadas a cada seis meses com o objetivo de observar se alterações no valor de intensidade da luz de polimerização estão ocorrendo; pois as mesmas diminuem o seu rendimento com o tempo de trabalho.

Stahl et al.⁸⁸, em 2000, relataram que o desempenho clínico das resinas compostas fotopolimerizáveis é influenciado pela qualidade do aparelho fotopolimerizador. Citaram que os aparelhos halógenos, mais comumente utilizados, sofrem prejuízos com o tempo, como: o bulbo halógeno tem vida útil limitada (100 horas); o refletor e filtro degradam com o tempo, pois operam com temperaturas e grande quantidade de calor produzidos durante o ciclo de operação, reduzindo a eficácia dos mesmos. Para superar estes problemas inerentes aos aparelhos fotopolimerizadores halógenos, a tecnologia de Diodo Emissor de Luz Azul (LED), tem sido proposta, apresentando uma expectativa de vida útil de 1000 horas, sem sofrer degradação. Os autores avaliaram então as propriedades flexurais de três tipos de resinas compostas e três cores diferentes (TPH Spectron – A2 e A4, Z100 – A2 e A4 e Solitaire – A2 e A3), polimerizadas com um aparelho fotopolimerizador convencional (Spectrum 201R – 755 mW/cm²) e com LED (27 LEDs – Níchia Chemical Industries Ltd, Japan – 350mW/cm²). Diferenças estatisticamente não foram encontradas em relação ao módulo flexural. Todos os materiais apresentaram valores de força flexural requerida pela ISO 4049 (mínima de 50

MPa), mesmo com o LED apresentando metade da intensidade de luz comparado com o aparelho de luz halógena convencional.

Na *The Dental Advisor*², em 2000, Rueggeberg relatou que os aparelhos de “início suave” fornecem intensidades iniciais de luz baixas e então aumentam a intensidade para o máximo (polimerização em passos) ou aumentam gradativamente (polimerização com intensidade crescente). Este método diminui o estresse de polimerização e a microinfiltração marginal. O autor, salientou os fatores que afetam a intensidade da luz, como: sujeira ou deterioração do refletor, deterioração do filamento da lâmpada, escurecimento/esbranquiçamento da lâmpada, intensidade de luz reduzida pela idade do aparelho, intensidade de luz reduzida em locais que não o centro da ponta polimerizada e intensidade reduzida com o aumento da distância da ponta.

Asmussen & Peutzfeldt⁸, em 2001, citaram que as resinas compostas podem ser polimerizadas por um dos vários métodos de polimerização disponíveis. Estes métodos incluem variações na intensidade de luz e protelação do tempo antes da polimerização final. Os métodos chamados de Pulso Tardio tem reduzido a

formação de fendas, oriundas da contração de polimerização, sem comprometer as propriedades mecânicas das resinas compostas. Foi suposto que a pré-polimerização lenta deste método, deve causar um aumento na diferença da estrutura de polímero, que resulta quando o polímero é polimerizado em um passo a alta intensidade. Foi verificado que apesar da quantidade remanescente de ligações duplas não serem afetadas, a técnica de Pulso Tardio aumenta a suscetibilidade dos polímeros ao amolecimento em etanol. O aumento do amolecimento pode ser interpretado como a manifestação de uma estrutura de polímero com menos estruturas cruzadas.

Georges & Miguez⁴¹, em 2001, fizeram uma revisão de literatura e relataram que muitos estudos de resina composta fotopolimerizável tem focado os efeitos do estresse de contração de polimerização nas margens das restaurações, os quais podem causar desadaptação das restaurações e formar fendas se os mesmos excederem a força adesiva da resina no esmalte e dentina. Tais fendas podem permitir microinfiltração, resultando em sensibilidade pós-operatória ou falhas no tratamento restaurador. Os efeitos da contração de polimerização dependem da

configuração da cavidade, propriedade do material restaurador e cinética da contração de polimerização.

Hasegawa et al.⁴⁴, em 2001, verificaram a adaptação marginal de quatro resinas compostas (Clearfil APX, Estelite, Silux Plus e Z100) polimerizadas com dois métodos de irradiação (*Soft-Start* / início com intensidade baixa e *Light Power Start* / início com intensidade alta); com um aparelho disponível comercialmente (Elipar Highlight) medindo a largura da fenda (contração parede a parede). Cento e sessenta cavidades cilíndricas, com 3 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade, foram preparadas em molares humanos extraídos. As paredes de oitenta cavidades foram tratadas com sistema Megabond (Kuraray) e cada vinte restauradas com cada uma das quatro resinas compostas. Em seguida, cada dez restaurações foi irradiada pelo método *Soft-Start* (10 segundos / baixa intensidade + 30 segundos / alta intensidade) e outras dez restaurações irradiadas com alta intensidade (40 segundos). As outras oitenta cavidades foram tratadas com um sistema adesivo experimental 35% gliceril mono-metacrilato como *primer* e Clearfil Photo Bond como agente adesivo. As cavidades foram restauradas com as quatro resinas

compostas, seguindo o mesmo protocolo anterior. As fendas foram mensuradas com microscópio a luz e expressadas em % de diâmetro da cavidade. Formação de fenda marginal do Clearfil APX, Estelite e Silux Plus com o sistema adesivo experimental foi completamente prevenida, indiferentemente do método de polimerização usado. Os autores puderam observar que não ocorreu diferença estatística significativa na largura das fendas entre os métodos de irradiação, concluindo que a adaptação marginal da resina composta é influenciada pela eficácia dos sistemas adesivos empregados e desempenho da polimerização das resinas compostas, preferivelmente, do que pelo modo de irradiação da fonte de luz.

Knezevic et al.⁵¹, em 2001, compararam o grau de conversão e o aumento da temperatura de quatro resinas compostas híbridas. (Tetric Ceram, Pertac II, Valux Plus e Deguffil Mineral) polimerizadas durante 40 segundos com aparelho convencional halógeno (Heliolux) com intensidade contínua de 600 mW/cm^2 e com comprimento de onda de 450-470 nm; com aparelho halógeno *soft-start* Elipar Highlight polimerizado por 100 mW/cm^2 durante 10 segundos e 700 mW/cm^2 durante 30 segundos e com um

dispositivo à base de LEDs, com arranjo de 16 LEDs, com intensidade mínima de 12 mW/cm^2 para cada LED, durante 40 segundos com comprimento de onda de 470 nm, tanto em superfície como em profundidade (1 mm) da amostra. Os resultados mostraram que houve somente um pequeno aumento no grau de conversão e um aumento de temperatura duas vezes maior nas amostras polimerizadas com os aparelhos halógenos. A temperatura e o grau de conversão das resinas compostas foram maiores na superfície das amostras do que a 1 mm de profundidade, independentemente do aparelho utilizado. A baixa temperatura liberada pelo Highlight (halógeno *soft-start*), pode ser uma consequência da baixa intensidade (100 mW/cm^2) nos primeiros 10 segundos de polimerização, conseqüentemente permite reduzir a reação de polimerização e o escoamento do material durante a 1ª fase, chamada de fase de pré-polimerização. Segundo os autores, o aumento da temperatura é uma consequência da intensidade da fonte de luz e a reação química durante o processo de endurecimento da resina composta. Salientam ainda, que os resultados obtidos com o dispositivo à base de LEDs são promissores e que, para aumentar a intensidade de luz é necessário o uso de mais diodos azuis focalizando sua luz.

Kurachi et al.⁵⁵, em 2001, através de um estudo para comprovar a eficiência de um novo aparelho de polimerização, compararam a microdureza superficial de uma resina composta (Z100 – 3M), quando polimerizada por um dispositivo à base de 6 LEDs azuis e por um aparelho de luz halógena convencional. O pico de emissão do LED foi de 470 nm com uma banda de 20 nm de cada lado, sendo utilizado 20, 40, 60, 120 e 240 segundos de polimerização; para o aparelho convencional 40 segundos. Todas as amostras polimerizadas por LED apresentaram menores valores de microdureza comparadas com as do aparelho convencional, no tempo de 40 segundos. Para o LED, o tempo de exposição deve ser aumentado e a espessura das camadas inserida diminuída para se obter valores de microdureza aceitáveis clinicamente. Este resultado deve-se a diferenças entre as potências das duas fontes de luz - 475 mW/cm² (halógena) e 79 mW/cm² (LEDs). O uso do LEDs na fotopolimerização das resinas compostas é viável e pode apresentar simplificação em custos.

Lopes et al.⁵⁸, em 2001, avaliaram o grau de microinfiltração de restauração de resina composta classe V usando

cinco diferentes técnicas de polimerização. A contração de polimerização tem sido um dos principais responsáveis pela microinfiltração marginal na interface dente/restauração. Para esse estudo, foram preparadas 50 cavidades em forma de cunha em caninos, com a margem oclusal em esmalte e a margem gengival em dentina. O sistema adesivo Excite foi aplicado conforme as orientações do fabricante. As cavidades foram restauradas com resina híbrida Tetric em um incremento. Para a fotopolimerização foi usada a unidade VIP (Bisco), as modalidades de fotopolimerização (n=10) utilizadas foram: G1- convencional/baixa intensidade: 40 segundos ($300\text{mW}/\text{cm}^2$); G2- Ramping: 20 segundos ($300\text{mW}/\text{cm}^2$) mais 20 segundos ($550\text{mW}/\text{cm}^2$); G3- pulso/alta intensidade: 5 segundos ($550\text{mW}/\text{cm}^2$) mais 5 minutos (sem luz) mais 35 segundos ($550\text{mW}/\text{cm}^2$); G4- convencional/alta intensidade: 40 segundos ($550\text{mW}/\text{cm}^2$); G5- pulso/baixa intensidade: 5 segundos ($300\text{mW}/\text{cm}^2$) mais 5 minutos (sem luz) mais 35 segundos ($300\text{mW}/\text{cm}^2$). Para ambas as margens houve menor infiltração com pulso/baixa intensidade. Os piores resultados foram encontrados com convencional/alta intensidade. Os resultados sugerem que a técnica do pulso com baixa intensidade pode melhorar a capacidade de selamento marginal de restaurações

adesivas, pois reduzem o estresse de contração na interface de união, atrasando o seu ponto gel.

Mazur et al.⁶⁰, em 2001, realizaram uma revisão da literatura para verificar a relação da variação das diferentes intensidades de luz com o índice de microinfiltração marginal encontrado em restaurações de classe V. O sucesso da resina composta está diretamente ligado ao grau de polimerização e da intensidade de luz gerada pelo aparelho fotopolimerizador. Concluíram através dos dados encontrados que: 1- o comprimento de onda deve se encontrar entre 400nm a 500nm; 2- a técnica incremental apresentou a menor microinfiltração quando utilizados incrementos menores que 2mm de espessura e menor contração de polimerização; 3- uma intensidade mais baixa provoca uma polimerização insuficiente, obtendo propriedades inferiores e pode ser compensada por maior tempo de exposição; 4- a polimerização gradual apresentou melhores resultados do que a polimerização pelo método convencional; melhorando a adaptação marginal.

Medeiros et al.⁶¹, em 2001, estudaram novas fontes de luz para cura de resinas compostas. Avaliaram resinas curadas com

aparelhos tipos: LEDs, lâmpada halógena e laser de argônio. Foram confeccionadas espécimes cilíndricas (8,0 mm de diâmetro) de resina composta (Z100 – cor A3) de 0,7 e 2,0 mm de espessura, divididos em três grupos de polimerização: 1- Lâmpada halógena (40 segundos); 2- Laser de argônio (10 segundos) utilizando a linha 488 nm e com intensidade de 500 mW/cm²; 3- Dispositivo à base de LEDs (20, 30, 40, 60 e 90 segundos). As amostras foram avaliadas em um microdurômetro. Obteve-se, entre outros resultados, que os valores de dureza não apresentavam significância estatística para o grupo 1, 2 e 3 (com tempo de exposição de 60 segundos) para os espécimes de resina composta de 0,7 a 2,0 mm de espessura. Concluíram então os autores, que a nova fonte de luz à base de LEDs demonstra uma boa eficiência de cura, entre outras vantagens, mas ainda necessita de outros estudos.

Otsuki et al.⁷², em 2001, avaliaram a adaptação de restaurações de resina composta classe V, ou seja, a formação de *gap* e *crack*, utilizando unidades de fotopolimerização (lâmpada halógena, LED, Xenon). Para este estudo, 25 pré-molares extraídos foram utilizados, onde foram realizadas cavidades de classe V com margem em esmalte e dentina, nas faces vestibular e lingual,

preparadas com uma fresa esférica diamantada e, aleatoriamente, dividido em 5 grupos de 10 cavidades. O grupo controle foi restaurado com resina composta sem nenhum sistema adesivo. Nos outros grupos, um sistema adesivo autocondicionante (Clearfil SE Bond - Kuraray) foi aplicado e fotopolimerizado por 10 segundos, tanto pela lâmpada halógena como pela LED e 3 segundos pela Xenon. Resina composta foi inserida nas cavidades e fotopolimerizadas por 40 segundos pela lâmpada halógena e pela LED, sendo com 10 segundos pela Xenon. As restaurações foram acabadas e estocadas em água destilada por 24 horas, seguida pela termociclagem (500 ciclos – 4° / 60°). Os espécimes foram seccionados e polidos, e a porcentagem da formação de *gap* e a formação de *crack* foi investigada pela MEV a X500. Observaram que não houve diferença estatisticamente significativa na formação de *gap* e *crack* quando diferentes unidades de fotopolimerização foram utilizadas ($p>0.05$).

Sahafi et al.⁸³, em 2001, realizaram um estudo para determinar o efeito da polimerização *soft-start* na formação de fenda marginal em cavidades em dentina. Foram preparadas cavidades cilíndricas em dentina de molares humanos extraídos,

distribuídas em oito grupos, com 18 dentes cada, onde os dentes dos grupos 1 a 4 foram restaurados com sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose e Z100 e os outros dentes dos grupos 5 a 8, com Optibond FL e Herculite XRV. As restaurações foram fotopolimerizadas por 40 segundos por quatro métodos diferentes. Nos grupos 1 e 5 fotopolimerizado por 40 segundos a 750 mW/cm^2 com a ponta de luz em contato com a superfície da restauração durante a polimerização. As restaurações dos grupos 2 e 6 fotopolimerizadas por 40 segundos com dois passos (10 segundos - 100 mW/cm^2 seguido por 30 segundos - 750 mW/cm^2), com a ponta da luz em contato com a restauração; nos grupos 3 e 7 foram fotopolimerizadas por 40 segundos, sendo 20 segundos a ponta de luz à 2 cm da superfície da restauração a 100 mW/cm^2 , os próximos 10 segundos com a ponta de luz aproximando gradualmente da superfície da restauração e os últimos 10 segundos em contato com a restauração; nos grupos 4 e 8, os primeiros 20 segundos a 1,9 mm foi colocado um filtro entre a ponta e a superfície da restauração (140 mW/cm^2) e nos últimos 20 segundos em contato com a superfície da restauração. Em seguida, foram colocados em H_2O em temperatura ambiente, durante 20 minutos, e a formação da fenda marginal mensurada em microscópio óptico e a contração, parede a

parede, foi calculada a largura da fenda em porcentagem do diâmetro da cavidade. Concluíram que o Optibond FL e Herculite XRV demonstraram menor contração e que o procedimento de polimerização *soft-start* não influenciou na contração parede a parede em cavidades em dentina, não melhorando a adaptação marginal, quando comparada com a polimerização convencional.

Sahafi et al.⁸², em 2001, determinaram o efeito da polimerização do pulso-tardio de resina composta na formação de fenda marginal em cavidades preparadas em dentina. Foram utilizados quarenta e oito molares humanos extraídos, distribuídos em oito grupos (A, B, C, D, E, F, G e H). Cavidades cilíndricas (diâmetro = 3.1 – 3.3 mm, profundidade = 1.5 mm) foram preparadas e tratadas com sistema adesivo Prime & Bond NT e restauradas com resina composta Z100 (cor A3). Foi utilizado o aparelho Visilux 2 para a exposição inicial dos grupos B – H, e o aparelho Elipar Highlight usado no grupo controle A e para a exposição final nos grupos B – H. A intensidade de luz do Visilux 2 foi de 425 mW/cm² e para o Elipar Highlight (modo *standard*) foi de 750 mW/cm², determinadas por um radiômetro (Demetron). Os dentes do grupo controle (A) foram expostos a 10 segundos a 750

mW/cm²; os dos grupos B – D foram inicialmente expostos por 1,2 e 3 segundos a 425 mW/cm². Após a exposição inicial, os dentes foram colocados em H₂O em temperatura ambiente por 5 minutos (tempo de espera) e expostos a 10 segundos a 750 mW/cm²; já os dos grupos E – H foram inicialmente expostos por 2 segundos a 435 mW/cm² e colocados em H₂O temperatura ambiente por 1,2 – 1,3 e 7 minutos, respectivamente, e expostos a polimerização final de 10 segundos a 750 mW/cm². A dimensão da fenda marginal foi realizada após 20 minutos do término da polimerização, usando microscópio óptico (X520). O diâmetro da cavidade medido e a contração parede a parede calculada como a quantidade da amplitude da fenda em porcentagem do diâmetro da cavidade. Houve uma diferença significativa entre o grupo controle e os grupos de pulso-tardio, apresentando estes significativamente menor contração parede a parede. Também não houve diferença significativa na contração parede a parede quando os tempos de espera variaram de 1 a 7 minutos. Desta maneira, este estudo indicou que o uso da técnica de polimerização pulso-tardio foi efetiva em melhorar, mas não perfeitamente a adaptação das restaurações *in vitro*.

Small⁸⁶, em 2001, realizou uma revisão sobre os aparelhos utilizados para fotopolimerização das resinas compostas, onde relata que embora muitos avanços tenham sido realizados, nenhum material ou método de aplicação garantem a durabilidade das restaurações. Cita os objetivos da fotopolimerização e as propriedades da resina que devem ser conseguidas após a polimerização. Relata também, os métodos diferentes e os tipos de luz ou laser utilizados atualmente para a fotopolimerização das resinas compostas, como: halógena convencional ou quartzotungstênio-halogênio (QTH), plasma ARC (PAC), laser de argônio e diodo que emite luz azul (LED). Relata as vantagens e desvantagens de cada sistema, as quais devem ser entendidas, enfatizando que é importante notar que nenhum dos sistemas ou métodos é superior em todos os aspectos. Essas unidades têm sido avaliadas por mais de um método, o que permite ao profissional eleger a necessidade para que fique atento aos resultados dos testes realizados, para a comprovação ou não da eficiência dos sistemas fotopolimerizadores, procurando ler e interpretar a literatura, fazendo o melhor para seus pacientes.

Swift Jr⁹¹, em 2001, descreveu que o diodo emissor de luz azul (LEDs) oferecem vantagens e alguns fabricantes estão desenvolvendo unidades para fotopolimerização com arranjo de LEDs. A principal vantagem é que emite luz visível azul em uma estreita faixa, que corresponde com o pico de absorção da canforoquinona (470 nm); o mais utilizado comumente fotoiniciador nos materiais fotoativados. A intensidade destas unidades fotopolimerizadoras pode ser baixa, quando comparada com uma halógena-quartzo-tungstênio convencional; porém, estas apresentam um espectro amplo de emissão, com comprimento de onda de 450-490 nm, o qual não contribui para aumentar a polimerização. Os LEDs são compactos, sem fio e recarregáveis, apresentam boa resistência a impactos; sua vida útil é de aproximadamente 1000 horas, enquanto que o bulbo da luz halógena tem uma curta vida útil de 40 a 100 horas. A degradação do bulbo, refletor e/ou filtro do aparelho com luz halógena, reduz a sua eficiência.

The Dental Advisor¹⁰, em 2001, realizou a descrição de um aparelho de fotopolimerização de intensidade variável (VIP – Bisco), o qual é um aparelho fotopolimerizador halógeno com

índice de aprovação pela TDA de 91%. O VIP utiliza um programa de presa inicial de baixa intensidade por 3 segundos, seguida, após o acabamento e polimento, por uma aplicação longa da luz em alta intensidade. Este método é chamado de polimerização por Pulso-tardio; o intervalo é idealizado para permitir a dissipação das cadeias após o início da polimerização, também cita as características e comentários realizados pelos consultores sobre o equipamento VIP (Bisco).

Na The Dental Advisor³, em 2001, Rueggeberg descreveu sobre o aparelho fotopolimerizador de “início suave” onde a saída de luz é diminuída intencionalmente durante a exposição inicial para diminuir a velocidade com que a resina composta toma presa. Durante este tempo, a resina pode fluir, aliviando os estresses gerados pela contração de polimerização. A diminuição do estresse gerado na interface restauração/preparo reduz a chance de formação de fenda marginal e de fratura do esmalte. Estes aparelhos fotopolimerizadores de QTH possuem uma intensidade de luz baixa ($200\text{mW}/\text{cm}^2$), seguida por um nível alto ($600\text{mW}/\text{cm}^2$). Existem três modos de “início suave”: presa em passos; presa em rampa e atraso do pulso, sendo neste último um nível baixo de luz usado por

um período muito curto para permitir a presa da superfície externa da resina, que pode ser desgastada e polida. Posteriormente, uma segunda exposição, mais potente, é utilizada para completar a presa (VIP).

Yap et al.¹⁰⁷, em 2001, estudaram a influência da polimerização *soft-start* (modulação modo em passos) na contração de polimerização da resina composta Z100. Foram utilizados três métodos de irradiação (LH- alta intensidade; LA- modulação em modo em passos gradual, alta e baixa intensidade); de um aparelho fotopolimerizador PolyLux II (Kavo) comparado com o aparelho convencional Spectrum (Dentsply). A efetividade de polimerização foi avaliada através do teste de microdureza na superfície de topo e na base das amostras, com 2mm de espessura. As medidas de contração linear, também, foram avaliadas em cada amostra e obtidas durante os 180 segundos de exposição à luz. Os resultados mostraram que, quanto maior o tempo de exposição à luz, maior é a dureza obtida nas amostras de resinas compostas e que a efetividade de polimerização não foi significativamente afetada utilizando a técnica de polimerização gradual. Não houve

redução significativa na contração de polimerização, utilizando a técnica de aumento gradual da intensidade de luz.

Yap & Seneviratne¹⁰⁶, em 2001, investigaram a influência da densidade de energia a luz (intensidade x tempo) na eficácia de polimerização dos compósitos com uma nova visão de polimerização (*soft-start e pulse-delay*), com uma unidade de polimerização (VIP-Bisco). Usaram um teste de microdureza digital para avaliar a dureza da superfície de topo/base em amostras com 2mm de espessuras depois de expostas a diferentes intensidades de luz. Incluíram cinco intensidades de luz (200, 300, 400, 500 e 600mW/cm²) e nove tempos de irradiação (10, 20, 30, 40, 60, 80, 100, 120 e 180 segundos). Seis amostras foram avaliadas para cada densidade. Os valores do grau de dureza obtidos com 40 segundos, a 400mW/cm² foram usados como controle. Resultados mostraram que uma adequada dureza para superfície de acabamento pode ser obtida com 20 segundos de irradiação com baixa intensidade de 200 a 300 mW/cm². Uma polimerização (cura) ótima na superfície de base não pode ser encontrada com 200 mW/cm², mas foi obtida com 300 mW/cm² somente depois de 120 segundos de irradiação. Ótima polimerização na superfície de base foi possível com 30 e 20

segundos com irradiação a 500 e 600 mW/cm², respectivamente. Uma polimerização eficaz não foi encontrada com baixa intensidade de luz (200 a 300 mW/cm²), mas pode ser encontrada com intensidade de luz alta (500 a 600 mW/cm²) depois de 30 segundos de irradiação.

Arce⁶, em 2002, descreveu sobre o processo de polimerização das resinas compostas, o qual ocorre em fases ou etapas: uma denominada pré-gel; onde o material visco-elástico se transforma em rígido elástico, nesta fase não se produzem conseqüências maiores da contração e a fase pós-gel a resina composta desenvolve características de um sólido, em conseqüência, a magnitude da contração de polimerização estará influenciada na intensidade das tensões geradas durante o endurecimento da resina composta. O ponto-gel é o momento em que o material já não é capaz de promover o escoamento das moléculas durante a contração de polimerização. Citou que quanto mais rápido o processo de polimerização passa pela fase pré-gel, mais aparecem os efeitos da contração; salientando a importância do conhecimento do processo de polimerização, já que a contração é um desafio que nos leva a realizar a técnica incremental (2mm),

utilizando polimerizações de 3 segundos com intensidade de 200mW/cm^2 , completando a polimerização por 50 segundos a 600mW/cm^2 , com um aparelho de intensidade variável (VIP).

Bernadon & Lopez¹¹, em 2002, avaliaram a profundidade de resinas compostas micro-híbridas fotopolimerizadas com dois aparelhos fotopolimerizadores: luz halógena (H. Ultralux-Dabi Atlante) e LED (L. UltraLED-Dabi Atlante) cilindros de resinas compostas (Prodigy-Kerr e Filtek Z 250-3M) foram confeccionados a partir de uma matriz metálica bi-partida (4mm de diâmetro e 6mm de altura). Cada resina composta foi inserida até o completo preenchimento do cilindro (n=6). Uma matriz de poliéster foi posicionada sobre a resina composta e a fotopolimerização foi realizada durante 10, 15, 20 e 40 segundos. Em seguida, foram submetidas ao “ teste de raspagem” com uma cureta afiada. A espessura do remanescente do cilindro foi medido com um espcímetro e o valor dividido por dois, para a determinação da profundidade de polimerização. A maior profundidade de cura para ambos os aparelhos testados se deu aos 40 segundos. O LED propiciou melhor capacidade de cura para a resina Z250 quando comparado com a luz halógena. Para a resina

Prodigy a profundidade de cura foi equivalente para ambos os aparelhos testados.

Caughman et al.²², em 2002, verificaram *in vitro* o aumento de temperatura intrapulpar, utilizando três fontes de luz de polimerização. Um termocondutor tipo K foi colocado na parede vestibular da câmara pulpar em oposição a parede axial de um preparo classe V, em um pré-molar humano extraído. A temperatura foi controlada pela água circulando através da câmara pulpar, com um grau de velocidade fixa. O pico da temperatura foi determinado pelo tempo de exposição dos aparelhos de fotopolimerização: 1 – quartzo-tungstênio-halogênio –QTH (Optilux 501 – 40 segundos); 2 – plasma arc (Power PAC – 10 segundos) e 3 – diodo que emite luz azul-LED (Coolblue-10 segundos e Coolblue-20 segundos). Os autores concluíram que o LED demonstrou os menores aumento de temperatura.

Chain & Rebelatto²⁴, em 2002, descreveram sobre aparelhos fotoiniciadores que emitem luz azul através de diodos (LEDs), lançados recentemente no mercado odontológico. Relacionaram algumas características deste aparelhos, tais como:

1- a luz é gerada diretamente por eletroluminescência da energia elétrica; 2 – espectro de luz estreito de 450 a 490 nm, correspondente ao pico máximo de absorção pela canforoquinona (470 nm), dispensando a necessidade de filtros; 3 – trabalham com baixa voltagem podendo, dessa forma, serem utilizados com bateria recarregável e sem fio na maioria dos aparelhos; 4 – intensidade de luz é bastante inferior aos aparelhos de luz halógenas, variando de 80 a 300 mW/cm² contra os 450 a 800 mW/cm²; sendo a intensidade de luz proporcional ao número de diodos; 5 – apresentam facilidade de manutenção, maior durabilidade dos seus componentes, vida útil de aproximadamente 1000 horas. Os autores, salientaram que todos esses fatores devem ser levados em consideração e que a tecnologia desses novos aparelhos de fotoativação (LEDs) é bastante promissora, porém necessita de avanços em alguns aspectos para que sua utilização seja efetivada como instrumento para fotopolimerização de compósitos.

Cho et al.²⁵, em 2002, verificaram o efeito da qualidade adesiva interfacial na contração de polimerização em restaurações com resinas compostas. A forte adesão na interface dentina/resina alcançada pelas novas gerações de sistemas adesivos pode afetar a

direção da contração de polimerização. Vários métodos de polimerização foram aplicados para determinar a extensão da formação de fendas interfacial através do MEV; ou seja: grupo 1 – fotopolimerização da resina composta sem sistema adesivo, como grupo negativo; grupo 2 – simultaneamente fotopolimerização do sistema adesivo e resina composta; grupo 3 – início da polimerização química de um sistema adesivo dual, antes da fotopolimerização da resina composta; grupo 4 – fotopolimerização do sistema adesivo antes da inserção e fotopolimerização da resina composta. Os sistemas adesivos foram polimerizados por 20 segundos e a resina composta por 40 segundos a 500 mW/cm^2 . Foram utilizados o sistema adesivo All-Bond 2 (Bisco) porque permite uma fotopolimerização e quando misturado com o Pré-Bond, uma polimerização dual e a resina Z100 (3M). No grupo 4 a quantidade de fendas foi menor que em todos os outros grupos. Portanto, se uma boa adesão é estabelecida entre a resina composta e dentina, a contração pode se direcionada ao centro localizado próximo da interface aderida, em vez de ser direcionada a incidência de luz, conseqüentemente reduzindo o estresse de contração.

Coelho Santos et al.²⁷, em 2002, apresentaram mediante uma revisão de literatura, os principais fatores relacionados à contração de polimerização e as técnicas disponíveis para minimizar seus efeitos pois, recentemente, novos conceitos relacionados à polimerização gradual, mediante o uso da redução inicial da intensidade de luz, têm resultado em melhor adaptação marginal, aliados à manutenção das propriedades mecânicas do material. Paralelamente, diversos tipos de aparelhos fotopolimerizadores têm sido lançados no mercado, com o intuito de permitir diferentes métodos de fotoativação, ou seja, diferem pelos tipos de fonte de energia, variação na faixa do comprimento de onda, tipo de pulso e intensidade de luz. Os autores verificaram que inúmeros fatores são responsáveis pelo estresse gerado na contração de polimerização, tais como: módulo de elasticidade, composição da resina composta, fator de configuração da cavidade (Fator-C) e intensidade de luz emitida pelo aparelho. Também, para minimizar a contração de polimerização o uso de sistemas adesivos com valores mais altos de adesão e resinas compostas com novas formulações, exibindo menor módulo de elasticidade e menor potencial de contração, são indicados.

Dunn & Bush³³, em 2002, pesquisaram a eficácia de polimerização dos aparelhos com LEDs. Utilizaram dois aparelhos de luz halógena - Optilux 400 (900 mW/cm²) e Optilux 501 (1030 mW/cm²) e dois aparelhos LEDs disponíveis no mercado - Luma Cure (150 mW/cm²) e Versalux (150 mW/cm²) cada um com arranjo de 7 LEDs, para polimerizar as superfícies de corpos de prova de resina híbrida - Filtek Z250 (3M) cor A1 e de micropartícula - Renamel (Cosmedent) cor A1. Os corpos de prova, em número de quarenta, foram testados quanto a sua dureza nas superfícies superior e inferior, através do aparelho de teste de dureza (Knoop). A relação de dureza entre a superfície inferior e superior determinou a porcentagem de polimerização. Os autores separaram os dados obtidos em oito grupos (duas resinas compostas polimerizadas com quatro diferentes luzes) e quinze observações para cada grupo, perfazendo um total de 120 amostras; quando a resina de micropartícula foi comparada à resina híbrida, não importando a luz utilizada, todas as medidas de dureza de superfície superiores e inferiores foram maiores no geral. O efeito principal da luz também foi significativo, não importando o tipo de resina, com a luz halógena produzindo superfície de resina mais dura, tanto nas superfícies superiores como nas inferiores, do que produziram

os dois aparelhos de LEDs. Concluem que a luz produzida pelos LEDs para polimerização de resina composta ainda necessita de melhorias para se equiparar a eficácia de polimerização dos aparelhos halógenos pois, para a avaliação das restaurações de resinas compostas polimerizadas por LEDs são necessários estudos clínicos de acompanhamento ao longo do tempo.

Fan et al.³⁵, em 2002, relataram que alguns fatores controlam a fotopolimerização das resinas compostas; a composição das resinas, as cores das resinas, o comprimento de onda da luz de polimerização, a distância da luz à resina, a intensidade da luz de polimerização e o tempo de irradiação. Os autores, investigaram a profundidade de polimerização de algumas cores de cinco marcas de resinas compostas com luz irradiada com comprimento de onda de 400 a 515 nm com intensidade de 300 mW/cm², de acordo com a ISO (106/50). O tempo de irradiação utilizado foi recomendado pelos fabricantes. Puderam observar que 62% das resinas testadas apresentaram profundidade de polimerização além da requerida pela ISO de 1,5mm, quando o tempo de irradiação usado foi recomendado pelos fabricantes; sendo que somente alguns materiais requereram um tempo mais

longo. Os profissionais devem verificar a profundidade de polimerização das resinas compostas, checando periodicamente para confirmar a luz e o desempenho do material.

Fernandes et al.³⁸, em 2002, relataram que a nova tecnologia de fotopolimerização que utiliza a luz transmitida por LEDs, que são diodos emissores de luz, possuem alta eficácia na polimerização de resinas fotoativadas que contém canforoquinona em sua composição (90% do mercado). São viáveis na sua utilização, necessitando aumento de exposição em relação aos aparelhos halógenos, tendo também emitido uma quantidade substancialmente menor de calor que os halógenos. A contração de polimerização também foi menor quando a resina foi polimerizada com lâmpada LEDs. A utilização desse tipo de fotopolimerização contribui para uma melhor integridade da interface, fator esse extremamente interessante nos procedimentos que utilizam materiais fotopolimerizáveis.

Irie et al.⁴⁵, em 2002, exploraram as múltiplas correlações entre contração, adesão e fendas marginais, imediatamente após a fotopolimerização, para três classes de materiais restauradores. As

correlações de interesse foram entre: A – sua formação de fendas em cavidades dentárias; B - sua livre tensão de contração determinadas por dois métodos diferentes (largura da fenda marginal em cavidades não aderidas em Teflon e tensão de contração linear – diametral) e C – sua força adesiva ao esmalte e dentina. A máxima largura das fendas foram mensuradas imediatamente (3 minutos) após a fotoativação. Observaram que aqueles materiais que apresentavam pequenas fendas nas cavidades em dentes, tiveram uma pequena fenda na cavidade em Teflon. Havendo, uma alta correlação entre os dois parâmetros. Entretanto, nenhuma relação foi observada entre a fenda marginal e a imediata tensão de contração diametral. Conseqüentemente, os materiais restauradores que produzem uma pequena fenda marginal nas cavidades em dente, geralmente não tem uma pequena tensão de contração diametral. Além disso, nenhuma relação foi observada entre fenda marginal em cavidades em dente e a força adesiva para o esmalte e para dentina. ($p > 0.50$). Para os materiais restauradores fotoativados durante o estágio inicial da restauração (< 5 minutos), a livre tensão de contração medida através da fenda marginal em cavidade Teflon, tem uma grande correlação com fenda marginal

imediate em cavidades em esmalte que em outra tensão de contração diametral imediata ou força adesiva à estrutura dentária.

Magnani⁵⁹, em 2002, comparou a largura de microfendas na parede axial em restaurações de classe V, utilizando diferentes fontes de luz: aparelho convencional, laser de argônio e diodo emissor de luz (LED) azul. Foram utilizados oitenta molares humanos, confeccionadas as cavidades classe V, restauradas com dois tipos de resinas compostas: microhíbrida Filtek Z250 (3M) - cor A3 e híbrida Filtek P60 (3M) - cor A3, resultando em 160 amostras; as quais foram divididas em oito grupos, variando-se a fonte de luz e o tempo utilizado para a fotopolimerização do material: grupo I - Filtek Z250 + aparelho convencional - 40 segundos; grupo II - Filtek P60 + aparelho convencional - 40 segundos; grupo III - Filtek Z250 + laser de argônio - 20 segundos; grupo IV - Filtek P60 + laser de argônio - 20 segundos; grupo V - Filtek Z250 + LEDs - 40 segundos; grupo VI - Filtek P60 + LEDs - 40 segundos; grupo VII - Filtek Z250 + LEDs - 60 segundos e grupo VIII - Filtek P60 + LEDs - 60 segundos. A análise das microfendas foi realizada através de réplicas ao MEV. Concluiu que a resina microhíbrida apresentou maior contração de polimerização

do que a resina híbrida, independentemente do tipo de fonte da luz utilizada. Os resultados demonstraram um melhor desempenho do aparelho convencional e do dispositivo a base de LEDs, com o tempo de 40 segundos, por terem resultados na formação de fendas axiais significativamente menores, quando comparadas com o laser de argônio e com o LEDs por 60 segundos.

Morales⁶⁷, em 2002, relatou que alguns fabricantes de resina, com o propósito de conseguir uma polimerização mais rápida, têm agregado fotossensibilizadores diferentes da canforoquinona, tornando ainda mais difícil a eleição de uma lâmpada de fotopolimerização já que esses novos produtos não são sensíveis a mesma longitude de onda que a canforoquinona; somente a luz azul é utilizada pela canforoquinona, que é o fotossensibilizador mais freqüente e abundante dentro das resinas compostas. Portanto, a eleição das lâmpadas atuais (halógenas, LEDs, Plasma ARC e Laser) se faz em base da versatilidade das lâmpadas de fotopolimerização em emitir suficiente quantidade de luz azul, abrangendo um espectro mais amplo para que possa fotoativar as diferentes substâncias que para tal propósito se incorporam dentro da composição das resinas compostas.

Nomoto & Hirano⁶⁹, em 2002, avaliaram o grau de conversão (DC) dos compósitos Clearfil AP-X (Kuraray), Z100 e Z250 (3M), utilizando: unidade de luz de plasma-arc (Apollo 95E – Elite, 1000 mW/cm²); LED (Lux-O-Max – Akida , 98 mW/cm²) e quartzo-tungstênio-halogênio (NewLight VLII, 377 mW/cm²). O grau de conversão foi calculado pela troca na quantidade de ligações duplas, em microáreas de amostras de resinas polimerizadas, usando um equipamento espectroscópico infravermelho de Fourier (FTIR). Os tempos de irradiação necessários para obter a distribuição de DC comparável aquele da halógena – 20 segundos foram 6 segundos para Plasma e 60 segundos para LED. Estas diferenças podem ser devido a distribuição espectral das unidades de luz. A luz emitida da halógena foi uma região ampla (400-500 nm). Nas outras unidades, a luz emitida pelo Plasma e LED foi em uma região mais apropriada para polimerização (450-490 nm).

Nomura et al.⁷⁰, em 2002, utilizaram uma análise térmica para mensurar as características das resinas compostas polimerizadas com o uso de uma nova unidade de fotopolimerização

equipada com diodo que emite luz azul (LEDs). As características foram comparadas com aquelas das resinas polimerizadas com o uso de dois aparelhos convencionais de luz halógena. Os monômeros consistiam de uma mistura de Bis-GMA e TEGDMA (60:40 por peso) com 0,5 wt% CQ/DMTP ou CQ/DMAEMA. As duas resinas experimentais foram polimerizadas por 40 segundos com aparelho LEDs Lux-O-Max (Panasonic) com 110 mW/cm^2 ou com um dos dois aparelhos halógenos, Clearlight (Kuraray) com 416 mW/cm^2 e XL 3000 (3M) com 490 mW/cm^2 . Um scanner diferencial de calorimetria (DSC) foi usado para examinar as características térmicas das resinas polimerizadas. A energia de ativação para decomposição da resina foi calculada pelo pico de curvas endotérmicas, obtidas com as amostras aquecidas em 3 diferentes graus (5, 10 e 15°C/min). A energia de ativação calculada para as amostras do LEDs foi maior que 220 KJ/mol , enquanto as amostras polimerizadas com o aparelho halógeno, tiveram uma energia menor que 192 KJ/mol . A dureza Knoop foi também mensurada, e foi maior com o LEDs do que com o aparelho halógeno. Entretanto, resinas compostas polimerizadas usando LEDs azul, tem um alto grau de polimerização e uma estrutura tridimensional mais estável que aquelas polimerizadas com aparelhos halógenos. Os autores

citam que o desempenho com aparelhos LEDs é devido ao comprimento de onda coincidir com curva de absorção da CQ, que é entre 390-510 nm, com o valor do pico de 470 nm. A luz azul LEDs, que é monocromática, tem exatamente o mesmo pico do comprimento de onda (470 nm), o que o torna capaz, o suficiente, para a polimerização.

Obici et al.⁷¹, em 2002, verificaram o efeito do método de fotoativação na contração de polimerização nas restaurações de resina composta. Nesse estudo mensuraram as fendas que resultaram da contração de polimerização de sete resinas compostas depois de polimerizadas por três diferentes métodos. Os materiais utilizados nesse estudo foram: Alert (Jeneric/ Pentron), Surefil (Dentsply), P60 (3M), Z250 (3M), Z100 (3M), Definiti (Degussa) e Flow-it (Jeneric/Pentron). Os compósitos foram colocados em um molde com 7mm de diâmetro e 2mm de espessura. A fotopolimerização foi realizada por lâmpada halógena a) luz contínua ($500\text{mW}/\text{cm}^2$) por 40 segundos; b) luz em passos com baixa intensidade ($150\text{mW}/\text{cm}^2$) por 10 segundos e alta intensidade ($500\text{mW}/\text{cm}^2$) por 30 segundos e c) luz intermitente ($450\text{mW}/\text{cm}^2$) por 60 segundos. As superfícies de topo e base

foram polidas e depois de 24 ± 1 horas, a fenda de contração foi mensurada através do Microscópio Eletrônico de Varredura. Os resultados demonstraram: 1- o método de luz contínua apresentou os maiores valores de fenda ($15.88\mu\text{m}$), enquanto os outros métodos demonstraram menores valores de contração de polimerização (luz em passo, $13.26\mu\text{m}$, luz intermitente, $12.79\mu\text{m}$); 2- o compósito Alert ($12.02\mu\text{m}$), Surefil ($11.86\mu\text{m}$), Z250 ($10.81\mu\text{m}$) e P60 ($10.17\mu\text{m}$) apresentaram as menores fendas de contração, seguido pela Z100 ($15.84\mu\text{m}$) e Definiti ($14.06\mu\text{m}$) e finalmente Flow-it ($23.09\mu\text{m}$) resina composta de baixa viscosidade, a qual apresentou maior média de fenda de contração demonstrando que a composição do material tem uma influência significativa na contração de polimerização.

Pacheco et al.⁷³, em 2002, através de uma revisão da literatura, sobre a contração e fotopolimerização das resinas compostas, demonstraram as manobras clínicas e as abordagens atuais que buscam compensar e minimizar os efeitos indesejáveis da contração de polimerização, além de analisarem as novas tendências na fotopolimerização das resinas compostas. Segundo os autores, o correto entendimento do processo de polimerização e as técnicas

possíveis de controle clínico podem definir o sucesso de um processo restaurador, visando a melhora da adaptação marginal.

Parr & Rueggeberg⁷⁴, em 2002, mensuraram o perfil do espectro de aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs, e um aparelho fotopolimerizador (QTH) halógeno, tendo como parâmetro a absorção necessária do fotoiniciador, canforoquinona (CQ). O comprimento de onda dos aparelhos LEDs (CoolBlu, Apolloc, e Lux-O-Max) e halógeno (Optilux 501) foram obtidos usando um dispositivo de laboratório entre 350-500nm. Os autores concluíram que luz do LEDs tem um valor do pico 10nm menor que QTH. No mínimo 80% da potência emitida pelos LEDs iguala a necessidade da CQ, enquanto menos de 70% da QTH possui valor efetivo.

Poloniato et al.⁷⁶, em 2002, avaliaram a microinfiltração na face oclusal de restaurações com resina composta polimerizada através da técnica de pulso-tardio. Utilizaram vinte terceiros molares humanos extraídos onde foram preparadas cavidades de classe I (5mm de comprimento, 3mm de largura e 3,5mm de profundidade). Single Bond (3M) foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante, e as restaurações foram incrementalmente

realizadas com Filtek Z250 (3M), polimerizados através da posição oclusal seguindo o protocolo: grupo 1- cada incremento foi polimerizado por 30 segundos - $500\text{mW}/\text{cm}^2$ (n=10); grupo 2- os primeiros dois incrementos (preenchendo a cavidade até a junção dentina-esmalte) foram polimerizados com 30 segundos- $500\text{mW}/\text{cm}^2$, e o terceiro (último) incremento foi polimerizado por 3 segundos- $300\text{mW}/\text{cm}^2$ seguido por um período de descanso de 5 minutos, e polimerização final por 30 segundos- $500\text{mW}/\text{cm}^2$ (n=10). Todas as interfaces avaliadas apresentaram microinfiltração grau zero. Os autores concluíram que a técnica de fotopolimerização não teve influência na microinfiltração de restaurações de resina composta classe I rodeada por esmalte.

Rastelli⁷⁸, em 2002, verificou a capacidade de polimerização, através da estrutura dental de três diferentes fontes de luz (halógena, laser de argônio e LEDs), através do teste de microdureza. Foi utilizada a resina microhíbrida Charisma (Heraeus-Kulzer) para confeccionar os corpos-de-prova (5), distribuídos em 12 grupos: Grupo I – fonte de luz halógena utilizada pelos tempos de exposição de 20 e 40 segundos, para as espessuras de um grupo (grupo controle); 1,2mm, 1,5mm e 2,0mm de faceta de

estrutura dental; Grupo II – fonte de luz de laser de argônio utilizada pelos tempos de 20 e 40 segundos, para as espessuras de 0mm, 1,2mm, 1,5mm e 2,0mm de faceta de estrutura dental e Grupo III – fonte de luz à base de LEDs utilizada pelos tempos de 20, 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0mm, 1,2mm, 1,5mm e 2,0mm de faceta de estrutura dental. O teste de microdureza utilizado foi Vickers. Baseado nos resultados encontrados, conclui que: 1. quanto maiores foram os tempos de exposição, maiores foram os valores médios de microdureza, independente da fonte de luz utilizada; 2. a medida que se aumentou a espessura da faceta da estrutura dental, houve um decréscimo para os valores médios de microdureza; 3. a superfície de topo apresentou os maiores valores médios quando comparada à superfície de base, independente da fonte de luz utilizada; 4. a fonte de luz halógena utilizada por 40 segundos promoveu adequada polimerização na superfície de topo, independente da espessura da faceta de estrutura dental e, para a superfície de base até a espessura de 1,5mm; 5. o laser de argônio utilizado por 40 segundos, promoveu adequada polimerização na superfície de topo, independente da espessura da faceta de estrutura dental, porém, para a base, somente no grupo controle; 6. a fonte de luz à base de LEDs utilizada pelo tempo de 60 segundos promoveu

adequada polimerização para a superfície de topo até a espessura de 1,5mm e, na superfície de base, somente para o grupo controle.

The Dental Advisor⁴, em 2002, fez uma comparação, citando as características clínicas, vantagens e desvantagens e classifica os aparelhos fotopolimerizáveis de luz visíveis: aparelhos fotopolimerizadores de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH); aparelhos fotopolimerizadores de plasma ou lasers e aparelhos emissores de luz diodo. Os aparelhos de QTH foram os primeiros aparelhos fotopolimerizadores, possuem amplo espectro de emissão, sendo necessário o uso de filtro para limitar a saída de luz visível (400-500 nm), apresentam o sistema convencional, início suave (presa em passos, presa em rampa e pulso de espera) e os de alta intensidade. Os aparelhos fotopolimerizadores de plasma –arc possuem uma densidade de energia de 1800 a 2000 mW/cm², a qual polimeriza uma resina convencional em 10 segundos de exposição para um incremento de 2 mm. Os lasers são menos efetivos para polimerizar as várias resinas, porque o maior pico não cai dentro da região de maior absorção no espectro da canforoquinona (CQ). Os aparelhos emissores de luz de diodo azul (LEDs) produzem luz dentro do espectro de absorbância de CQ. Utilizam LEDs

individuais arranjados de forma a aumentar a intensidade total. A efetividade dos aparelhos LED de primeira geração varia, onde as luzes mais potentes necessitam de exposição similares à dos aparelhos QTH convencionais para polimerizar adequadamente um incremento de resina.

Tonioli et al.⁹⁶, em 2002, compararam a profundidade de polimerização do dispositivo de diodo que emite luz azul (LEDs), de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) e de plasma arc (PAC) em diferentes tempos de polimerização usando um teste de microdureza. O dispositivo de LEDs (Elipar FreeLight- 3M) foi avaliado em tempo de exposição : 20, 30 e 40 segundos; para o PAC os tempos foram: Virtuoso (V.Den.Mat) 3,5,7 e 9 segundos ; Apollo 95E (AP-DMD) por 3 e 6 segundos; para QTH: Demetron 501, (Kerr) Boost 10 segundos e Ramp 15 segundos e como controle o Elipar Trilight (ESPE), 40 segundos. Foram realizadas cinco amostras para cada grupo, utilizando resina Z100 cor A₂; submetidas ao teste de microdureza Knoop, com quatro impressões em cada 0,5mm de profundidade do material, totalizando 5mm. Os autores concluíram que o LED30, LED40 e Demetron Ramp foram equivalentes a QTH controle em todas as profundidades; para PAC

em tempos menores de 7 segundos resultaram significativamente em menor valor na profundidade de 2 e 3mm que o Trilight.

Yap et al.¹⁰⁸, em 2002, investigaram a eficácia dos compósitos polimerizados com ativação por pulso e polimerização *soft-start*. O aparelho de polimerização VIP (Bisco), o qual possui um comando independente de tempo e intensidade, foi usado. Seis modos de fotopolimerização foram utilizados: Controle © - 400 mW/cm² (40 segundos); Pulso Tardio I (PDI) - 100 mW/cm² (3 segundos) espera 3 minutos - 500 mW/cm² (30 segundos); Pulso Tardio II (PDII) - 200 mW/cm² (20 segundos) espera 3 minutos - 500 mW/cm² (30 segundos); *Soft-Start* (S.S) - 200 mW/cm² (10 segundos) - 600 mW/cm² (30 segundos), Polimerização por Pulso (PCI) 400 mW/cm² (10 segundos) espera 10 segundos - 400 mW/cm² (10 segundos) espera 10 segundos - 400 mW/cm² (20 segundos) polimerização por Pulso II (PCII) 400 mW/cm² (20 segundos) espera 20 segundos - 400 mW/cm² (20 segundos). A eficácia da polimerização dos diferentes modos foi determinada através da medida da dureza na superfície de topo e base das amostras com espessura de 2mm, utilizando resina Z100 através de um teste de microdureza digital (500gf, 15 segundos). Essa eficácia

também foi verificada na superfície de base usando um espectroscópio infravermelho de Fourier (FTIR). Diferenças não significativas no número de dureza Knoop (KHN) foram observadas exceto para PDI e PDII. Na superfície da base, KHN obtida como controle foi significativamente maior que com PDII, SS e PCII. Com FTIR resultados alcançaram a dureza da superfície de base. A proporção de absorção de ligações duplas de carbono pelo anel aromático no grupo controle foi significativamente maior que com PDII e PCII. Eficácia de polimerização da superfície de base dos compósitos pode ser reduzida através de alguns regimes da ativação com pulso e polimerização *soft-start*.

Yap et al.¹⁰⁹, em 2002, investigaram a influência de polimerização *soft-start* e a ativação por pulso na contração pós-gel, utilizando uma resina composta (Z100). Uma unidade de fotopolimerização (Bisco VIP) que permite um comando independente de tempo e intensidade foi usada. Seis modos de fotopolimerização foram examinados: Controle © - 400 mW/cm² (40 segundos); Pulso Tardio I (PDI) – 100 mW/cm² (3 segundos) espera 3 minutos, 500 mW/cm² (30 segundos); Pulso Tardio II (PDII) – 200 mW/cm² (20 segundos) espera (3 minutos), 500 mW/cm² (30 segundos); *Soft-Start* (SS) 200 mW/cm², 600 mW/cm²

(30 segundos); Polimerização por pulso I (PCI) – dois 400 mW/cm² (10 segundos) e um 400 mW/cm² (20 segundos) com intervalo entre de 10 segundos, e Polimerização por pulso II (PCII) dois 400 mW/cm² (20 segundos) com 20 segundos intervalo entre cada pulso. Foi mensurada a contração linear associada com os vários modos de polimerização durante e após polimerização depois de 60 minutos. Cinco amostras foram feitas para cada modo de polimerização. A polimerização pós-gel associada com PDI foi significativamente menor que com PDII, SS e PCI imediatamente pós-fotopolimerização. A um minuto depois da pós-fotopolimerização, PDI teve significativamente menor contração comparada a PDII e SS. Em todos os intervalos de tempo, nenhuma diferença significativa na contração pós-gel foi observada entre o grupo controle e todas ativações de polimerização pulso/*soft-start*.

Proposição

O presente trabalho se propôs a avaliar *in vitro* a influência de três sistemas de fotopolimerização, através da Microscopia Eletrônica de Varredura, na amplitude de fendas axiais em cavidades classe V restauradas com resina composta.

- Sistema com luz halógena convencional
- Sistema com luz halógena gradual de pulso tardio
- Sistema através do diodo emissor de luz azul (LEDs)

Material e método

Seleção dos Dentes

Neste trabalho, aprovado pelo Comitê de Ética CEP-FO/CAr. nº 258/2001, foram utilizados trinta terceiros molares humanos recentemente extraídos e isentos de cárie, de pacientes cuja faixa etária variou de 19 a 22 anos de idade. Após a extração, os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de escovas de Robinson montadas em contra ângulo. Decorrida a limpeza, os dentes foram examinados em lupa estereoscópica Zeiss* (10 X de aumento), com a finalidade de detectarmos possíveis trincas ou alterações estruturais que pudessem causar falha experimental, para posteriormente serem armazenados em água destilada (ISO 3696), à temperatura ambiente, até o momento de serem preparadas as cavidades, para prevenir a desidratação.

* Zeiss – West Germany – mod. 475200/9901

Preparo das Cavidades

Antes do preparo das cavidades, foi realizado quando necessário o vedamento do ápice radicular, com resina composta fotopolimerizável.

Foram preparadas sessenta cavidades classe V, no terço cervical de ambas as faces vestibular e lingual dos dentes selecionados, sendo que a parede cervical foi localizada $1,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ abaixo da junção esmalte/cimento, num total de 20 repetições para cada grupo. Os preparos foram executados com fresas de carbeto de tungstênio nº 245*, montadas em turbina pneumática tipo colchão de ar**, com velocidade angular em giro livre de 420.000 rpm e com refrigeração através de ar e água. A cada grupo de quatro preparos cavitários a fresa era descartada e substituída por outra sem uso.

Os preparos cavitários foram padronizados e exibiam as seguintes dimensões:

- a. Profundidade $1,8 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$
- b. Extensão Ocluso-Cervical $2,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$
- c. Extensão Mésio-Distal $3,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$

Todas as cavidades foram preparadas com auxílio do “Aparelho de Perfuração” modificado por Sá & Gabrielli⁸¹, em 1979, (Figura 1) que consta de um microscópio adaptado, contendo os seguintes componentes:

* Fresa Carbide FG nº 245 – S.S.White (lote nº 00M)

** Dabi Atlante RS 350 – Torque Push-Button nº S 05016

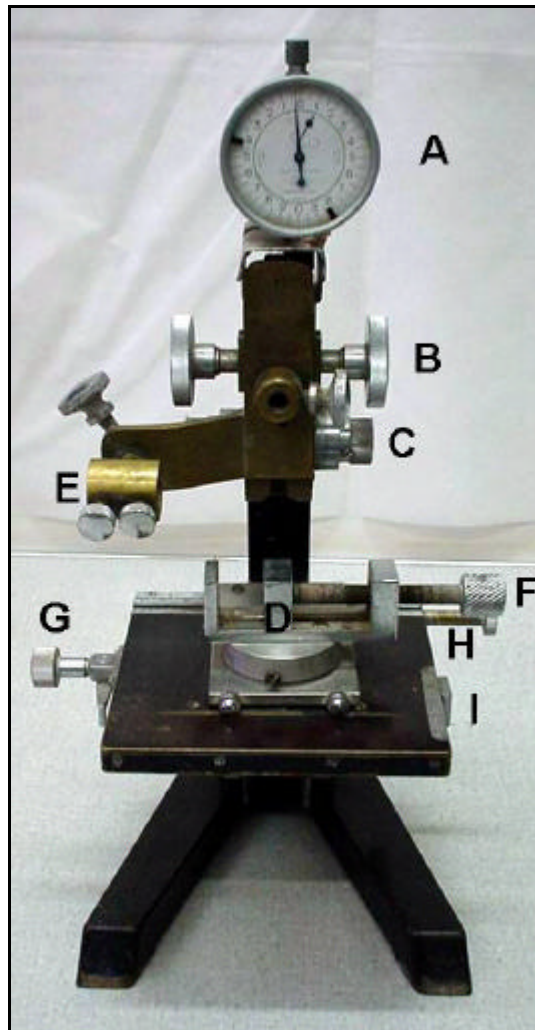


FIGURA 1 – Aparelho de perfuração para preparos padronizados das cavidades.

- A.** Relógio comparador para controlar a pressão exercida na turbina e medir a profundidade do preparo cavitário ($1,8 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$);
- B.** Parafuso macrométrico através do qual ajusta-se inicialmente a fresa na superfície do dente;
- C.** Parafuso micrométrico que permite a aplicação controlada da pressão de corte para obter a profundidade desejada da cavidade;
- D.** Sistema de fixação do dente a ser preparado e acoplado a platina móvel do aparelho;
- E.** Dispositivo de fixação da turbina, com parafusos de regulagem para obter uma posição perpendicular da fresa sobre a superfície do dente a ser preparado;
- F e G.** Parafusos com precisão de décimos de milímetro, para movimentar o sistema de fixação e platina à direita e esquerda (F) e antero-posterior (G) para definir as dimensões da cavidade, respectivamente no sentido méso-distal ($3,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$) e ocluso-cervical ($2,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$);
- H e I.** Nônios que permitem a fixação de pontos de referência para controle da dimensão das paredes méso-distal e ocluso-cervical respectivamente.

Técnica de Utilização do Aparelho para o Preparo das Cavidades

O dente foi colocado no sistema de fixação **(D)** de tal forma a impedir qualquer movimento. A seguir, através do parafuso macrométrico **(B)**, carregava-se o relógio **(A)** na capacidade de $1,8 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$, definindo a profundidade da cavidade. Imediatamente a turbina era fixada no sistema de fixação **(E)** de modo que a fresa ficasse em posição perpendicular e o mais próximo possível à superfície vestibular ou lingual do dente. Com o objetivo de localizar o preparo cavitário uniformemente, movia-se o parafuso **(F)** para a esquerda e o parafuso **(G)** no sentido antero-posterior. Definida esta posição da fresa, anotava-se os pontos de referência nos nêônios correspondentes **(H e I)** o que permitia estabelecer as dimensões cavitárias. A seguir acionava-se a turbina e o parafuso **(C)** era lentamente girado para que a fresa penetrasse até a profundidade de $1,8 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$, o que era verificado no relógio comparador **(A)**. Estabelecida a profundidade, através do parafuso **(G)**, movia-se a platina no sentido antero-posterior e pelo ponto de referência anteriormente marcado no

nônio (**H**), obtinha-se a parede mesial com abertura ocluso-cervical de $2,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$. Em seguida, através do parafuso (**F**) a platina era movimentada da direita para a esquerda e de acordo com o ponto de referência anotado no nônio (**I**) definia-se a parede oclusal com dimensão de $3,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$. Movimentava-se a seguir os parafusos (**G**) e (**H**) respectivamente em direção ocluso-cervical e esquerda-direita, obtinha-se as paredes distal e cervical, resultando uma cavidade retangular. (Figura 2).

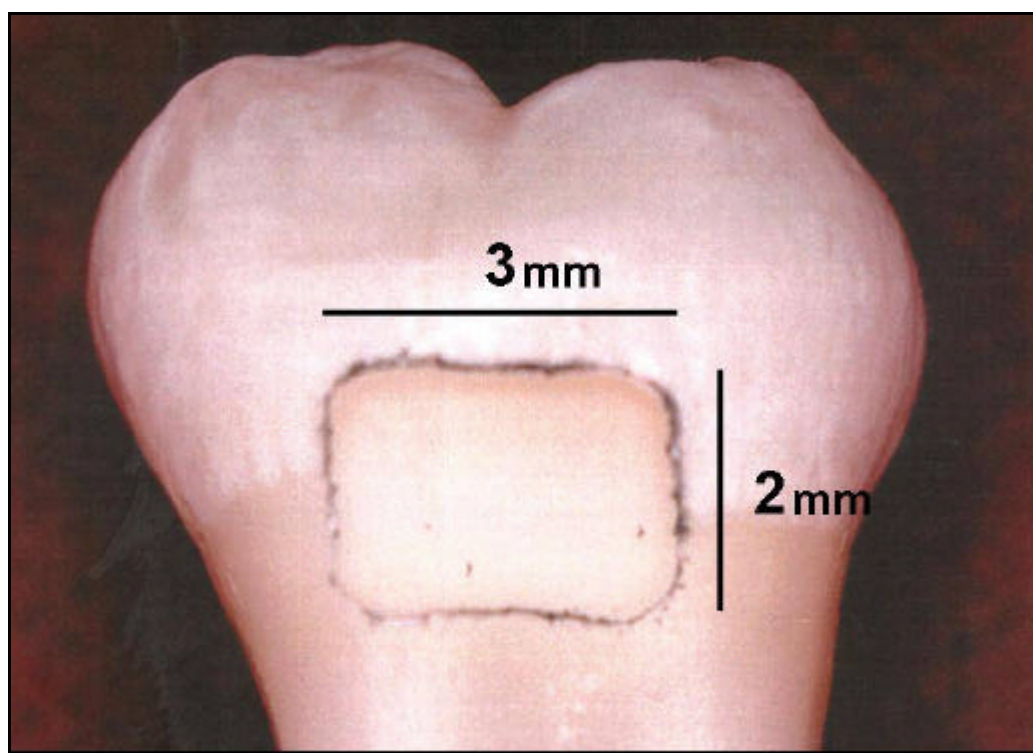


FIGURA 2 – Aspecto da cavidade preparada.

As cavidades assim obtidas, eram lavadas, secas e examinadas em lupa estereoscópica Zeiss (10 X de aumento),

com a finalidade de detectarmos possíveis trincas causadas durante a execução do preparo cavitário nas paredes de esmalte, sendo que quando ocorressem o dente era desprezado.

O ângulo cavosuperficial em esmalte recebeu um bisel com extensão de aproximadamente 1,0 mm \pm 0,1 mm com a superfície externa do dente, com uma angulação de 45° executado com uma ponta diamantada para acabamento nº 1112 F*, em turbina de alta velocidade com abundante refrigeração através de ar e água e com leve pressão manual.

Materiais/Sistemas Fotopolimerizadores Utilizados

Foram utilizados nesta investigação um sistema adesivo simplificado, uma resina composta e três sistemas fotopolimerizadores que se encontram especificados no Quadro 1, a seguir:

* Ponta diamantada de acabamento nº 1112F – KG Sorensen ISO - \varnothing 0.14 - L = 5,0 mm

Quadro 1 – Materiais/Sistemas Fotopolimerizadores.

| GRUPOS | SISTEMA ADESIVO/ FABRICANTE | RESINA COMPOSTA/ FABRICANTE | SISTEMA / APARELHO FOTOPOLIMERIZADOR/ FABRICANTE |
|--------|--------------------------------|--------------------------------|---|
| GI | Single Bond / 3M | Filtek™ A 110 / 3M | Optilux / Demetron |
| GII | Single Bond / 3M | Filtek™ A 110 / 3M | VIP™ / Bisco |
| GIII | Single Bond / 3M | Filtek™ A 110 / 3M | Elipar™ FreeLight / 3M-ESPE |

Os Materiais/Sistemas Fotopolimerizadores foram identificados pelos grupos citados no Quadro 1 e para efeito comparativo variou-se apenas o sistema de fotopolimerização, sendo o GI um sistema de fotopolimerização com luz halógena convencional, o GII um sistema de fotopolimerização com luz halógena gradual Pulso-tardio e o GIII um sistema de fotopolimerização com Diodo Emissor de Luz Azul (LEDs) mantendo constante o sistema adesivo* e a resina composta para restauração**.

Obtenção das Restaurações

O sistema adesivo e a resina composta foram utilizados e aplicados de acordo com as recomendações dos

* Single Bond - Sistema Adesivo de 5ª geração Monocomponente - 3M

** Filtek™ A110 - Resina de micropartícula fotopolimerizável - cor A2D - 3M

fabricantes, e de acordo com as respectivas técnicas descritas a seguir:

1. Sistema Adesivo Single Bond - 3M

Estando os preparos cavitários terminados e limpos, o condicionamento ácido foi realizado no esmalte e na dentina, com um ácido fosfórico gel a 35%, por 15 segundos. Após este período de tempo, a cavidade foi totalmente lavada com spray ar/água e o excesso de água removido com pedaços de papel absorvente sem, portanto, desidratar a cavidade.

Imediatamente foram aplicadas duas camadas consecutivas do sistema adesivo Single Bond, com uma ponta de pincel saturado do material sobre a superfície condicionada até que a superfície tivesse uma aparência brilhante. Posteriormente a cavidade foi levemente secada com ar, por 2-5 segundos e fotopolimerizada por 10 segundos através do aparelho de fotopolimerização, de acordo com cada grupo de estudo.

Quadro 2 – Composição do sistema adesivo de 5^a geração monocomponente.

| SISTEMA ADESIVO | CONDICIONADOR | COMPOSIÇÃO | N ^o DO LOTE | FABRICANTE |
|-----------------|---------------------------|---|------------------------|------------|
| Single Bond | Ácido Fosfórico gel a 35% | Água, etanol, HEMA, Bis-GMA, Dimetracrilatos, Sistema fotoiniciador e Copolímeros dos ácidos poli-acrílico e poli-itacônico | 1105 | 3 M |



FIGURA 3 - Sistema Adesivo Single Bond (3M).

2. Resina Composta Filtek™ A 110 - 3M

Como o objetivo do trabalho era avaliar a influência dos três sistemas fotopolimerizadores, na formação e amplitude de fendas axiais em preparos tipo classe V, foi selecionada e padronizada uma resina composta de micropartícula fotopolimerizável (Filtek™ A110 - 3M).

Para que a resina composta fosse acondicionada nas cavidades, foi utilizada uma técnica de inserção incremental, em duas porções, a qual é descrita a seguir:

- o primeiro incremento foi acomodado de forma horizontal, através de uma espátula Thompson # 6*, preenchendo 50% da cavidade, sendo fotopolimerizado de acordo com cada sistema de fotopolimerização empregado;
- o segundo incremento foi também acomodado de forma horizontal, através do mesmo instrumento, completando o preenchimento da cavidade, também fotopolimerizado de acordo com sistema empregado.

* Dental MFG. Co. USA

Quadro 3 – Composição da resina composta.

| RESINA COMPOSTA | COMPOSIÇÃO | Nº DO LOTE | FABRICANTE |
|------------------|--|------------|------------|
| Filtek™ A 110 | Partículas de sílica coloidal (0,01 a 0,09 µm) Tamanho médio de 0,04 µm (56 % - peso e 40 % - volume) Bis-GMA, TEGMA | 1720 | 3 M |



FIGURA 4 - Resina Composta Filtek™ A 110 (3M).

3. Sistema Fotopolimerizador com Luz Halógena (Optilux / Demetron)

O Sistema de Fotopolimerização com o aparelho OPTILUX foi dividido em dois incrementos:

1º incremento - 600 mW/cm² X 20 seg.

2º incremento - 600 mW/cm² X 20 seg.

Quadro 4 – Sistema Fotopolimerizador Luz Halógena Convencional.

| APARELHO | CARACTERÍSTICAS | N ^o DE SÉRIE | FABRICANTE |
|----------|--|-------------------------|--------------------------|
| OPTILUX | <ul style="list-style-type: none"> . 100 / 120 V . 50-60 Hz . Lâmpada 75 W / 12 V . 600 mW/cm² . 400 a 500 nm . Ponta Ativa 11mm . 20, 30, 40, 50 e 60 seg | 4830595 | DEMETRON Mod. VCL 401 |



FIGURA 5 - Aparelho Fotopolimerizador Optilux (Demetron – Research Corporation).

4. Sistema Fotopolimerizador com Luz Halógena Gradual Pulso-Tardio (VIPTM/Bisco)

O Sistema de Fotopolimerização com o aparelho VIPTM – polimerização de intensidade variável (Luz Halógena de Pulso Tardio) foi dividido em dois incrementos:

1^o incremento - PI* = 200 mW/cm² X 3 seg.

Intervalo = 3 min.

PF** = 600 mW/cm² X 20 seg.

2^o incremento - 600 mW/cm² X 20 seg.

Quadro 5 – Sistema Fotopolimerizador Luz Halógena Gradual Pulso-Tardio.

| APARELHO | CARACTERÍSTICAS | N ^o DE SÉRIE | FABRICANTE |
|-------------------|---|-------------------------|------------|
| VIP TM | <ul style="list-style-type: none"> . 110 / 120 V . 50-60 Hz . Lâmpada 75 W / 12 V . 100, 200, 300, 400, . 500 e 600 mW/cm² . 400/500 nm . 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30 seg. . Ponta Ativa 8, 11 e 13mm | 000002512 | BISCO |

* Pulso Inicial de Polimerização

** Pulso Final de Polimerização



FIGURA 6 - Aparelho Fotopolimerizador VIP™ (Bisco).

5. Sistema Fotopolimerizador com Diodo Emissor de Luz Azul - LEDs (Elipar™ FreeLight / 3M ESPE)

O Sistema de Fotopolimerização com o aparelho ELIPAR™ FreeLight (LEDs) foi dividido em dois incrementos:

1º incremento - $400 \text{ mW/cm}^2 \times 20 \text{ seg.}$

2º incremento - $400 \text{ mW/cm}^2 \times 20 \text{ seg.}$

Quadro 6 – Sistema Fotopolimerizador com Diodo Emissor de Luz Azul (LEDs).

| APARELHO | CARACTERÍSTICAS | N ^o DE SÉRIE | FABRICANTE |
|-------------------|--|-------------------------|------------|
| Elipar™ FreeLight | <ul style="list-style-type: none"> . 100 / 120, 230 V . 50-60 Hz . 19 LEDs . 400 mW/cm² . 440 / 490 nm . 10, 20, 30 e 40 seg. . Ponta Ativa 8 mm | 939806003525 | 3 M ESPE |



FIGURA 7 - Aparelho Fotopolimerizador Elipar™ FreeLight (3M ESPE)

Polimento das restaurações e execução da ciclagem térmica

Depois de concluídas as restaurações, os dentes foram armazenados, em água destilada no interior de recipientes fechados, à prova de luz, em estufa a 37°C, por um período de 24 horas. Em seguida, foram submetidos ao polimento, utilizando os discos do Sistema de Polimento e Acabamento Dental Sof-Lex^{*} montados em mandril para contra-ângulo.

Após o polimento, os dentes foram submetidos a ciclagem térmica^{**} à 10°C \pm 2°C e 50°C \pm 2°C em água, com um tempo de permanência de 15 segundos em cada temperatura, realizando-se um total de 500 ciclos.

Preparo dos Dentes para a avaliação das medidas das fendas

Os dentes foram fixados em um pequeno cubo de madeira, através de godiva verde de baixa fusão (Kerr), cujo

* Sof-Lex^{MR} (3M Dental Products St. Paul, MN 55144) -Ø 19,05 mm (3/4 Pol.)

** Aparelho de Ciclagem-Ética Equipamentos Científicos S/A- São Paulo-mod. 521.4 – série 95

objetivo foi sua estabilização para posterior secção. Em seguida, os dentes foram seccionados, utilizando um disco de diamante montado*, sob refrigeração com água, primeiro no sentido mesio-distal obtendo duas metades: uma vestibular e uma lingual, cada uma obtendo uma restauração. Depois, as duas metades obtidas foram novamente fixadas e seccionadas longitudinalmente no centro da restauração, resultando dessa forma, duas hemi-secções, possibilitando a observação da parede axial das cavidades.

Para análise da fenda axial das amostras, através do MEV, as raízes dentais foram desprezadas.

Posteriormente, para se remover os detritos oriundos do corte com o disco de diamante na região a ser observada, as superfícies foram regularizadas com lixa d'água com abrasividade descendente (nº 80, 320 e 600) e depois submetidas ao condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37% sem a presença de sílica (UNI ETCH – Bisco), lavando-se em seguida.

* 4 “Dia x 0.012” (10.2 cm x 0,3 mm) - Buchler – Diamond Wafering Blade Séries 15LC Diamond nº 11 – 4254 - USA

Estocagem, metalização dos corpos de prova e obtenção das imagens fotomicrográficas para avaliação

Os dentes foram submetidos à vácuo em dessecador para desidratação completa e posterior incorporação da metalização áurica. Uma vez que materiais biológicos geralmente são maus condutores de eletricidade e calor, usualmente não podem ser observados ao microscópio eletrônico de varredura, a menos que sejam transformados em materiais eletricamente condutivos. A cobertura destes materiais com uma fina camada (cerca de 30 nm) de ouro ou uma liga de ouro e paládio é o meio utilizado para solucionar esse problema. Essa cobertura, além de tornar as amostras biológicas mais condutivas, melhora a emissão de elétrons secundários, que é o sinal mais utilizado no processo de formação da imagem da superfície desses materiais. Esse processo serve para que possa ser realizada a observação por meio de microscopia eletrônica de varredura.

No presente trabalho, a microscopia eletrônica de varredura foi realizada em um microscópio JEOL-JSM, modelo

T-330 A, acoplado a um analisador de energia dispersiva espectroscópica e a uma câmara fotográfica, pertencentes ao Instituto de Química de Araraquara – UNESP.

Após a obtenção da imagem e, com aumento de 500X, através de filme fotográfico Fuji – Neopan 120 SS, inserido em máquina fotográfica acoplada ao MEV, obteve-se a fotomicrografia em preto e branco, de cada corpo de prova (Figs em anexo).

As fotomicrografias foram obtidas a partir de revelação dos negativos em papel filme Kodabromide F4, com as mesmas dimensões apresentadas pelo filme fotográfico utilizado, para que sempre trabalhássemos com aumento real de 500X, evitando assim, interferências nas medições.

Mensuração das fendas

Obtidas as fotomicrografias, com auxílio de paquímetro digital (MITUTOYO*) mensurou-se nas mesmas, a amplitude da fenda apresentada na parede axial, em três pontos previamente determinados (Figura 8).

* Paquímetro Digital – 0,01 – 150 mm, cód. ° 500-143B, Bateria SR 44, nº serial BB050666 – Indústria Brasileira.

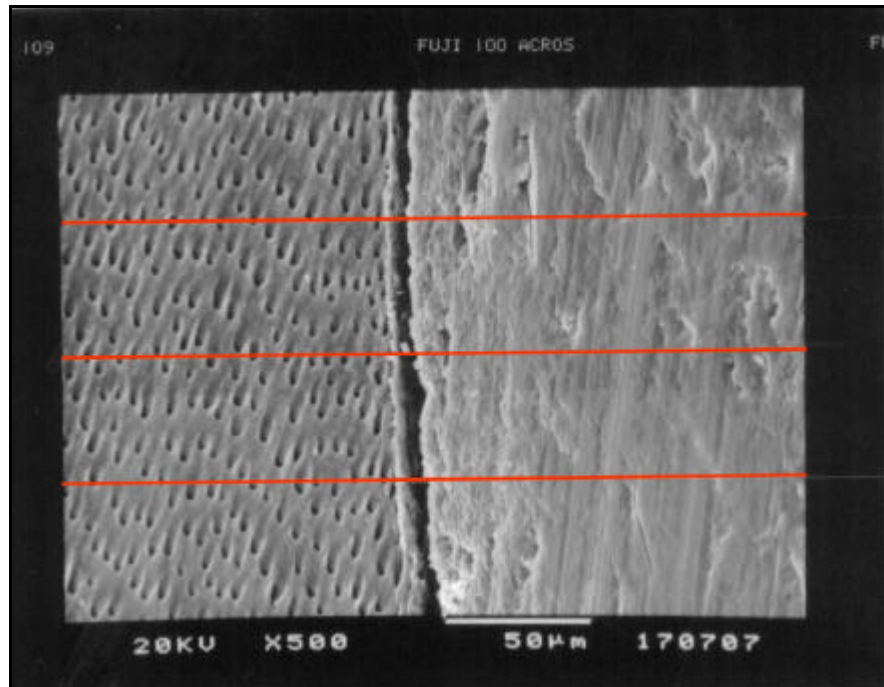


FIGURA 8 - Três pontos previamente determinados para mensuração das fendas axiais nas fotomicrografias.

Para a obtenção da amplitude da fenda axial, realizou-se com auxílio do paquímetro digital (mm), a mensuração da escala apresentada em micrômetros (μm), na própria fotomicrografia. Através desta mensuração, observou-se que a medida da escala de $50\ \mu\text{m}$, apontada na fotomicrografia, correspondia a 13,30 mm do paquímetro (Figuras 9a e 9b).

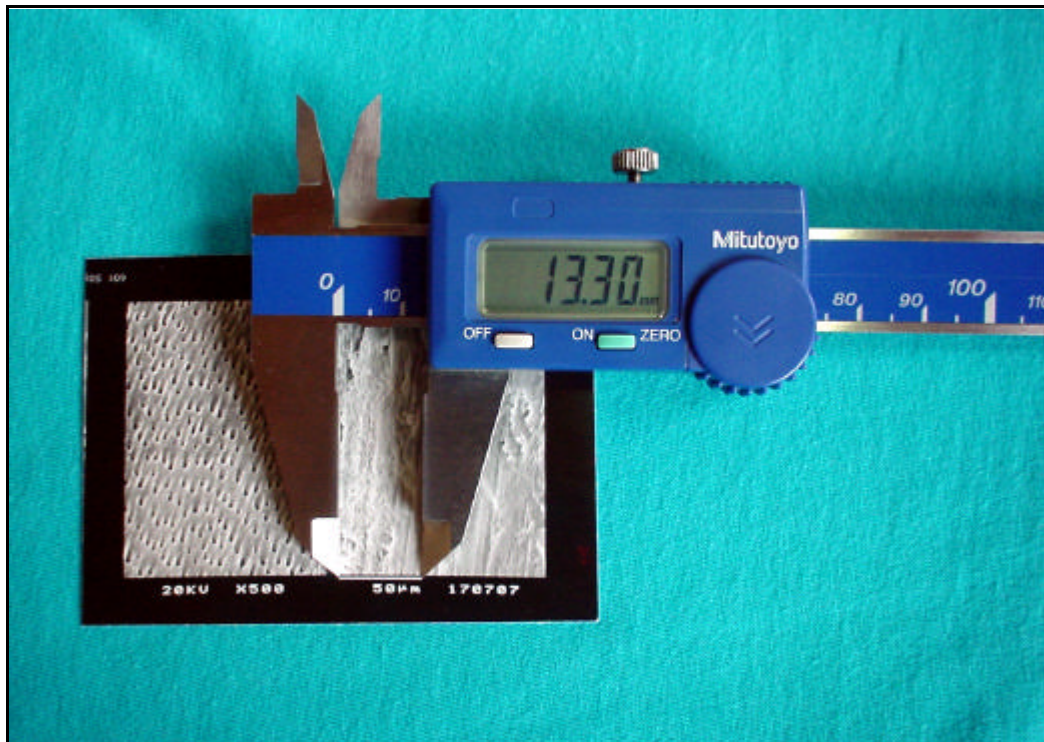


FIGURA 9a – Medida da escala, em micrômetros, da microscopia eletrônica de varredura.

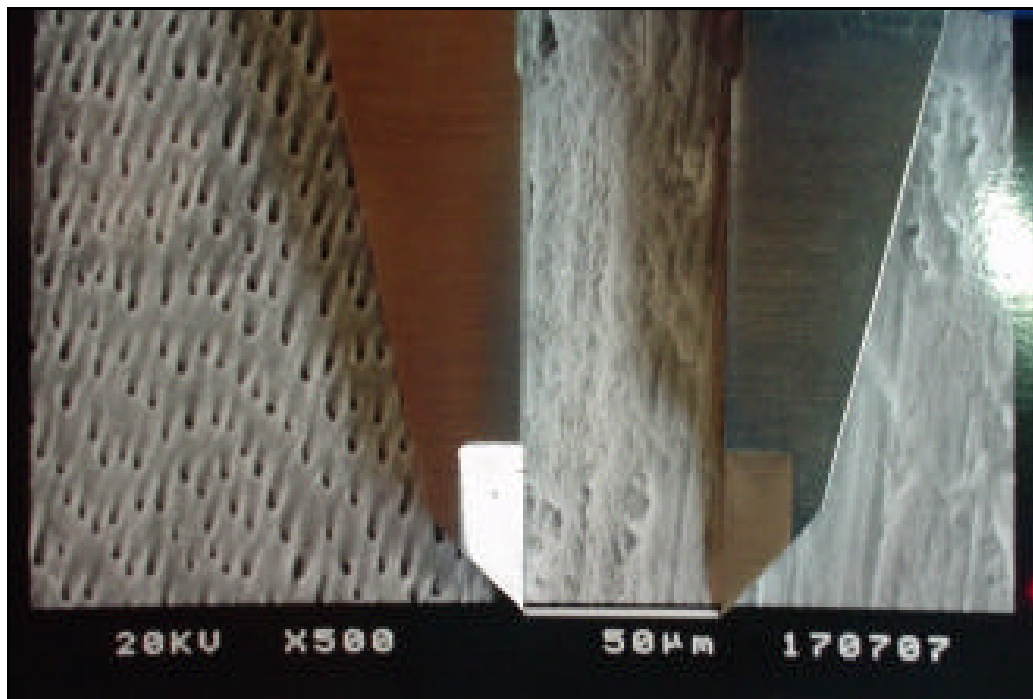


FIGURA 9b – Detalhe em maior aumento da mensuração da escala da MEV.

Assim, de posse da fotomicrografia correspondente a região que apresentou maior fenda na parede axial em cada corpo de prova, a mesma foi dividida em três partes iguais pré-determinadas. A seguir, a amplitude da fenda apresentada na linha coincidente a cada divisão, posicionou-se as pontas secas do paquímetro, obtendo-se assim, a medida da amplitude da fenda axial em milímetros (Figuras 10a, 10b e 10c).

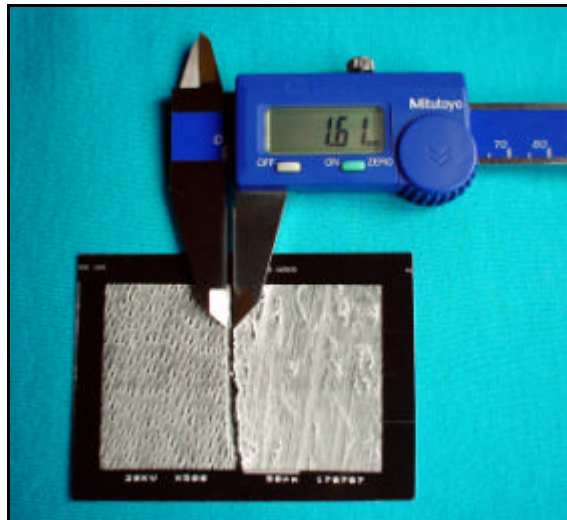


FIGURA 10a– Medida da Amplitude da Fenda (mm).

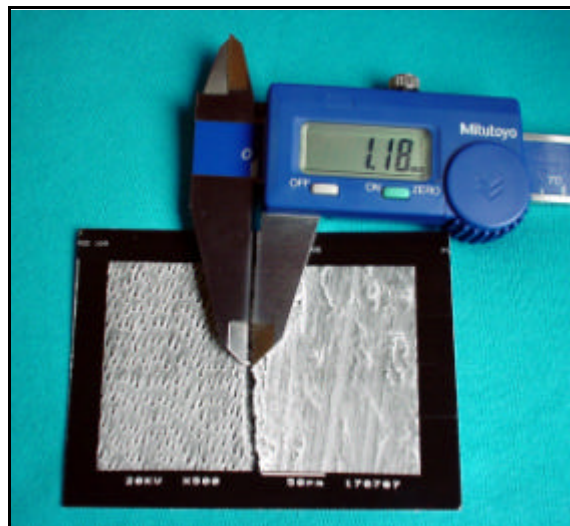


FIGURA 10b– Medida da Amplitude da Fenda (mm).



FIGURA 10c– Medida da Amplitude da Fenda (mm).

Após a mensuração da fenda correspondente (mm) à cada parte, através da simples Regra de Três Matemática, obteve-se a amplitude da fenda correspondente a cada parte em micrômetros, como exemplo:

$$1,72^* \times 50^{**} : 13,30^{***} = 6,46^{****}$$

* Amplitude da fenda em mm

** Medida pré-determinada em μm da escala na fotomicrografia

*** Medida correspondente em mm da medida da escala na fotomicrografia

**** Amplitude total da fenda em μm

Planejamento Estatístico

Após obtidas as medidas, a análise estatística para estudar os efeitos propiciados pelo fator fotopolimerização, sobre a variável Amplitude da Fenda Axial, mensurada em μm , foi realizada com o auxílio do Modelo Não Paramétrico de Kruskal-Wallis, sendo os dados transformados em postos (ranks).

Resultado

Os dados obtidos experimentalmente nas mensurações da Amplitude da Fenda Axial, estão contidos no Quadro 7:

Quadro 7 – Valores em μm da Amplitude das Fendas Axiais para Diferentes Sistemas de Fotopolimerização

| GRUPO I | | | GRUPO II | | | GRUPO III | | |
|---------|------|-------|----------|------|------|-----------|------|-------|
| | * | ** | | * | ** | | * | ** |
| R1 | 0,00 | 0,00 | R1 | 0,00 | 0,00 | R1 | 0,46 | 1,71 |
| | 1,24 | 4,66 | | 0,71 | 2,66 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,63 | 2,36 | | 0,25 | 0,93 |
| R2 | 0,00 | 0,00 | R2 | 0,26 | 0,97 | R2 | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,87 | 3,27 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| R3 | 0,00 | 0,00 | R3 | 0,00 | 0,00 | R3 | 0,75 | 2,81 |
| | 0,81 | 3,04 | | 0,31 | 1,16 | | 1,23 | 4,62 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,20 | 0,75 | | 0,90 | 3,38 |
| R4 | 1,70 | 6,39 | R4 | 0,88 | 3,30 | R4 | 0,00 | 0,00 |
| | 1,70 | 6,39 | | 0,72 | 2,70 | | 0,40 | 1,50 |
| | 2,10 | 7,89 | | 0,52 | 1,95 | | 0,00 | 0,00 |
| R5 | 0,00 | 0,00 | R5 | 0,00 | 0,00 | R5 | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| R6 | 0,00 | 0,00 | R6 | 0,00 | 0,00 | R6 | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| R7 | 1,54 | 5,78 | R7 | 0,00 | 0,00 | R7 | 0,00 | 0,00 |
| | 2,14 | 8,04 | | 0,34 | 1,27 | | 0,00 | 0,00 |
| | 3,31 | 12,44 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| R8 | 0,87 | 3,27 | R8 | 0,46 | 1,72 | R8 | 0,00 | 0,00 |
| | 1,49 | 5,60 | | 0,85 | 3,19 | | 0,00 | 0,00 |
| | 1,25 | 4,69 | | 0,57 | 2,14 | | 0,00 | 0,00 |
| R9 | 0,00 | 0,00 | R9 | 0,19 | 0,71 | R9 | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,28 | 1,05 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,15 | 0,56 | | 0,00 | 0,00 |
| R10 | 0,00 | 0,00 | R10 | 0,62 | 2,33 | R10 | 0,35 | 1,31 |
| | 1,30 | 4,88 | | 1,07 | 4,02 | | 0,74 | 2,78 |
| | 1,22 | 4,58 | | 0,36 | 1,35 | | 0,00 | 0,00 |
| R11 | 4,80 | 18,04 | R11 | 2,38 | 8,94 | R11 | 1,74 | 6,54 |
| | 2,88 | 10,82 | | 0,00 | 0,00 | | 1,48 | 5,54 |
| | 4,90 | 18,42 | | 1,93 | 7,25 | | 0,37 | 1,39 |
| R12 | 0,00 | 0,00 | R12 | 0,54 | 2,03 | R12 | 0,00 | 0,00 |
| | 0,99 | 3,72 | | 0,36 | 1,35 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,85 | 3,19 | | 0,41 | 1,54 | | 0,00 | 0,00 |
| R13 | 0,00 | 0,00 | R13 | 0,00 | 0,00 | R13 | 0,20 | 0,75 |
| | 0,42 | 1,57 | | 0,00 | 0,00 | | 0,20 | 0,75 |
| | 0,20 | 0,75 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| R14 | 0,00 | 0,00 | R14 | 0,00 | 0,00 | R14 | 0,77 | 2,89 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,90 | 3,38 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,40 | 1,50 |
| R15 | 0,60 | 2,25 | R15 | 0,37 | 1,39 | R15 | 0,41 | 1,54 |
| | 1,72 | 6,46 | | 0,00 | 0,00 | | 0,52 | 1,95 |
| | 0,96 | 3,60 | | 0,26 | 0,97 | | 1,04 | 3,90 |
| R16 | 0,57 | 2,14 | R16 | 0,00 | 0,00 | R16 | 0,00 | 0,00 |
| | 0,81 | 3,04 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| | 1,54 | 5,78 | | 0,00 | 0,00 | | 0,44 | 1,65 |
| R17 | 0,00 | 0,00 | R17 | 0,00 | 0,00 | R17 | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| R18 | 4,52 | 16,99 | R18 | 0,00 | 0,00 | R18 | 0,00 | 0,00 |
| | 3,92 | 18,79 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| | 3,75 | 14,09 | | 0,00 | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| R19 | 0,35 | 1,31 | R19 | - | - | R19 | 2,25 | 8,45 |
| | 0,45 | 1,69 | | - | - | | 3,20 | 12,03 |
| | 0,59 | 2,21 | | - | - | | 3,20 | 12,03 |
| R20 | 0,78 | 2,93 | R20 | - | - | R20 | - | - |
| | 0,44 | 1,65 | | - | - | | - | - |
| | 0,00 | 0,00 | | - | - | | - | - |

* - Medida em mm (paquímetro)

** - Medida em μm (transformado)

A variável quantitativa contínua dependente “fenda axial” foi avaliada comparando os três grupos experimentais com diferentes Sistemas de Fotopolimerização: GI (Luz Halógena Convencional); GII (Luz Halógena Gradual - Pulso/Tardio) e GIII (Diodo Emissor de Luz Azul - LEDs), utilizando-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, sendo os dados transformados em postos (ranks). Optou-se pelo modelo não paramétrico, pois os dados não apresentavam equivalência entre as variâncias, hipótese esta testada pela estatística de Bartlett ($B=59,322$), sendo $p<0,0001$ (considerado muito significativo), ou seja, não havia equivalência entre as variâncias. Os dados também não apresentavam distribuição normal. Para verificação da normalidade foi utilizado o teste de Kolmogorov & Smirnov (KS), expresso na Tabela 1.

Tabela 1 - Teste de normalidade dos dados (Distribuição de Gauss)

| GRUPOS | KS | VALOR DE P | DISTRIBUIÇÃO NORMAL |
|--------|--------|------------|---------------------|
| GI | 0,2219 | 0,0054 | Não |
| GI | 0,2555 | 0,0017 | Não |
| GIII | 0,3002 | <0,0001 | Não |

Tentou-se obter a homoscedasticidade e normalidade através da transformação dos dados ($X=\ln(x)$; $X=\sqrt{x}$ e $X=\text{Log}_{(x)}$), porém estas não foram satisfatórias.

Foi adotado como nível de significância o valor de 0,05. Desta forma, se $p>0,05$ a hipótese de nulidade (H_0), pela qual todos os grupos apresentariam fendas axiais semelhantes seria aceita. Caso $p\leq 0,05$, então H_0 seria rejeitada. Neste caso, a comparação entre os postos médios das amostras seria efetuada através do teste de comparações múltiplas de Dunn, a fim de se detectar entre quais grupos havia diferenças estatisticamente significantes.

Na Tabela 2 observa-se os valores de mediana, mínimo e máximo de escores da Amplitude das Fendas Axiais para os grupos experimentais.

Tabela 2 – Valores de mediana, mínimo e máximo das medidas de fendas axiais (μm) para os grupos experimentais

| GRUPOS | N. | MÉDIA | DESVIO PADRÃO | ERRO PADRÃO | MEDIANA | MÍNIMO | MÁXIMO |
|--------|----|-------|---------------|-------------|---------|--------|--------|
| GI | 60 | 3,618 | 5,089 | 0,6570 | 1,67 | 0,0 | 18,79 |
| GII | 54 | 1,128 | 1,779 | 0,2421 | 0,00 | 0,0 | 8,94 |
| GIII | 57 | 1,462 | 2,732 | 0,3618 | 0,00 | 0,0 | 12,03 |

Ao realizar as comparações das amplitudes das fendas axiais após a utilização de diferentes sistemas de fotopolimerização, foi encontrado um valor de $KW=8,737$ (teste de Kruskal-Wallis), significativo porque a ele correspondeu um valor de $p=0,0127$. Desta forma, houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos experimentais quanto às medidas de fendas axiais (Tabela 3).

Tabela 3 – Soma dos postos e postos médios para os grupos experimentais

| GRUPOS | N. | SOMA DOS POSTOS | POSTOS MÉDIOS |
|--------|----|-----------------|---------------|
| GI | 60 | 6007,0 | 100,120 |
| GII | 54 | 4277,5 | 79,213 |
| GIII | 57 | 4421,5 | 77,570 |

Teste de Kruskal-Wallis – $KW=8,737$ (Corrigido para empates)

Para analisar entre quais grupos houve diferenças estatisticamente significantes, foi realizado o teste de comparações múltiplas de Dunn, o qual se encontra expresso na Tabela 4.

Tabela 4 – Resultados do teste de comparações múltiplas de Dunn para os grupos experimentais

| GRUPOS | DIFERENÇAS DOS POSTOS | DIFERENÇA | VALOR DE P |
|------------|-----------------------|-----------|------------|
| GI x GII | 20,904 | * | p<0,05 |
| GI x GIII | 22,546 | * | p<0,05 |
| GII x GIII | 1,643 | ns | p>0,05 |

ns – não significante

* – significante

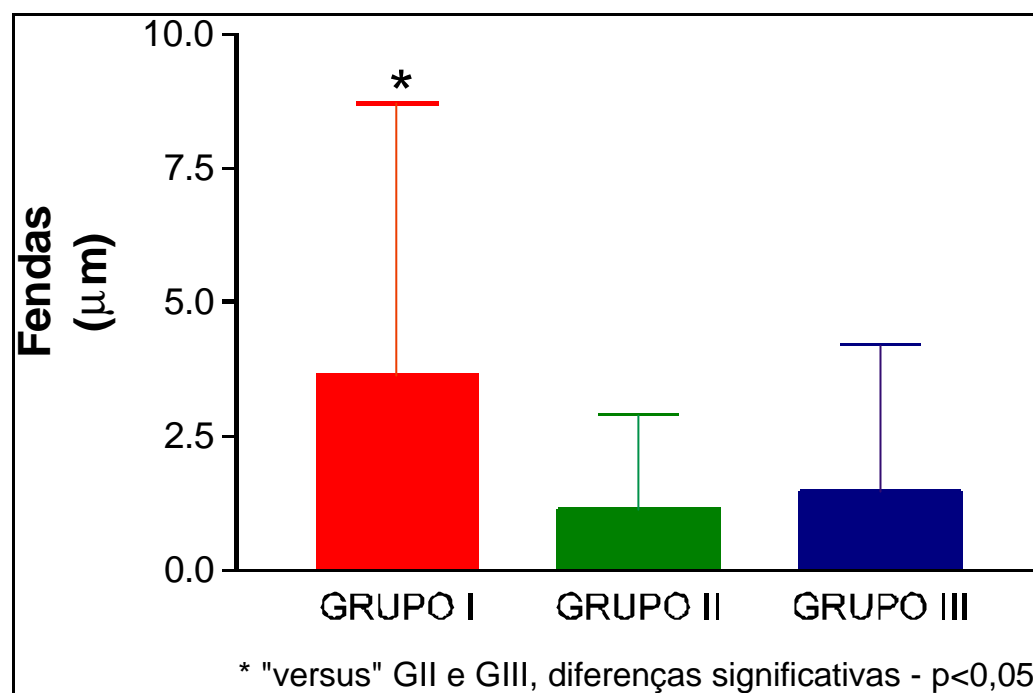


FIGURA 11 – Média e desvio padrão das medidas das microfendas axiais (μm) nos grupos experimentais.

Discussão

Neste estudo foram utilizadas duas fontes de luz halógena e uma a base de LEDs; pois, a investigação de fontes fotoativadoras, bem como os sistemas de fotopolimerização proporcionados pelas mesmas no processo de polimerização das resinas compostas, são de grande relevância devido a ampla utilização clínica das resinas compostas para a obtenção de melhores propriedades do material restaurador.

A polimerização das resinas compostas fotoativadas depende da intensidade de luz, do tempo de exposição e do comprimento de onda da luz^{13,14,60}.

A intensidade de luz apresenta grande influência na contração de polimerização das resinas compostas^{31,37,54,62,84,100,101}. A utilização de aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade é recomendada universalmente e geralmente essa recomendação é baseada na profundidade de polimerização e nas propriedades mecânicas da resina composta^{14,80}. No entanto, baseados em nossos resultados e na literatura^{32,37,52,54,62,84,93,100}, somos levados a considerar a

possibilidade de um efeito negativo de altas intensidades de luz no desenvolvimento do estresse de contração.

Durante a polimerização das resinas compostas ocorre a aproximação e união de suas moléculas, transformando os monômeros em cadeias poliméricas, substituindo os espaços de Van der Waals por ligações covalentes, representada pela diminuição do volume da resina composta^{30,75}, sendo a contração de polimerização uma característica original e inerente aos materiais resinosos⁷³.

A contração de polimerização ainda é um dos maiores problemas das restaurações com resina composta, pois está diretamente relacionada à integridade marginal, podendo o estresse de contração ocasionar fendas entre o material restaurador e as paredes cavitárias⁴¹.

A polimerização das resinas compostas pode ser dividida em duas fases: a fase pré-gel, que se caracteriza por ser um estado menos viscoso, na qual a alteração volumétrica pode ser compensada pelo escoamento contínuo do material, e a fase pós-gel, que é o estado rígido do material em que não ocorre mais o escoamento, sendo a contração acompanhada pelo módulo de elasticidade e o estresse gerado na contração de polimerização é transferido para a interface dente-restauração. Estas fases são

divididas pelo ponto-gel, ou seja, o ponto a partir do qual as resinas não sofrem mais deformação^{27,43,73,101,102}.

As fontes de luz utilizadas neste trabalho diferem, desde os princípios básicos de como a luz é produzida, até suas características espectrais.

Os aparelhos de fotopolimerização com lâmpada halógena possuem um filamento incandescente que ao ser aquecido emite luz branca de alta intensidade, havendo a necessidade da utilização de filtros, onde muitos comprimentos de ondas indesejáveis ainda estão presentes, localizados fora da região adequada para a fotoativação da canforoquinona (468 nm); possuem uma intensidade de luz que varia de 450 a 800 mW/cm². São os aparelhos mais utilizados nos consultórios odontológicos.

O aparelho à base de diodo emissor de luz azul (LED) é uma fonte alternativa para fotopolimerização das resinas compostas. Ele converte a energia elétrica diretamente em luz por eletroluminescência através de feixes de semi-condutores. O espectro de emissão é bem mais estreito que o da luz halógena, apresentando maior pureza espectral (440-490 nm) com pico de 470 nm, coincidente com o pico de absorção da canforoquinona (468 nm)^{65,91}; dispensando a necessidade de filtros²⁴. A intensidade de luz é bem inferior a dos aparelhos de luz halógena, variando de

80 a 400 mW/cm², sendo a intensidade de luz proporcional ao número de diodos³¹.

A partir dos resultados obtidos com a análise estatística em relação a amplitude das fendas axiais, podemos verificar na tabela 2 uma maior média das mesmas para o grupo I (sistema halógeno convencional), seguido pelo grupo III (sistema à base de LEDs) e grupo II (sistema halógeno com intensidade variável com pulso tardio); havendo diferença estatística significativa (tabela 4) para o grupo I.

O grupo I, sistema fotopolimerizador com luz halógena convencional, o qual utilizou uma fonte de luz constante, sendo a máxima proporcionada pelo aparelho (600 mW/cm²), apresentou as maiores médias de fendas axiais, estando de acordo com o trabalho de Obici et al.⁷¹, onde o método de luz contínua também apresentou as maiores médias de valores de fenda axial; pois, a utilização de uma alta intensidade de luz tem sido associada ao desenvolvimento de uma alta contração de polimerização, apesar de aumentar a profundidade de polimerização e melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas.

Dennison et al.³²; Feilzer et al.³⁶; Uno & Asmussen⁹⁹; Unterbrink & Muessner¹⁰⁰ observaram que quando a resina composta foi polimerizada com alta intensidade de luz, as fendas

criadas entre a parede cavitária e o material foram muito maiores que as fendas das amostras polimerizadas com baixa intensidade de luz.

Davidson-Kaban et al.³¹, quando avaliaram a variação da intensidade de luz, observaram que a alta intensidade foi mais prejudicial à interface adesiva do que a baixa intensidade de luz; concordando com Bouschlicher et al.¹⁵, que a alta intensidade de luz aumenta a força de contração de polimerização, produzindo um nível de contração e uma magnitude de estresse maiores.

A utilização de alta intensidade de luz, segundo Koran & Kurschner⁵² e Sakaguchi & Berge⁸⁴, limita o relaxamento da contração apresentando uma fase pré-gel pouco evidente, por polimerizarem a resina composta de uma maneira rápida, sendo mais prejudicial a interface adesiva.

Araújo et al.⁵ e Lopes et al.⁵⁸, observaram que a intensidade de luz teve influência na infiltração marginal, sendo que os maiores níveis ocorreram com a intensidade de luz mais intensa e com modulações convencionais.

Aparelhos com intensidade de luz acima de 600 mW/cm², segundo Loguercio et al.⁵⁷, devem ser usados distanciados da resina composta para evitarem tensionamento excessivo, melhorando também a integridade marginal. Desta forma, Small⁸⁵

salienta a necessidade de aparelhos fotopolimerizadores que permitam o ajuste do tempo, bem como da intensidade de luz.

Resultado discordante foi verificado por Otsuki et al.⁷², quando avaliaram a adaptação de restaurações com resina composta classe V, onde observaram que não houve diferença estatisticamente significativa na formação de fendas quando do uso de unidades fotopolimerizadoras, ou seja, lâmpada halógena e à base de LEDs; bem como para Magnani⁵⁹, que não verificou diferença estatisticamente significativa nos valores das medidas das fendas axiais, comparando o aparelho convencional (500 mW/cm^2) a polimerização com aparelho à base de LEDs (80 mW/cm^2).

No grupo III a luz emitida pelo aparelho à base de LEDs é totalmente aproveitada no processo de polimerização; justificando a utilização de uma intensidade de luz inferior aos aparelhos halógenos, uma vez que verifica-se uma maior seletividade espectral para a fotoativação da canforoquinona^{24,25}.

Apesar desta intensidade luminosa ser inferior a dos aparelhos halógenos, obteve-se com os aparelhos à base de LEDs, resultados superiores ao sistema halógeno convencional (média da amplitude das fendas) e, porém não estatisticamente significativa, ao sistema halógeno de pulso tardio.

Com o desenvolvimento tecnológico dos LEDs⁹⁸, os fotopolimerizadores tornaram-se uma alternativa interessante aos dispositivos de luz halógena. Stahl et al.⁸⁸ relatam que o desempenho clínico das resinas compostas fotopolimerizáveis é influenciado pela qualidade do aparelho fotopolimerizador. Citam que alguns aparelhos sofrem degradação com o tempo, pois operam com temperatura e grande quantidade de calor; para superar estes problemas inerentes aos aparelhos convencionais², foi proposta a tecnologia LED, pois o seu desempenho não reduz significativamente com o tempo.

Fernandes et al.³⁸, relatam uma alta eficácia na polimerização das resinas compostas fotoativadas com LEDs que contêm canforoquinona em sua composição (90% do mercado). A contração de polimerização foi menor quando a resina composta foi polimerizada com lâmpada LEDs, comparada com a lâmpada halógena, estando em concordância com os nossos resultados.

Obici et al.⁷¹, avaliando a adaptação das restaurações com resina composta classe V, utilizando unidades fotopolimerizadores halógena, LEDs e Xenon não observaram diferenças estatisticamente significativa na formação de fendas e *cracks*; quando da utilização das diferentes unidades de fotopolimerização.

Nossos resultados diferem de Magnani⁵⁹, a qual obteve que a média das medidas das fendas com polimerização pelo LEDs (80 mW/cm²) durante 60 segundos, foram altas, quando comparada ao aparelho convencional, por ter o aparelho a base de LEDs uma fonte de luz atérmica, diminuindo a capacidade de escoamento das resinas compostas durante a polimerização. Também observou que, com o aumento do tempo de 40 segundos para 60 segundos ocorreu um aumento significativo nos valores de medidas das fendas, possibilitando uma contínua excitação da canforoquinona e, conseqüentemente, um número maior de ligações cruzadas entre as cadeias de matriz orgânica da resina composta, ocorrendo maior conversão, resultando em maior contração de polimerização.

Fujibayashi et al.⁴⁰, relatam que o grau de conversão e a profundidade de polimerização foram maiores com o dispositivo à base de LEDs comparado ao halógeno, quando a intensidade luminosa foi padronizada em 100 mW/cm²; estando de acordo com Mills et al.⁶⁶, quando as mesmas foram ajustadas para uma irradiação de 300 mW/cm²; porém Tarle et al.^{94,95}, obtiveram taxas do grau de conversão 7% mais baixas as dos aparelhos convencionais, quando o aparelho de LEDs (12 mW/cm²) foi utilizado.

Determinando os parâmetros de polimerização e os efeitos nas propriedades físicas das resinas compostas, Whitters et al.¹⁰⁵ recomendam o uso de aparelhos LEDs por terem demonstrado propriedades dos materiais semelhantes à fonte convencional; a sua utilização por 40 segundos de exposição apresentou resultados favoráveis com relação à contração de polimerização das resinas compostas, estando de acordo com o nosso trabalho. Porém, Medeiros et al.⁶¹ e Kurachi et al.⁵⁵, utilizando os LEDs com intensidade de 100 mW/cm² e 80 mW/cm² respectivamente, verificaram que o tempo de exposição de 40 segundos não foi suficiente para promover uma adequada polimerização da resina composta com 2 mm de espessura, sendo necessários 60 segundos para a obtenção dos valores de microdureza equivalentes aos obtidos com o aparelho convencional por 40 segundos. Jandt et al.⁴⁶ encontraram valores 20% maiores de profundidade de polimerização para a luz halógena quando comparada aos LEDs. Neste mesmo estudo, os valores de resistência à compressão, quando utilizou-se um aparelho à base de 27 LEDs (350 mW/cm²) comparando a um aparelho convencional (755 mW/cm²), não houve diferenças estatísticas significantes. Porém, Dunn & Bush³³ relatam que a luz produzida pelos LEDs, para polimerização de resina composta, ainda necessita de melhorias para se equiparar a eficácia

de polimerização dos aparelhos halógenos, pois quando analisaram as medidas de dureza de superfícies superiores e inferiores, através de um aparelho de dureza Knoop, o efeito da luz foi significativo; diferente do trabalho de Nomura et al.⁷⁰, onde a dureza Knoop também foi mensurada e foi maior com o aparelho à base de LEDs do que com o aparelho halógeno. Entretanto, resinas compostas fotopolimerizadas usando LEDs azul, tem um alto grau de polimerização e uma estrutura tridimensional mais estável.

Segundo Rastelli⁷⁸, o dispositivo à base de LEDs (80 mW/cm²) não deve ser indicado para fotopolimerização das resinas compostas através de uma estrutura dental remanescente e com espessura igual ou maior que 2 mm de espessura, pois independentemente do tempo de exposição utilizado, não promove uma adequada polimerização, verificada através do teste de microdureza da resina.

Knezevic et al.⁵¹, salientam que os resultados obtidos com os aparelhos à base de LEDs são promissores e que, para aumentar a intensidade de luz, é necessário mais diodos focalizando sua luz.

Para diminuir o estresse gerado pela contração de polimerização, alguns autores têm recomendado o emprego de menores intensidades de luz pelo aparelho^{27,37,52,80,84} ou a

utilização da técnica de polimerização com aumento gradual da intensidade^{31,32,39,42,52,62}, cujo objetivo é a redução do estresse da contração, reduzindo a formação de fendas, melhorando a integridade marginal. De acordo com esses trabalhos, a aplicação de uma baixa intensidade para iniciar a reação de polimerização é capaz de prolongar o período de escoamento do material^{31,43,93}. Durante este período, as ligações entre as moléculas são relativamente fracas, e estas moléculas podem se movimentar em diferentes posições e orientações, diminuindo a tensão produzida pela contração da resina composta, favorecendo a sua adaptação nas paredes da cavidade, sem comprometer o grau de conversão e propriedades físicas e mecânicas da restauração^{27,37,42,52,84,100,101}.

Alguns trabalhos na literatura relatam que a polimerização lenta ou intensidade baixa, seguida por uma intensidade alta, não influenciaram na adaptação marginal, como o de Hasegawa et al.⁴⁴, onde relata a influência da eficácia dos sistemas adesivos. Sahafi et al.⁸³ e Yap et al.¹⁰⁷, quando compararam a polimerização *soft-start*, observaram que a mesma não influenciou na contração parede a parede, não melhorando a adaptação marginal, quando comparada com a polimerização convencional.

Em nosso trabalho, os melhores resultados das médias das fendas ocorreu com grupo II, onde utilizamos um sistema de polimerização halógena gradual de intensidade variável com pulso tardio (VIP-Bisco). Esta técnica¹² preconiza o uso de uma polimerização inicial de 3 segundos a 200 mW/cm^2 , com um tempo de espera de 3 a 5 minutos (onde pode-se realizar os procedimentos de acabamento e polimento) e polimerização final de 30 segundos a 600 mW/cm^2 ; ocorrendo desta forma um atraso do ponto gel, o que permite que a resina tenha mais tempo para o escoamento, aliviando o estresse induzido pela contração de polimerização^{6,8,89}.

Segundo Chain²³ uma intensidade de 200 mW/cm^2 é suficiente para iniciar a polimerização, protelando o ponto gel da resina composta, sem ultrapassá-lo, para que a mesma tenha mais tempo na sua forma deformável, aliviando o estresse induzido pela contração de polimerização⁸⁹.

Nossos resultados estão de acordo com Asmussen & Peutzfeldt⁸, onde a técnica do pulso-tardio reduziu a formação de fendas, oriundas da contração de polimerização, sem comprometer as propriedades mecânicas.

Sahafi et al.⁸² também observaram uma menor contração parede a parede quando utilizaram a técnica de

polimerização por pulso-tardio melhorando, mas não perfeitamente, a adaptação das restaurações *in vitro*.

Suh et al.⁹⁰ relatam que a técnica de polimerização por pulso-tardio reduz a tensão residual nos compósitos em torno de 40% e, conseqüentemente, menor estresse na interface adesiva.

O efeito do método de ativação por pulso-tardio na dureza e força compressiva foram avaliados por Kanca III & Suh⁴⁸, onde observaram que os valores de dureza Barcol aumentaram em 24 horas; a qual indica que o compósito pode prolongar o ponto gel, permitindo o escoamento do material.

Para Kugel & Trushkowsky⁵³, a exposição inicial de muitos materiais compostos a um pulso inicial de 200 mW/cm² por 3 segundos, têm resultado em adequada rigidez de superfície Barcol.

Menor grau de microinfiltração também foi observado por Lopes et al.⁵⁸, pois a contração de polimerização têm sido um dos principais responsáveis pela microinfiltração marginal na interface dente-resina quando a técnica de pulso-tardio foi utilizada.

O correto entendimento do processo de polimerização e as técnicas passíveis de controle clínico, podem definir o sucesso de um processo restaurador, visando a melhoria

da adaptação marginal, pois nenhum sistema ou método de fotopolimerização tem sido provado, conclusivamente, como superior a outro em todos os aspectos.

Conclusão

De acordo com a metodologia proposta e com base nos resultados obtidos, concluimos que:

- Nenhum dos sistemas de fotopolimerização testado foi capaz de eliminar a formação de fendas axiais na interface dente/resina em restaurações tipo classe V.
- O Sistema Fotopolimerizador com Luz Halógena Gradual Pulso Tardio e o Sistema com Diodo Emissor de Luz Azul (LEDs) apresentaram um melhor desempenho, por terem obtidos resultados significativamente menores na amplitude das fendas axiais, quando comparados ao Sistema com Luz Halógena Convencional.

Referências*

1. ALGERA, T. J. et al. The influence of slow-start polymerization on the shrinkage stress development. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.77, sp.iss. B, p.685, June 1998. Abstract 429.
2. APARELHOS Fotopolimerizadores. **The Dental Advisor**, Ann Arbor, v.7, n.3, p.6, abr. 2000. Edição em Português.
3. APARELHOS Fotopolimerizadores de início suave. **The Dental Advisor**, Ann Arbor, v.8, n.10, p.5, nov. 2001. Edição em Português.
4. APARELHOS Fotopolimerizadores. **The Dental Advisor**, Ann Arbor, v.9, n.5, p.2-5, jun. 2002. Edição em Português.
5. ARAÚJO, R.M.; ARAÚJO, M.A.M.; MENDES, A.J.D. Influência da intensidade de luz de fotopolimerizadores na infiltração marginal. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v.50, n.5, p.408-412, set./out. 1996.
6. ARCE, J. E. Proceso de polimerización de las resinas compuestas. **Estética y Operatoria Dental**, Lima, v.1, p.90-91, abr. 2002.
7. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. **ACTA Odontol. Scand.**, Oslo, v.57, n.6, p.310-315, Dec. 1999.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR6023**: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2002. 24p.

8. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.80, n.6, p.1570-1573, June 2001.
9. ATMADJA, G.; BRYANT, R. W. Some factors influencing the depth of cure visible light-activated composite resins. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.35, n.3, p.213-218, 1990.
10. AVALIAÇÕES clínicas VIP. **The Dental Advisor**, Ann Arbor, v.8, n.3, p.2, mar. 2001. Edição em Português.
11. BERNADON, J.K.; LOPEZ, G.C. Avaliação da profundidade de cura de compósitos micro-híbridos com dois aparelhos fotopolimerizadores: luz halógena e LED. In: CONGRESSO CATARINENSE DE PROMOÇÃO DE SAÚDE BUCAL, 6, 2002/2004, Joinvile. **ANAIS – VI Congresso Catarinense de Promoção de Saúde Bucal**. Joinvile, 2002, p. 33-34, Resumo 036.
12. **BISCO'S VIP™** – A new paradigm for composite polymerization! Schaumburg: Bisco Inc., 1999. 15p. Perfil Técnico do Produto.
13. BLANKENAU, R.J.; ERICKSON, R.L.; RUEGGERBERG, F. New Light Curing Options for Composite Resin Restorations. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.2, p.122-135, Feb. 1999.

14. BLANKENAU, R.J. et al. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, , v.106, p.472-474, Apr. 1983.
15. BOUSCHLICHER, M.R.; VARGAS, M.A.; BOYER, D.B. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.10, n.2, p.88-96, Apr. 1997.
16. BOWEN, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.66, p.57-64, Jan. 1963.
17. BUONOCORE, M.; WILEMAN, W.; BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.35, n.6, p.846-851, Dec. 1956.
18. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.
19. CAMPOS, E.A.; GUASTALDI, A.C.; PORTO NETO, S.T. Análise da microfenda axial em cavidades de classe V restauradas com resina composta e diferentes sistemas adesivos. Estudo pela microscopia eletrônica de varredura. **Rev. Odontol. UNESP**, São Paulo, v.28, n.2, p.429-439, jul./dez. 1999.

20. CARVALHO, R.M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper. Dent.**, Seattle, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Fev. 1996.
21. CAUGHMAN, W.F.; RUEGGERBERG, F.A.; CURTIS JR., J.W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.126, p.1280-1286, Sept. 1995.
22. CAUGHMAN, W.F.; RUEGGERBERG, F.A.; MOSS, L. In vitro intrapulpal temperature rise with a variety of light sources. **J. Dent. Res.**, Washington, DC, v.81, sp.iss. A, p.88, Mar. 2002. Abstract 509.
23. CHAIN, M.C. Como polimerizar uma resina composta. **Dental Gaúcho**, São Paulo, v.7, n.2, p.29-30, 2000.
24. CHAIN, M.C.; REBELATTO, C. Leds em odontologia: uma nova alternativa para fotoiniciação. **Dental Gaúcho**, São Paulo, v.9, n.2, p.27-29, 2002.
25. CHO, B.H. et al. Effect of interfacial bond quality on the direction of polymerization shrinkage flow in resin composite restorations. **Oper. Dent.**, Seattle, v.27, p.297-304, 2002.
26. CIUCCHI, B. et al. Volume of the internal gap formed under composite restorations in vitro. **J. Dent.**, Guildford, v.25, n.3-4, p.305-312, May/July 1997.
27. COELHO SANTOS, M.J.M.; SILVA E SOUZA JR., M.H.; MONDELLI, R.F.L. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **JBD - Jornal Brasileiro de Dentística & Estética**, Curitiba, v.1, n.1, p.14-21, jan./mar. 2002.

- 28.DAVIDSON, C.L. Resisting the curing contraction with adhesive composites. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v,55, n.4, p.446-447, Apr. 1986.
- 29.DAVIDSON, C.L. Activation energy, light sources and depth of cure. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ADHESION AND RECONSTRUCTION IN MODERN DENTISTRY, 3, 1999, S. Margherita Ligure. **Proceedings from the 3rd International Symposium**, S. Margherita Ligure, 1999, p.68-72.
- 30.DAVIDSON, C.L.; FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J. Dent.**, Guildford, v.25, n.6, p.435-440, Nov. 1997.
- 31.DAVIDSON-KABAN, S. et al. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. **Dent. Mater**, Copenhagen, v.13, n.5-6, p.344-352, Nov. 1997.
- 32.DENNISON, J.B. et al. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.84, n.5, p.499-505, Nov. 2000.
- 33.DUNN, W.J.; BUSH, A. C. Uma comparação da polimerização de resinas compostas através de aparelhos com LEDs (luz emitida por diodo) e aparelhos com luz halógena. **J. Am. Dent. Assoc.-Brasil**, São Paulo, v.5, p.142-148, maio/jun. 2002. Edição Brasileira.

- 34.FAN, P.L.et al. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.115, p.442-445, Sept. 1987.
- 35.FAN, P.L. et al. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.133, p.429-434, Apr. 2002.
- 36.FEILZER, A.J.; GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.66, n.11, p.1636-1639, Nov. 1987.
- 37.FEILZER, A.J. et al. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration - cavity interface. **Eur. J. Oral Sci.**, Cambridge, v.103, n.5, p.322-326, Oct. 1995.
- 38.FERNANDES, D.S.; CORBELLINI, C.; DEROSI, C.A. LEDS-Diodo emissor de luz uma nova opção em fotopolimerização. In: CONGRESSO CATARINENSE DE PROMOÇÃO DE SAÚDE BUCAL, 6, 2002/2004, Joinvile. **ANAIS – VI Congresso Catarinense de Promoção de Saúde Bucal**. Joinvile, 2002, p.40. Resumo 069.
- 39.FRIEDL, K.H. et al. Marginal adaption of class V restorations with and without "Softstart-Polymerization". **Oper. Dent.**, Seattle, v.25, n.1, p.26-32, Jan./Feb. 2000.

40. FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. **Dent. J.** Ottawa, v.34, p.49-53, Mar. 1998.
41. GEORGES, A.J.; MIGUEZ, P.A. Visible light-curing: Part II. **J. Esthet. Rest. Dent.**, Ontário, v.13, n.3, 2001.
42. GORACCI, G.; MORI, G.; DE`MARTINIS, L.C. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. **Quintessence Int.**, Illinois, v.27, n.5, p.355-362, 1996.
43. GORACCI, G. The effects of gradually activated polymerization on cavity bonding. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM – ADHESION AND RECONSTRUCTION IN MODERN DENTISTRY, 3, 1999, S. Marguerita Ligure. **Proceedings from the 3rd International Symposium – Adhesion and Reconstruction**, S. Marguerita Ligure, 1999, p.35-39.
44. HASEGAWA, T. et al. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v.26, n.4, p.389-395, July/Aug. 2001.
45. IRIE, M.; SUZUKI, K.; WATTS, D.C. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.18, n.3, p.203-210, May 2002.
46. JANDT, K.D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.1, p.41-47, Jan. 2000.

47. KANCA III, J. Clinical experience with PYRAMID™ stratified aggregate restorative and the VIP™ unit. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.25, p.67-72, Nov. 1999.
48. KANCA III, J.; SUH, B.I. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.12, n.3, p.107-112, June 1999.
49. KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations. Effected by increased flexibility. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.69, n.6, p.1240-1243, June 1990.
50. KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.64, n.6, p.658-664, Dec. 1990.
51. KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.6, p.586-591, June 2001.
52. KORAN, P.; KURSCHNER, R. Effect of sequential *versus* continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.11, n.1, p.17-22, Feb. 1998.

53. KUGEL, G.; TRUSHKOWSKY, R.D. Optimizing Esthetics and Reducing Shrinkage Stress in Posterior Direct Composites. **Restorative Quarterly**. Jamesburg, v.2, n.1, p.7-10, Sept. 1999.
54. KURACHI, C. **Estudo comparativo do laser, do led azul e da lâmpada convencional no processo de polimerização da resina composta dental**. 80f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2000.
55. KURACHI, C. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED - based devices. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n.4, p.309-315, July 2001.
56. LEINFELDER, K.F. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.126, p.663-676, May 1995.
57. LOGUERCIO, A. D. et al. Aparelhos de fotopolimerização e o comportamento clínico das restaurações. **JBC - Jornal Brasileiro de Odontologia Clínica**, Curitiba, v.2, n.8, p.23-31, mar./abr. 1998.
58. LOPES, G.C. et al. Efeito do Tempo e da Intensidade de Luz na Microinfiltração de Restaurações de Resina Composta. **JBC - Jornal Brasileiro de Odontologia Clínica**, Curitiba, v. 5, n.25, p.11-14, jan./fev. 2001.

59. MAGNANI, C. **Análise da microfenda axial em cavidades classe V restauradas com resina composta e polimerizadas com diferentes fontes de luz. Estudo pela microscopia eletrônica de varredura.** 126f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002.
60. MAZUR, R.F. et al. Microinfiltração marginal em cavidades classe V, com resina composta submetida a diferentes intensidades de luz. Revisão de literatura. **JBC – Jornal Brasileiro de Clínica Odontológica Integrada**, Curitiba, v.5, n.28, p.307-310, jul./ago. 2001.
61. MEDEIROS, I.S. et al. Nova fonte de luz para cura de resinas compostas à base de LEDs azuis: uma análise comparativa com a lâmpada halógena e o laser de argônio. In: ENCONTRO GBPD – GRUPO BRASILEIRO DE PROFESSORES DE DENTÍSTICA, 14, 2001, Belo Horizonte. **ANAIS – XIV Encontro do GBPD**, Belo Horizonte, 2001, p.70. Resumo 93.
62. MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K.-H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". **J. Dent.**, Guildford, v.25, n.3-4, p.321-330, May/July 1997.
63. MENIGA, A. et al. Blue superbrighth LED's as an alternative to Soft-start halogen curing unit. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.77, sp.iss. B, p.685, June 1998. Abstract 432.

64. MESQUITA, E. **Avaliação in vitro da influência do método de fotopolimerização por pulso retardado na resistência de união à tração da resina composta sobre a dentina.** 2000. 165f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2000.
65. MILLS, R.W. Blue light emitting diodes – another method of light curing? **Br. Dent. J.**, London, v.178, n.5, p.169, Mar. 1995.
66. MILLS, R.W.; JANDT, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br. Dent. J.**, London, v.186, n.8, p.388-391, Apr. 1999.
67. MORALES, L.P. Fotopolimerización: realidad actual. **Estética y Operatoria Dental.** Lima. v.1, p.84-85, abr. 2002.
68. New resin curing lights, high intensity vs. multi-mode intensity. CRA – Clinical Research Associates Newsletter. v.23, n. 5-6, p.1-6, May/June 1999.
69. NOMOTO, R.; HIRANO, S. Evaluation of Non-Tungsten-Halogen Light Curing Units. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.81, sp.iss. A, p.84, Mar. 2002. Abstract 473.
70. NOMURA, Y. et al. Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.63, n.2, p.209-213, Feb. 2002.

71. OBICI, A.C. et al. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. **Oper. Dent.**, Seattle, v.27, 192-198, Mar./Apr. 2002.
72. OTSUKI, M.; SENAWONGSE, P.; TAGAMI, J. Adaptation of class V composite restorations using four curing units. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.80, sp.iss. , p.591, Mar. 2001. Abstract 516.
73. PACHECO, J.F.M.; SENSI, L.G.; HIRATA, R. Contração e fotopolimerização das resinas compostas: abordagem clínica. **Estética Contemporânea**, Porto Alegre, n.3, p.13-19, 2002.
74. PARR, G. R.; RUEGGERBERG, F.A. Spectral Analysis of Commercial LED Dental Curing Lights. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.81, sp.iss. A, p.88, Mar. 2002. Abstract 507.
75. PASSETTI, A. et al. Análise de resinas compostas através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). **Jornal de Clínica em Odontologia**, Curitiba, v.1, n.4, p.53-58, 1998/1999.
76. POLONIATO, M. et al. Microleakage in composite restorations using pulse delay technique. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.81, sp.iss. A, p.245, Mar. 2002. Abstract 1879.
77. POULOS, J.G.; STYNER, D.L. Lâmpadas de polimerização: alterações no rendimento da intensidade com o tempo de trabalho. **Jornal de Clínica em Odontologia**, Curitiba, v.7, n.7, p.47-53, 1999/2000.

78. RASTELLI, A.N.S. **Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta, pela técnica trans-dental, utilizando-se três diferentes fontes de luz: halógena, laser de argônio e LEDs.** 2002. 186f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002.
79. RUEGGERBERG, F. Contemporary issues in photocuring. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n. 25, p.4-15, Nov. 1999.
80. RUEGGERBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F., CURTIS JR., J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper. Dent.**, Seattle, v.19, p.26-32, Jan./Feb. 1994.
81. SÁ, D.N.; GABRIELLI, F. Estudo da infiltração marginal em restaurações com amálgama. Efeito de liga, verniz e brunidura. **Rev. Fac. Farm. Odontol.**, Ribeirão Preto, v.16, n.1, p.53-62, jan./jun. 1979.
82. SAHAFI, A.; PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Effect of pulse-delay curing on in vitro wall-to-wall contraction of composite in dentin cavity preparations. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.5, p.295-296, Oct. 2001.
83. SAHAFI, A.; PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.3, p.145-147, June 2001.

- 84.SAKAGUCHI, R.L.; BERGE, H.X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. **J. Dent.**, Guildford, v.26, n.8, p.695-700, Nov. 1998.
- 85.SMALL, B.W. Effects of light intensity, time, and direction on gap formation of resin composite restorations. **Gen. Dent.**, Chicago, v.47, n.5, p.460-462, Sept./Oct. 1999.
- 86.SMALL, B.W. A review of devices used for photocuring resin-based composites. . **Gen. Dent.**, Chicago, v.49, n.5, p.457-460, Sept./Oct. 2001.
- 87.SOLOMON, C.S.; OSMAN, Y.I. Evaluating the efficacy of curing lights. **SADJ: Journal of the South African Dental Association**, Pretoria, v.54, n.8, p.357-362, Aug. 1999.
- 88.STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials**, Guildford, v.21, p.1379-1385, Mar. 2000.

89. SUH, B.I. Understanding and controlling the effect of polymerization shrinkage stress in composite restorations. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM – ADHESION AND RECONSTRUCTION IN MODERN DENTISTRY. 3, 1999. S. Margherita Ligure., **Proceedings from the 3rd International Symposium – Adhesion and Reconstruction in Modern Dentistry** S. Margherita Ligure, 1999. p.60-67.
90. SUH, B.I. et al. Reducing the residual strain in composites with the Pulse-Delay cure technique. **Restorative Quarterly**, Jamesburg, v.2, n.1, p.3-6, Sept. 1999.
91. SWIFT JR., E. J. Visible light-curing. **J. Esthet. Restorative Dent.**, Ontario, v.13, n.1, p.16-17, 2001.
92. TAIRA, M. et al. Analysis of photo-initiators in visible-light cured dental composite resins. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.67, n.1, p.24-28, Jan. 1988.
93. TARLE, Z. et al. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.25, n.6, p.436-442, June 1998.
94. TARLE, Z. et al. Temperature rise in composite samples cured by blue superbrighth light emitting diodes. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.77, sp.iss. B, p.686, June 1998. Abstract 433.

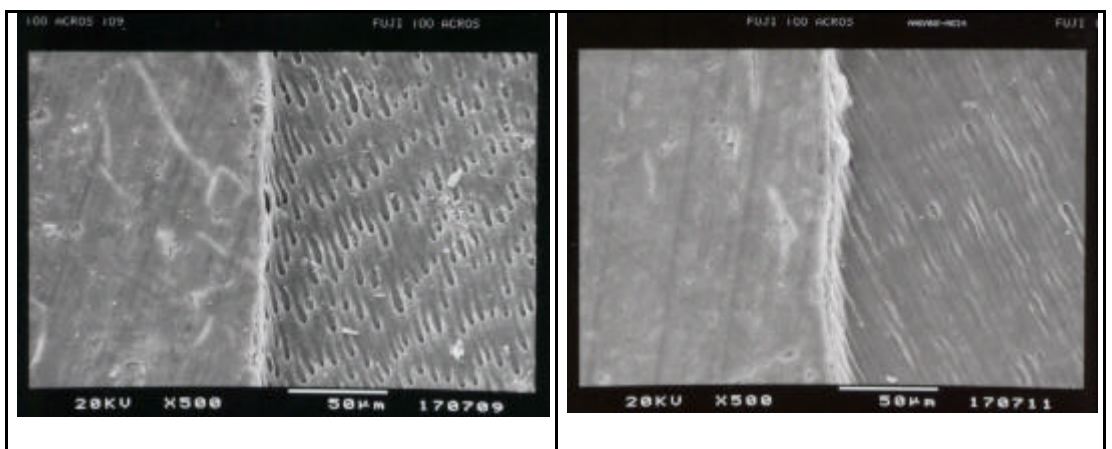
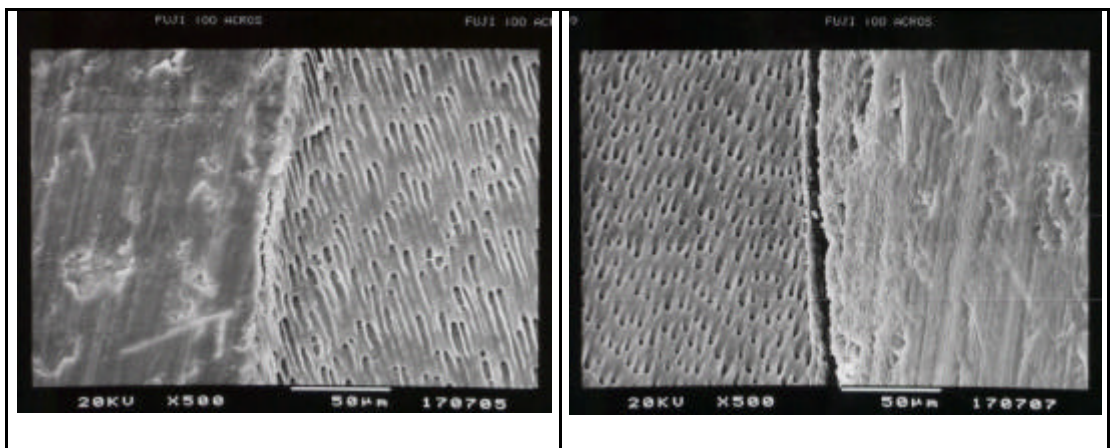
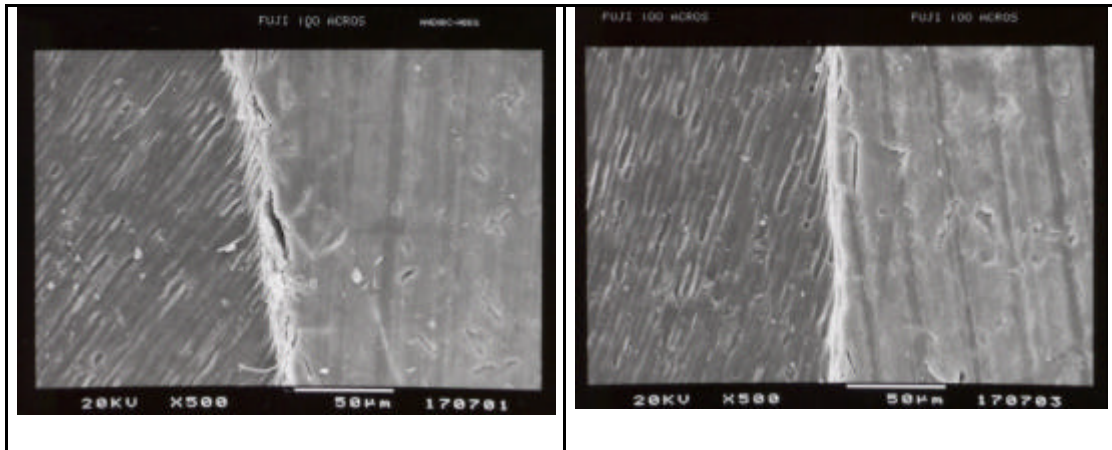
95. TARLE, Z. et al. Polymerization kinetics of composites cured by low intensity blue superbright LED's. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.78, sp.iss., p.395, Mar. 1999. Abstract 2319.
96. TONIOLI, M. et al. Depth of cure comparison of LED, Plasma Arc, and QTH curing lights. **J. Dent. Res.**, Washington,DC, v.81, sp.iss.A, p.86, Mar. 2002. Abstract 490.
97. TORSTENSON, B.; BRÄNNSTRÖM, M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. **Oper. Dent.**, Seattle, v.13, p.24-31, 1988.
98. **3M ESPE ELIPAR™ FREELIGHT** – Aparelho fotopolimerizador sem fio. New York, 2002. 60p. Perfil Técnico do Produto.
99. UNO, S. ; ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v.99, p.440-444, 1991.
100. UNTERBRINK, G.L.; MUESSNER, R. Influence of light intensity on two restorative systems. **J. Dent.**, Guildford, v.23, n.3, p.183-189, June 1995.
101. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Do dental composites always shrink toward the light? **J. Dent. Res.**, Washington,DC,Chicago, v.77, n.6, p.1435-1445, June 1998.

102. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D. Theoretical Considerations of Contraction Stress. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.25, p.524-532, Nov. 1999.
103. VIEIRA, G.F. et al. Análise da irradiação de diversos aparelhos fotopolimerizadores. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v.12, n.4, p.395-399, out./dez. 1998.
104. VINHA, D.; COELHO, M.T.; MAIA CAMPOS, G. Eficácia de alguns aparelhos geradores de luz visível na polimerização de resinas compostas. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v.47, n.4, p.10-13, jul./ago. 1990.
105. WHITTERS, C.J.; GIRKIN, J.M.; CAREY, J.J. Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. **Optics. Letters**, New York, v.24, n.1, p.67-68, Jan. 1999.
106. YAP, A.U.J.; SENEVIRATNE, C. Influence of Light Energy Density on Effectiveness of Composite Cure. **Oper. Dent.**, Seattle, v.26, n.5, p.425-528, Sept./Oct. 2001.
107. YAP, A.U.J.; NG, S.C.; SIOW, K.S. Soft-Start polymerization: influence on effectiveness of cure and Post-Gel Shrinkage. **Oper. Dent.**, Seattle, v.26, n.3, p.260-266, May/June 2001.
108. YAP, A.U.J.; SOH, M.S., SIOW, K.S. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. **Oper. Dent.**, Seattle, v.27, p.44-49, 2002.

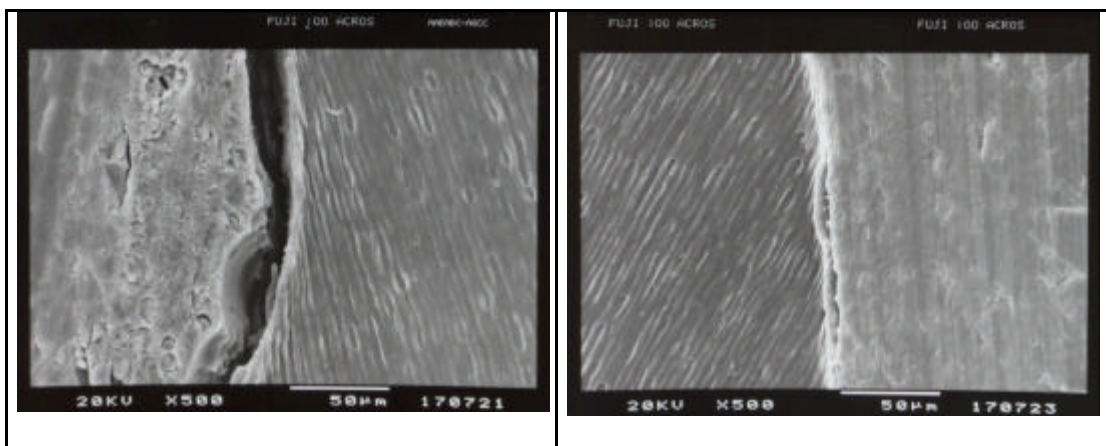
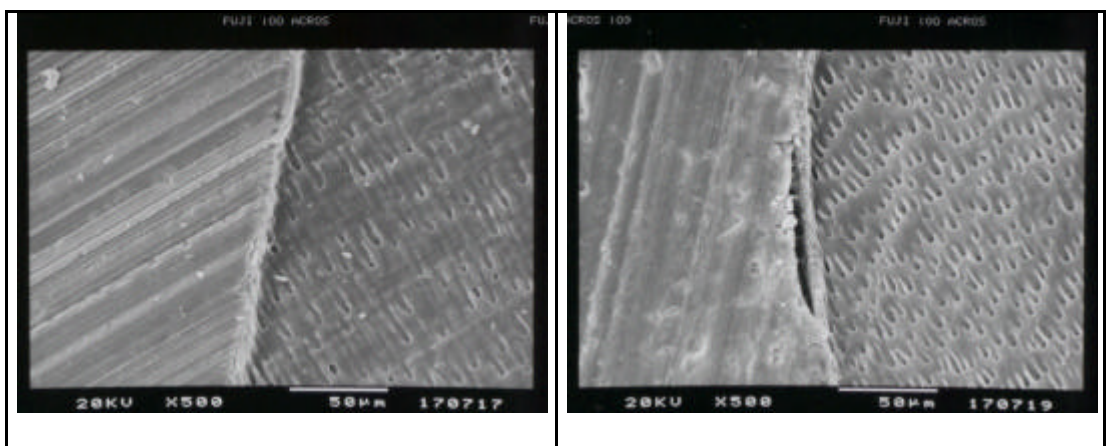
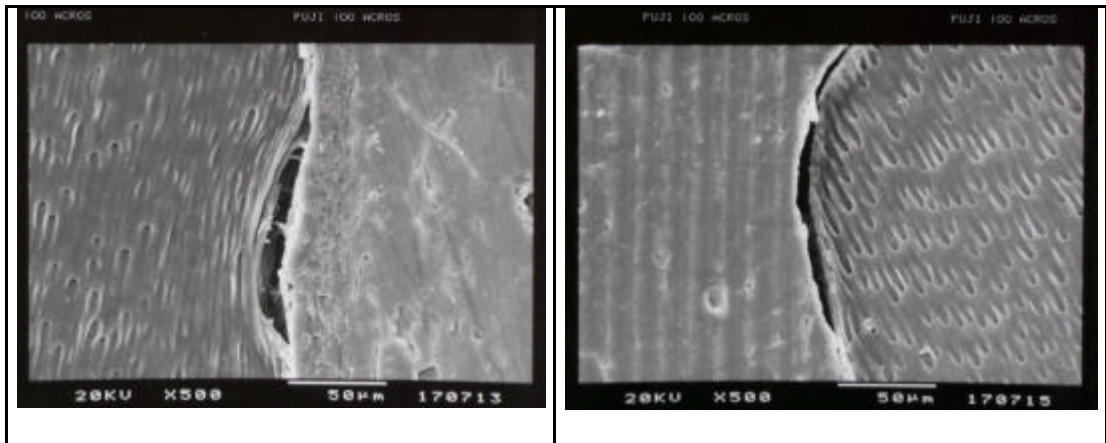
109. YAP, A.U.J.; SOH, M.S.; SIOW, K.S. Post-gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. **Oper. Dent.**, Seattle, v.27, n.1, p.81-87, Jan./Feb. 2002.

Anexos

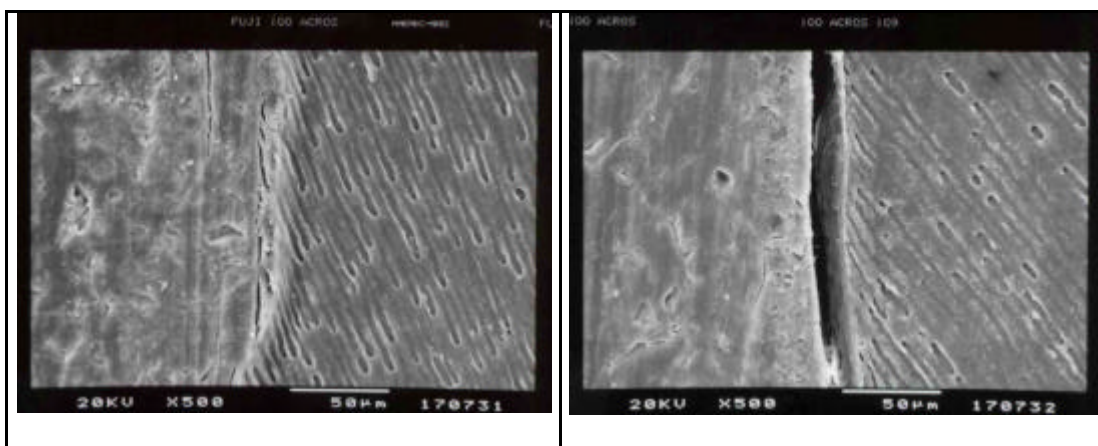
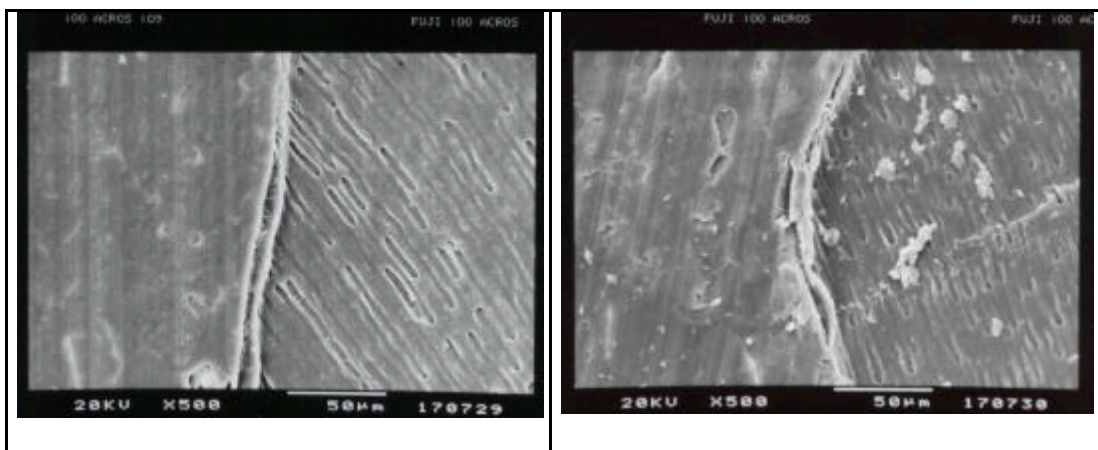
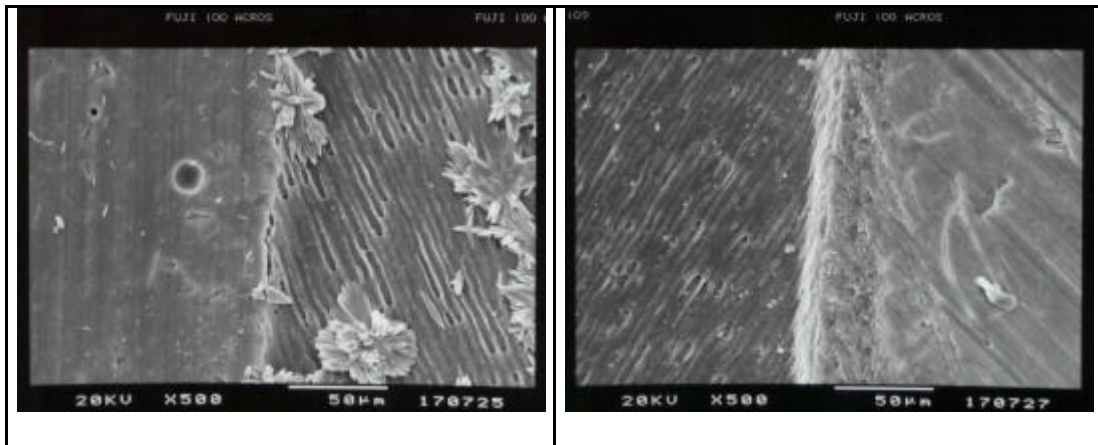
GRUPO I



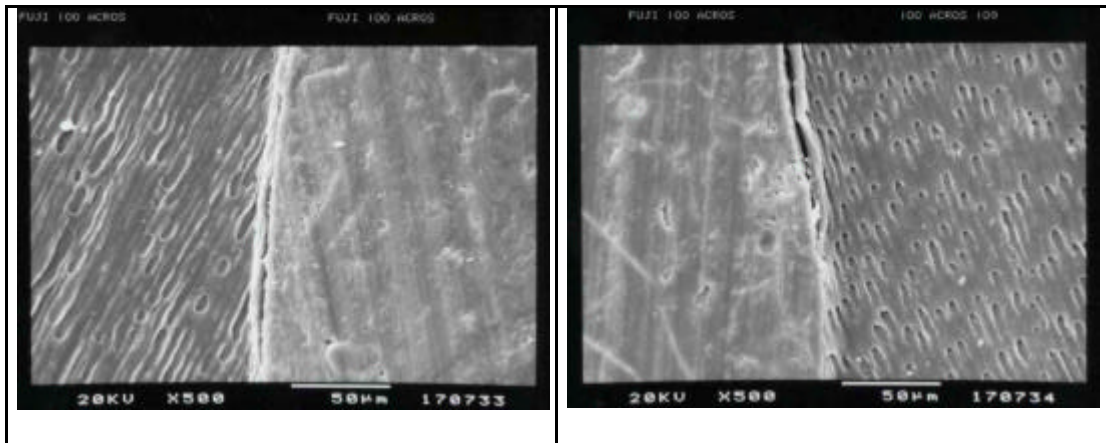
GRUPO I



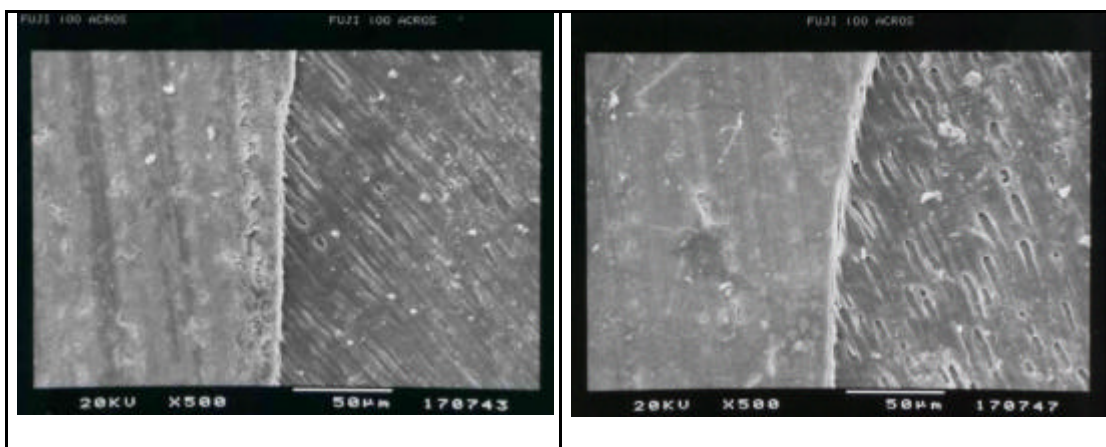
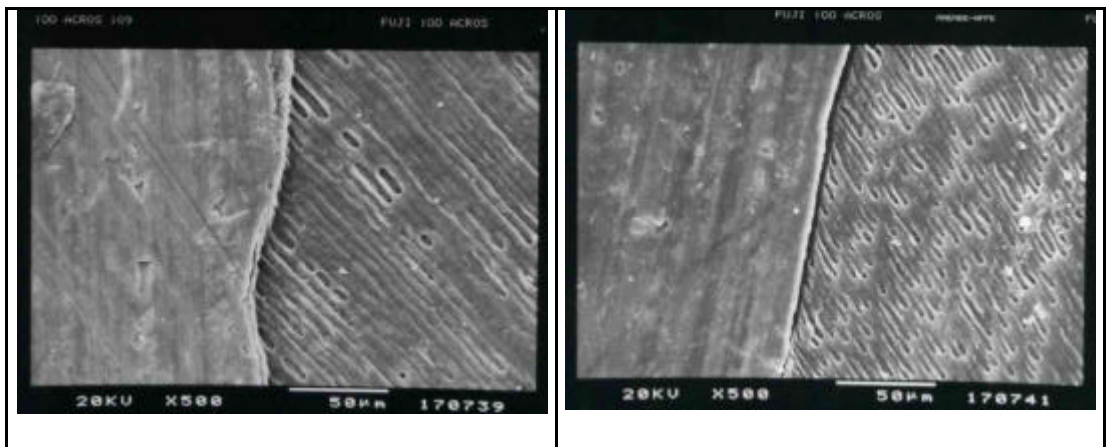
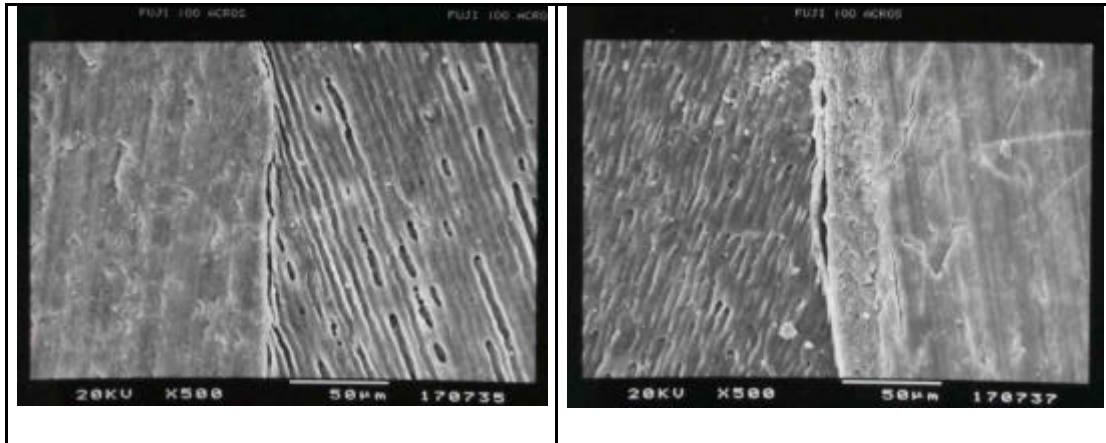
GRUPO I



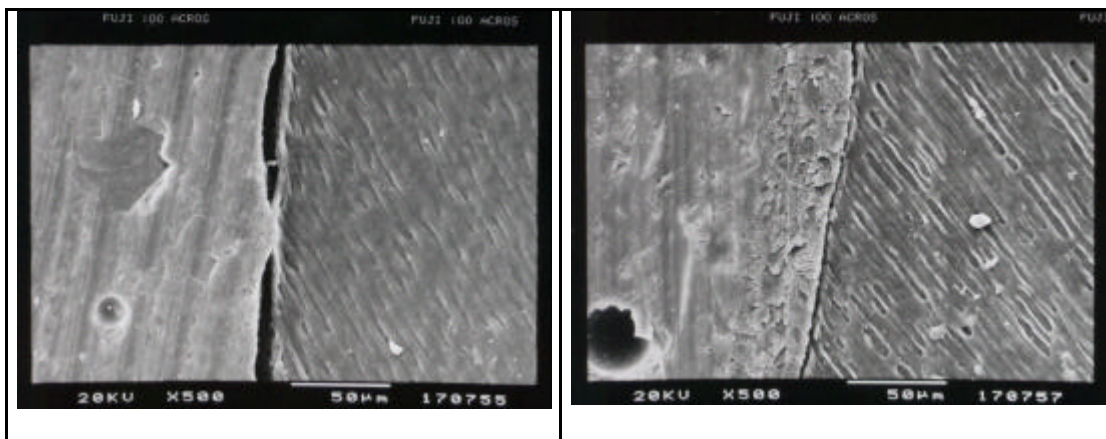
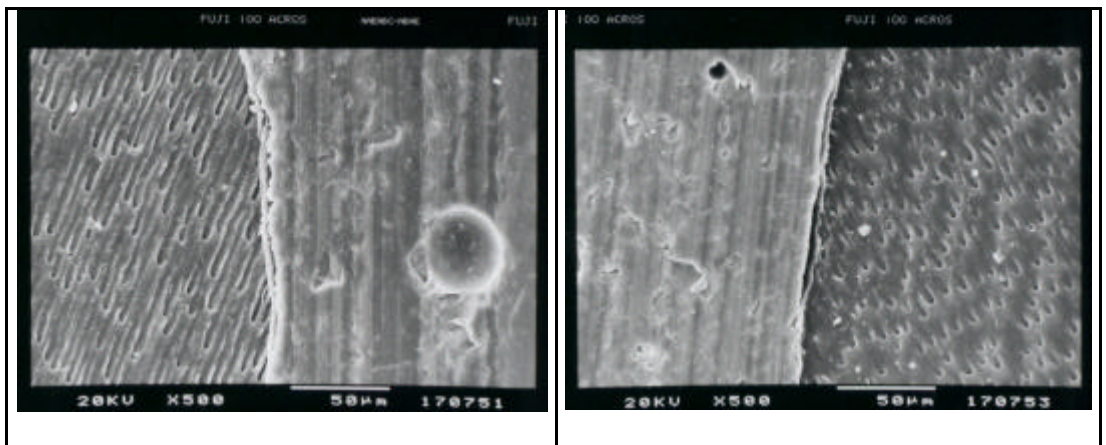
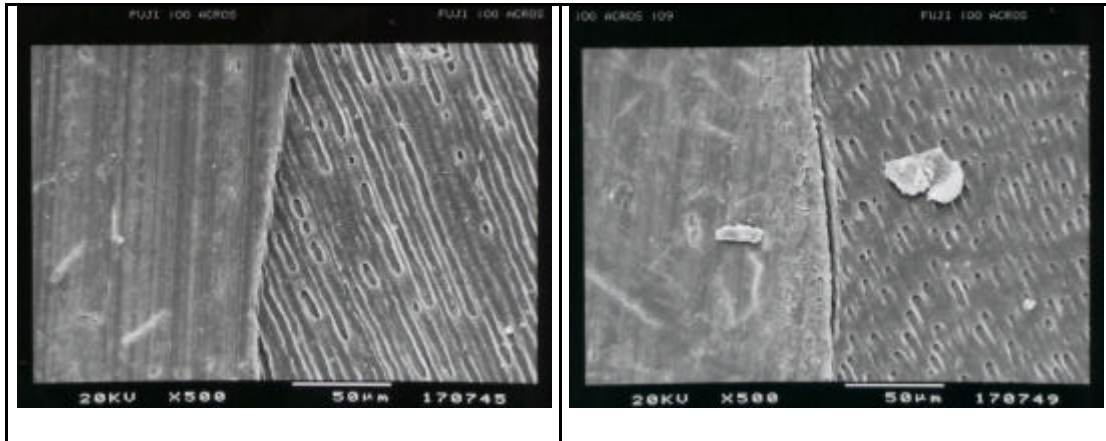
GRUPO I



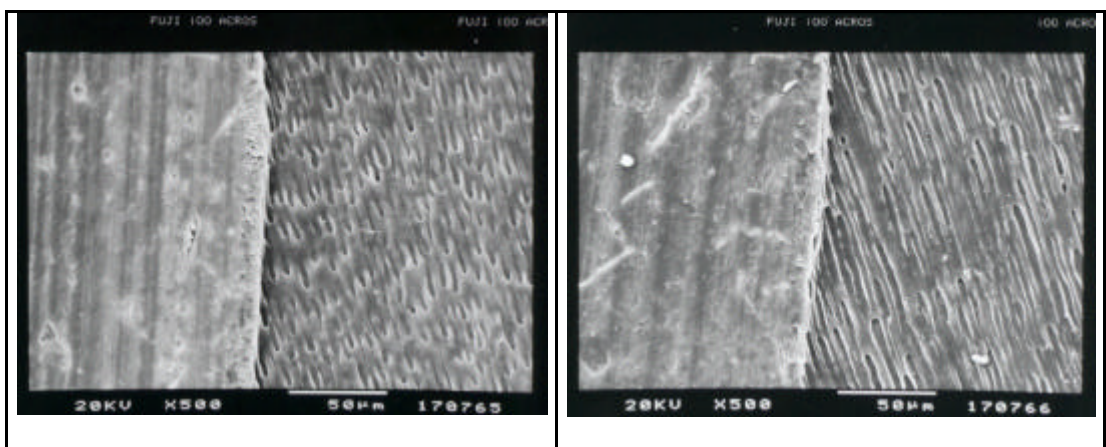
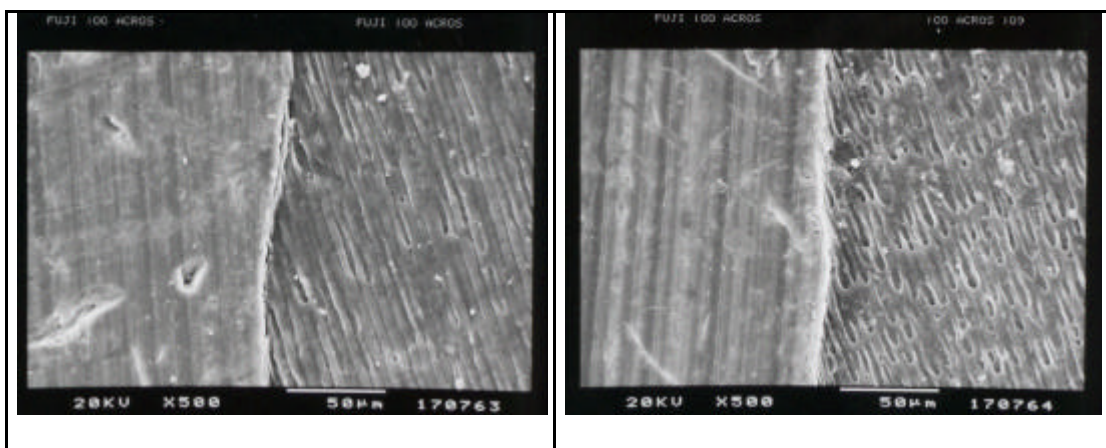
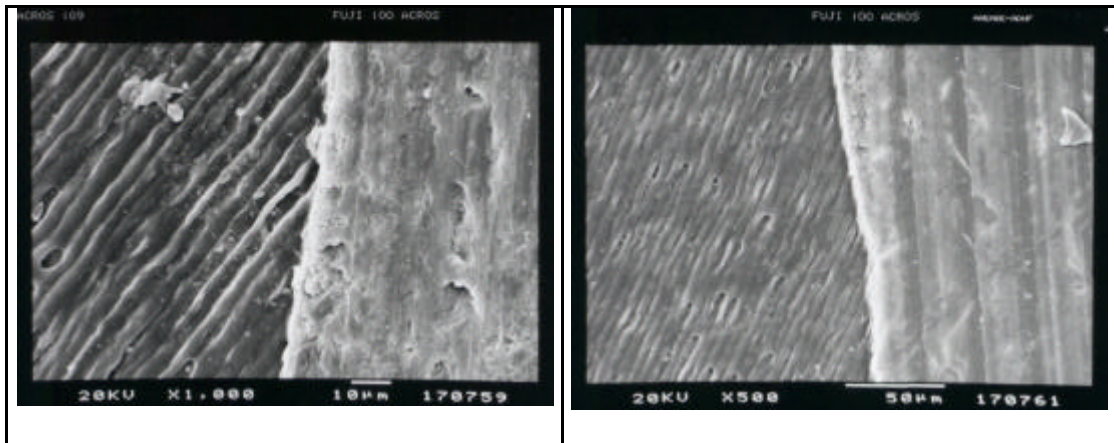
GRUPO II



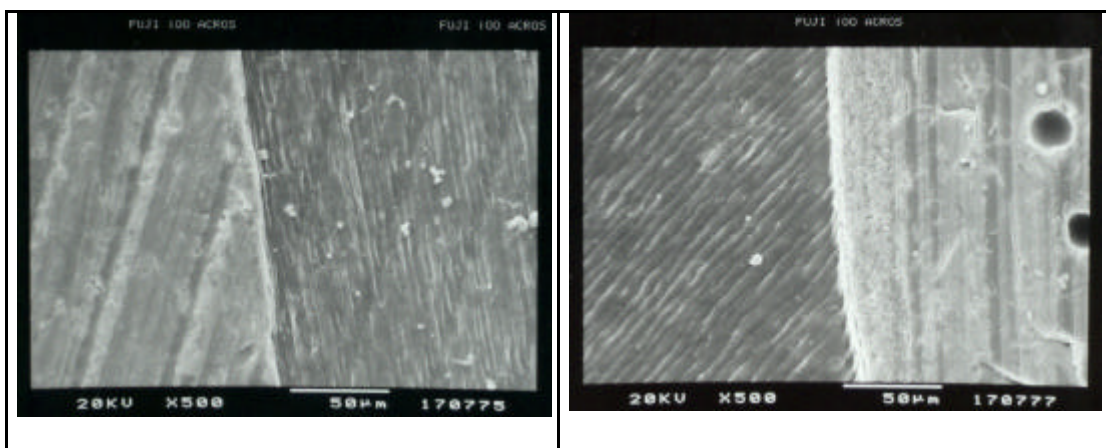
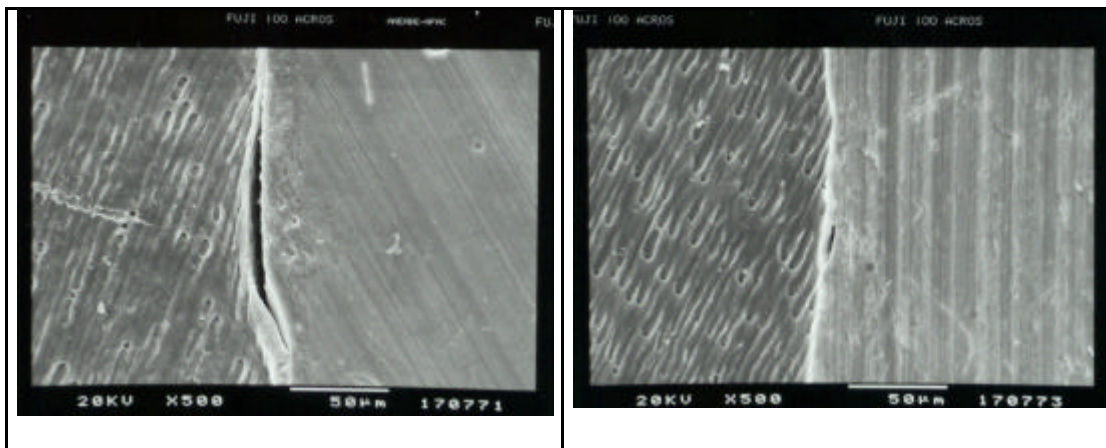
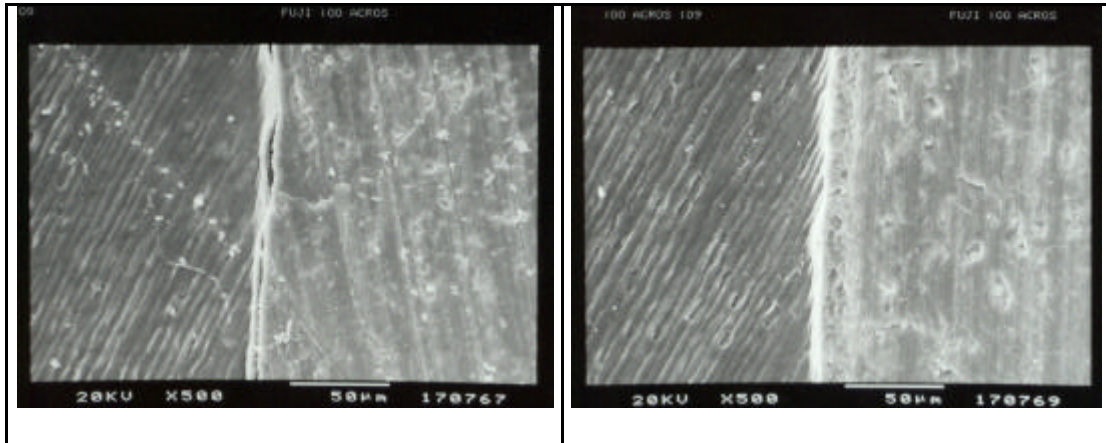
GRUPO II



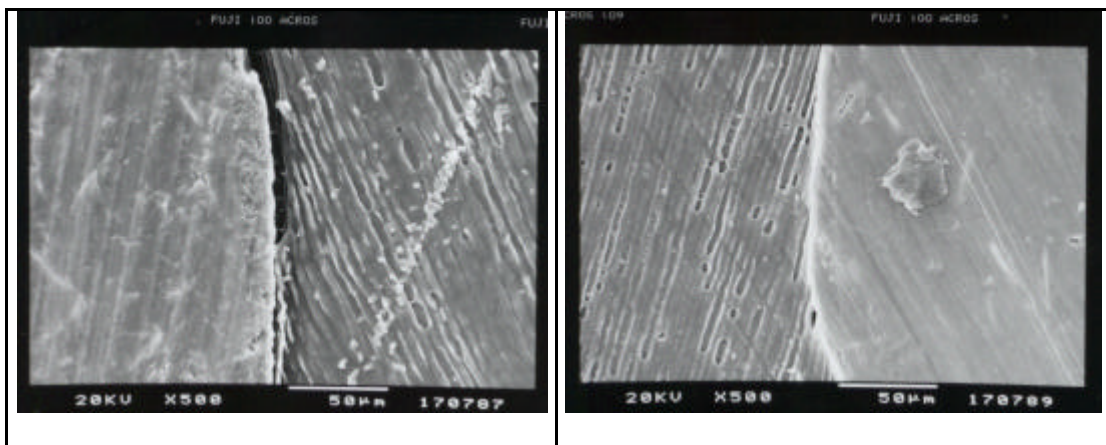
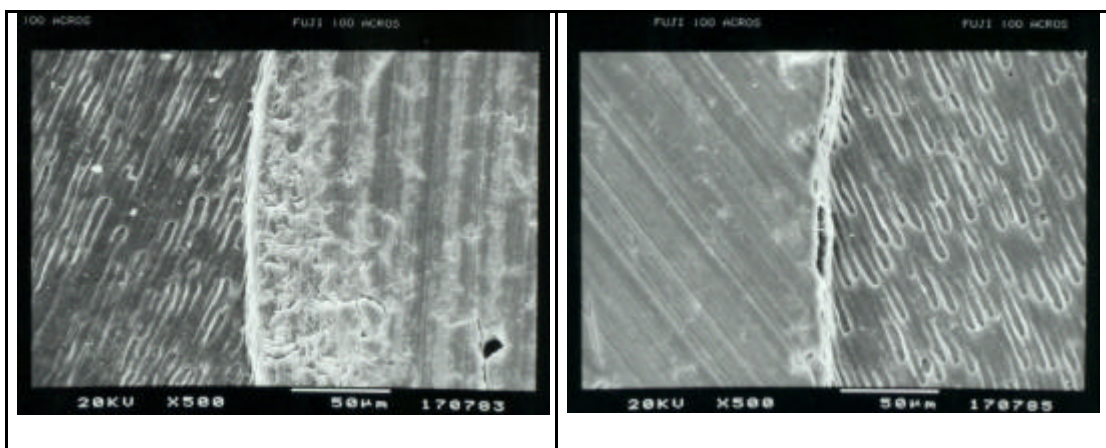
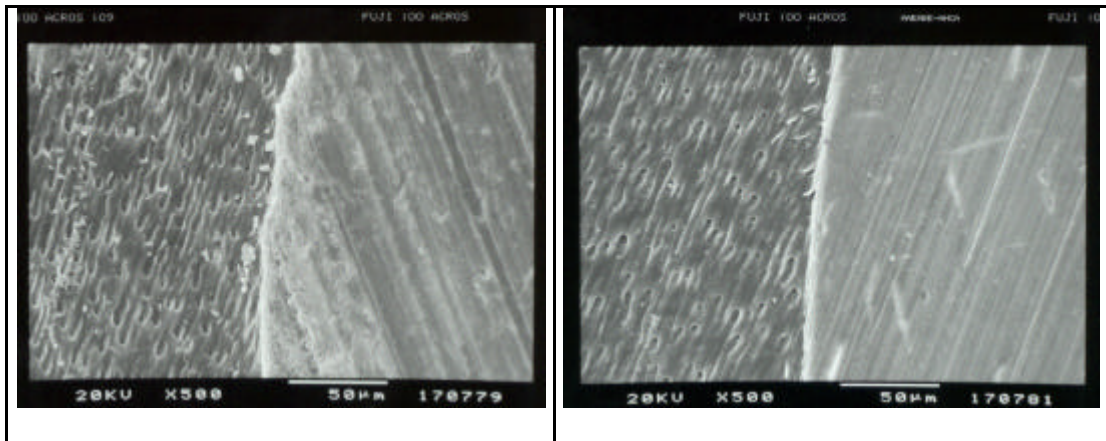
GRUPO II



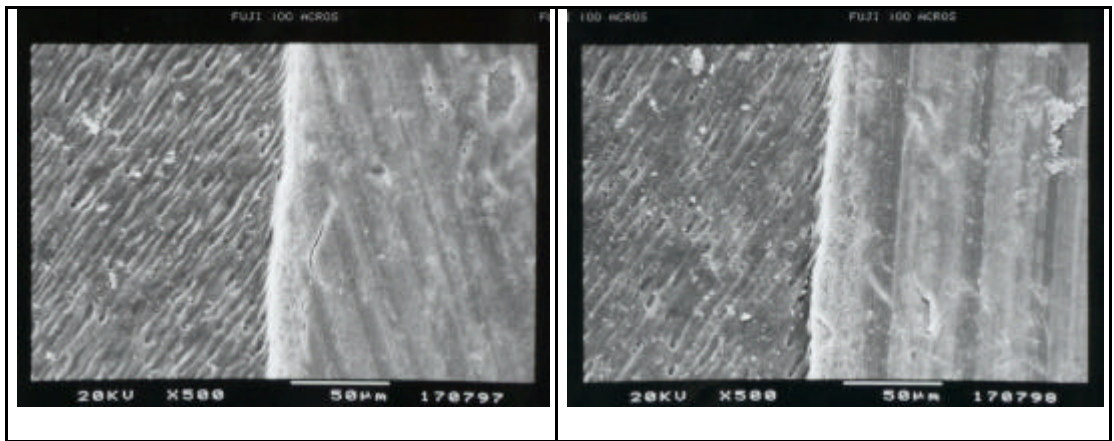
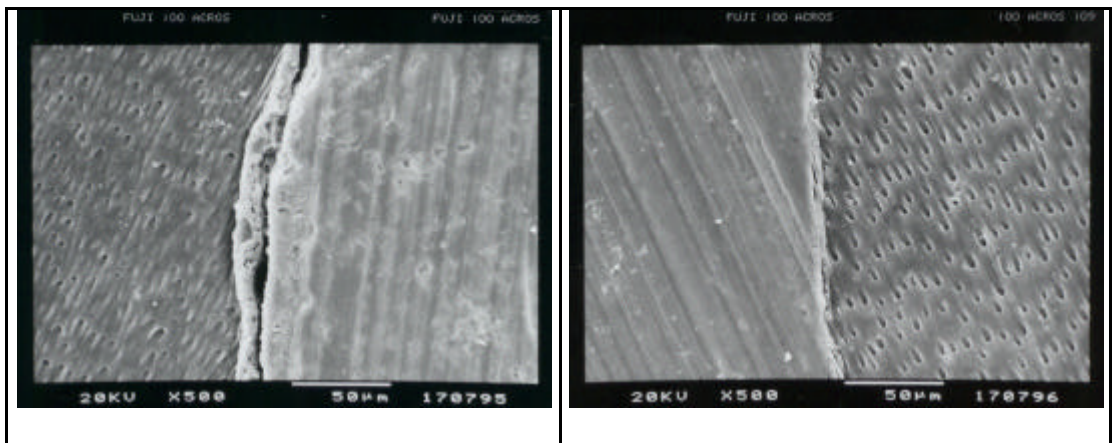
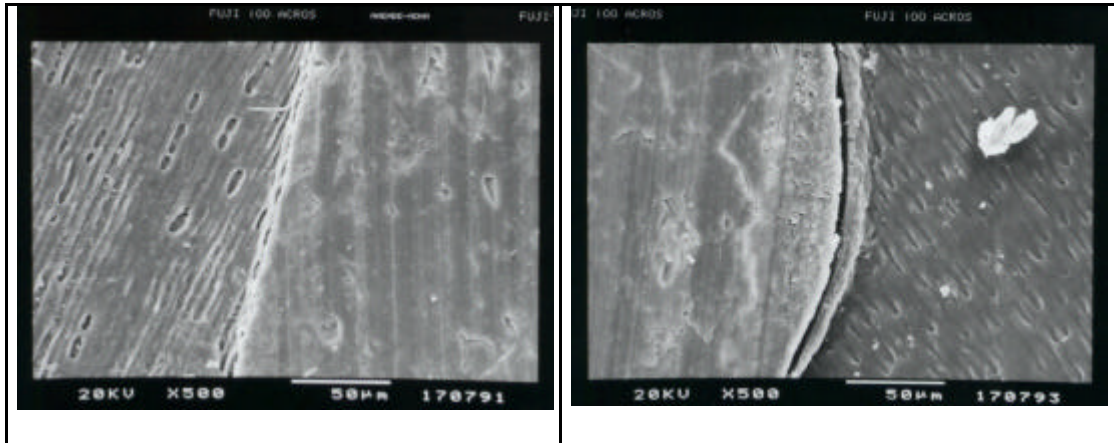
GRUPO III



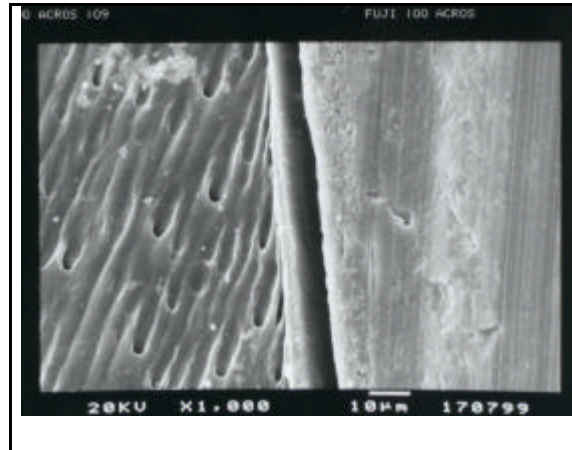
GRUPO III



GRUPO III



GRUPO III



GOMES, O.M.M. Análise “in vitro” da influência de três sistemas de fotopolimerização, através da MEV, na amplitude de fendas axiais em cavidades classe V restauradas com resina composta. Araraquara, 2003. 195 p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

A contração de polimerização é ainda o maior problema das restaurações de resina composta fotopolimerizável, causando a formação de fendas marginais. O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a formação de fendas axiais em restaurações de resina composta classe V usando três diferentes sistemas de fotopolimerização. Cavidades padronizadas foram executadas nas faces vestibular e lingual de trinta terceiros molares humanos, com margens localizadas abaixo da junção cimento/esmalte. Resina composta foi inserida em dois incrementos usando sistema restaurador Filtek A 110 (3M) e Single Bond (3M). Resina composta foi fotopolimerizada usando três sistemas de fotopolimerização: Grupo I: Quartzo tungstênio halogênio (QTH) convencional (dois incrementos com 20 seg – 600 mW/cm² – Optilux 401 Demetron); grupo II: QTH pulso tardio (primeiro incremento com 3 seg – 200 mW/cm² + 3 min período de espera + 20 seg – 600 mW/cm² e segundo incremento com 20 seg – 600 mW/cm² VIPTM Bisco); grupo III: Diodo emissor de luz azul – LEDs (dois incrementos com 20 seg – 400 mW/cm² – EliparTM FreeLight - 3M ESPE). Em seguida, os dentes foram colocados em água destilada a 37°C durante 24 horas; e as restaurações foram polidas. Os dentes foram submetidos a ciclagem térmica por ciclos à 10°C ± 2°C e 50°C ± 2°C, com um tempo de permanência de 15 segundos em cada temperatura, realizando um total de 500 ciclos. Os dentes foram seccionados vestibulo-lingualmente através de cada restauração sob constante refrigeração. A extensão da fenda entre a parede axial e o material restaurador foi observada sob MEV a 500X. Os valores médios da amplitude foram: GI 3.61 ± 5.08 µm; GII 1.12 ± 1.77 µm e GIII

1.46 ± 2.73 μm. Os dados foram analisados através do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e o teste de comparações múltiplas de Dunn, onde o grupo II demonstrou menores valores, seguido pelo grupo III e grupo I. O grupo I demonstrou os maiores valores de largura das fendas. Fendas foram observadas em todos os grupos. Entre os sistemas de fotopolimerização utilizados no estudo, o grupo II apresentou o melhor desempenho.

Palavras-chave: Resina composta; fotopolimerização.

GOMES, O.M.M. *In Vitro Evaluation of Gap Formation in Axial Wall of Class V Composite Restorations Using Three Different Photocuring Technique*. Araraquara, 2003. 195 p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

Polymerization shrinkage causing marginal gap formation is still a major problem in light curing restorations. The aim of this in vitro study was evaluate the gap formation in axial wall of class V resin composite restorations using three different photocuring technique. Standard cavities were prepared on the buccal and lingual surfaces of 30 human third molars with margins located below the cemento-enamel junction. Resin was inserted in two increments using the restorative system Filtek A110 (3M) and Single Bond (3M). Resin composite were photocured using three polymerization techniques: Group I: Quartz tungsten halogen (QTH) convencional (two increments with 20 sec – 600 mW/cm² – Optilux 401 Demetron); group II: QTH pulse delay (first increment with 3 sec – 200 mW/cm² + 3 min waiting period + 20 sec – 600 mW/cm² and second increment with 20 sec – 600 mW/cm² VIPTM Bisco); group III: light emitting diode (LEDs) two increments with 20 sec – 400 mW/cm² – EliparTM FreeLight 3M-ESPE). Before finish and polishing, samples were stored in destiled water at 37°C for 24 hours. The teeth were termocycled for 500 cycles (10° C ± 2° C and 50° C ± 2° C) with a dwell time of 15 seconds. The teeth were sectioned buccolingually through each restoration under constant refrigeration. The extend of gaps between the axial dentine wall and the restorative material was assessed under SEM at X500. Results:

the mean and range values were as follows: GI $3.61 \pm 5.08 \mu\text{m}$; GII $1.12 \pm 1.77 \mu\text{m}$ and GIII $1.46 \pm 2.73 \mu\text{m}$. The data were analyzed by Kruskal-Wallis and Dunn Tests. Group II showed lower values, followed by group III and group I. Group I showed higher values of gaps. Gaps were observed in all groups. Among polymerization technique used in the study, the group II presented the best performance.

Keywords: Composite resins; photocuring.