**AVALIAÇÃO COMPARATIVA POR TRÊS MÉTODOS DIFERENTES
DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS
COMPOSTAS: MICROHÍBRIDA, NANOPARTÍCULAS E ORMOCER.**

ROSANA APARECIDA PEREIRA

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Bauru, da Universidade de São
Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre
em Odontologia, Área de
concentração: Dentística – opção
Materiais Dentários.
(Edição Revisada)

**BAURU
2005**

**AVALIAÇÃO COMPARATIVA POR TRÊS MÉTODOS DIFERENTES
DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS
COMPOSTAS: MICROHÍBRIDA, NANOPARTÍCULAS E ORMOCER.**

ROSANA APARECIDA PEREIRA

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Bauru, da Universidade de São
Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre
em Odontologia, Área de
concentração: Dentística – opção
Materiais Dentários.
(Edição Revisada)

Orientador: Prof. Dr. Paulo
Amarante de Araujo

**BAURU
2005**

P414a	<p>Pereira, Rosana Aparecida</p> <p>Avaliação comparativa por três métodos diferentes da contração de polimerização de resinas compostas: Microhíbrida, Nanopartículas eOrmocer. / Rosana Aparecida Pereira – Bauru, 2005.</p> <p>XV, 110 p. : il, 29,7 cm</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Paulo Amarante de Araújo</p>
-------	--

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Comitê de Ética da FOB: Não houve necessidade de aprovação.

No. do Protocolo:

Data:

ROSANA APARECIDA PEREIRA

08 de março de 1970
Pirajuí, São Paulo

Nascimento

Filiação

Antonio Felisbino Pereira
Maria Cristina Barbado Pereira

1994 - 1999

Graduação – Faculdade Inca Garcilaso
de La Vega. Lima - Perú.

2003 -2005

Curso de Pós Graduação na área de
Dentística, opção Materiais Dentários
em nível de Mestrado, na Faculdade
de Odontologia de Bauru, USP.

Dedicatória

DEDICATÓRIA

A DEUS

Por dar-me a vida, estar sempre presente, me cuidando, dando forças para seguir adiante, por tudo que tenho e sou.

A MEUS PAIS: ANTONIO E MARIA CRISTINA

Por tudo, me conceber, me cuidar desde meu nascimento, dar apoio, esperança, segurança, ensinar-me tantas coisas, e o que é mais importante dar-me sempre muito amor.

A MEU IRMÃO CLÁUDIO†

Por todos os momentos que passamos juntos, os quais sempre estarão guardados em minha memória.

A MEUS FILHOS: MELISSA E BRUNO

Por encher minha vida de alegria e felicidade.

A MEU ESPOSO JUAN

Por todo amor e carinho que sempre recebi.

*“E o rio corre sozinho....Vai seguindo seu caminho.
Não precisa ser empurrado. Pára um pouquinho no remanso. Apressa-se nas
cachoeiras.
Sabe que não há um ponto de chegada e seu caminho é seguir em frente.
È vitorioso, abraçando outros rios.
O mar é a sua realização.
È ter feito a caminhada.*

*A vida é como um rio.
Por que apressar?
Por que empurrar a vida?
Por que chegar antes de se partir?*

*Toda natureza não tem pressa. Vai seguindo o seu caminho.
Assim é a árvore, assim são os animais. Tudo que é apressado perde o gosto e o
sentido. Tudo tem seu tempo.*

*Não importa ter nascido a mil ou a um quilômetro do mar.
Importante é chegar ao mar.
Importante é dizer que cheguei! E porque cheguei, sinto-me realizado”.*

***Se não houver frutos, valeu a beleza das flores;
Se não houver flores, valeu a sombra das folhas;
Se não houver folhas, valeu a intenção da semente”.***

(Henfil)

Agradecimentos

Ao PROFESSOR Dr. PAULO AMARANTE DE ARAÚJO meu orientador, agradeço pelo apoio que recebi durante todo o curso, por sua constante orientação, sempre ajudando nos momentos precisos, sempre com carinho e dedicação, me transmitiu muito conhecimento. Tenho certeza de que em nossa convivência aprendi mais do que foi exigido para completar este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao PROFESSOR DR. PAULO AFONSO SILVEIRA FRANCISCONI te agradeço por ensina-me muitas coisas sobre a odontologia e como ser um exemplo de pessoa, com tanta bondade, como poucas que já conheci.

Ao PROFESSOR DR. CÉSAR ANTUNES DE FREITAS por receber-me com carinho no departamento desde o primeiro dia, ensinando-me, ajudando-me e sempre com muita dedicação e compreensão, aprendi buscar o porque das coisas, meus sinceros agradecimentos.

Ao PROFESSOR DR. JOSÉ ROBERTO PEREIRA LAURIS pela orientação estatística e ajuda incondicional durante a realização de meus estudos.

Ao PROFESSOR DR. JUAN CARLOS CASTAÑEDA-ESPINOSA, por toda ajuda concedida, pela orientação brilhante em muitos aspectos deste trabalho, sem as quais não seria possível de ser realizado.

Ao PROFESSOR DR. RICARDO MARINS DE CARVALHO, agradeço pela amizade e observações precisas em muitos aspectos na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **JOSÉ MONDELLI**, pelo modo que me acolheu em Bauru, com amizade, sinceridade, humanidade, pela grande liberdade de diálogo, por ter tido paciência comigo, sempre me recebendo em sua sala com solicitude e educação. A sua transparência, honestidade, responsabilidade, humildade e capacidade,

Meu respeito e agradecimento pelo professor, pesquisador e pela pessoa especial que é.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru (USP)**, pelas condições oferecidas para execução deste trabalho, na pessoa de sua Diretora **Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro**.

Ao Presidente da Comissão de Pós Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, **Prof. Dr. José Carlos Pereira**.

Aos Professores da área de Dentística, **Doutores Aquira Ishikiriama; Carlos Eduardo Francischone; Eduardo Batista Franco; José Carlos Pereira; José Mondelli; Maria Fidela de Lima Navarro; Maria Tereza Atta A. Bastos; Rafael F. Lia Mondelli; e Ricardo Marins de Carvalho**, os quais são exemplos para mim de verdadeiros mestres e pesquisadores.

“O pensamento mais elevado é sempre aquele que trás alegria. As palavras mais claras são aquelas que trazem a verdade. O sentimento maior é aquele chamado amor. Alegria, verdade e amor. Os três são intercambiáveis, e cada um leva sempre aos outros. Não importa em que ordem se encontrem.”

Neale Donald Walsch.

Ao **Alcides Urias da Costa, Lourisvalda de Jesus Celestino, Sandra Cléa Pirola Azzuaga, Aldivina Mendes da Silva**, por ter me recebido com muito carinho no departamento de materiais dentários, terem me ajudado de maneira incondicional, ter me dado muitos momentos de alegria nesta convivência de quase todos os dias. Aprendi muito de vocês, os considero minha segunda família.

Aos amigos do Curso de Pós graduação **Adilson, Adriana, Ana Carolina, Anderson, Anuradha, Cecília, Cristiane, Dani, Débora, Diego, Émersom André, Fabiane, Gregori, Humberto, Juliana, Leo, Linda, Luisa, Miguel, Mônica, Patrícia, Rosa, Safira, Ticiane, Sérgio, Tiago, Willian**, pelo companheirismo pela amizade e carinho.

Aos colegas de Turma **Odirlei Arruda Malaspina, Carla Giannini, Carla Porto, Juliana Cefaly Ranieri e Vera Aun Penteado**, pelas horas agradáveis que passamos juntos, incentivos, amizade, carinho, vocês jamais serão esquecidos.

Ao **Renato Cilli**, pela ajuda que me proporcionou toda vez que necessitei para a realização desse trabalho, com o computador, busca de artigos, fotos, manejar máquinas de ensaios, e muito mais, sempre com grande simpatia e com boa vontade. Não tenho palavras para agradece-te Renato.

Aos Amigos do Departamento de Dentística, **Nelson Queirós, Rita Capocci dos Santos e Ângela Maria Amantini**, sempre dispostos a ajudar-me, meus sinceros agradecimentos.

Aos amigos **Vicente e Rosana**, pelas horas agradáveis que passamos juntos. Vocês sempre estarão no meu coração. .

SUMÁRIO

	página
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	x
LISTA DE TABELAS	xi
LISTA DE FIGURAS	xii
RESUMO	xv
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	5
3. PROPOSIÇÃO	51
4. MATERIAL E MÉTODO	52
5. RESULTADOS	66
6. DISCUSSÃO	77
7. CONCLUSÃO	91
8. ANEXOS	92
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99
<i>ABSTRACT</i>	109

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A.D.A	American Dental Association
ANOVA	Análise de variância
Å	Unidade de medida: Angstrom
Bis-EMA	Bisfenol A. poli etilenoglicol diéter dimetacrilato
Bis-GMA	Bisfenol-A diglicidil metacrilato
et al.	e colaboradores
Fig.	figura
Figs.	figuras
GPa	Unidade de força-Giga Pascal
HEMA	2-hidroxietilmetacrilato
ISO	International Organization for Standardization
kgf	unidade de força: quilograma-força
kV	unidade de voltagem: quilovolts
m	unidade de comprimento: metro
mm	unidade de comprimento: milímetro
mm ²	unidade de área: milímetro-quadrado
mm ³	unidade de área: milímetro-cúbico
MPa	unidade de força: Mega-Pascal
mW/cm ²	unidade de potência luminosa: miliwatt por centímetro quadrado
N	Unidade de força: Newton
nm	unidade de comprimento: nanômetro
Obs.	observação
p	nível de confiabilidade estatística
TEGDMA	tetraetilenoglicoldimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato

α	nível de significância estatística
X	número de vezes (aumento)
%	por cento
μm	unidade de comprimento: micrômetro
$^{\circ}\text{C}$	unidade de temperatura: graus Celsius

LISTA DE TABELAS

	página
Tabela 4.1: Resinas compostas e adesivos correspondentes	53
Tabela 5.1: Média (Newton), desvio padrão, coeficiente de variação e análise estatística de variância das forças máximas registradas durante o período avaliado para as resinas Filtek Z250, Filtek Supreme, Admira e Grandio.	69
Tabela 5.2: Média (%), desvio padrão (%) e análise estatística de variância a um critério das fendas marginais, resultado da contração linear das resinas: Filtek Z250, Filtek Supreme, Admira e Grandio.	70
Tabela 5.3: Média (%), desvio padrão e análise estatística de variância das resinas: Filtek Z250, Filtek Supreme, Admira e Grandio.	73
Tabela 5.4: Médias dos valores obtidos nos diferentes métodos.	76

LISTA DE FIGURAS.

	página
Fig. 4.1: Resinas compostas: (Filtek Z250, Filtek Supreme, Admira e Grandio) e adesivos (Single Bond, Admira Bond, Solobond).	54
Fig. 4.2: Mesa de trabalho com máquina de ensaio Emic conectada ao computador.	55
Fig. 4.3: A) Máquina de ensaios Emic com as bases de aço em posição, B) Vista aproximada do extremo cilíndrico das bases e separação de 1mm entre elas para aplicação da resina composta.	56
Fig. 4.4: Desenho da montagem e dimensões do espaço entre as bases (A=6 mm de largura, B=1mm de altura, C=2 mm de profundidade).	57
Fig. 4.5: A) Corpo-de-prova de resina composta moldada na forma das bases de aço. B) Corpo-de-prova de resina composta pronto para fotoativação e avaliação.	58
Fig. 4.6: Corpo-de-prova de resina composta sendo fotoativada.	58
Fig. 4.7: Matriz de teflon com cavidade retangular (com ângulos arredondados) interna (12 x 5 x 2 mm).	60
Fig. 4.8: a) Matriz de teflon interposta por tiras de poliésteres e lâminas de vidro para microscopia b) Fotoativação da resina composta.	61
Fig 4.9: Foto microscópio Carls Zeiss, Germany – N° 58419.	62
Fig. 4.10: Dente preparado com sua cavidade em dentina.	63
Fig. 4.11: a) Dente com a matriz de poliéster e lâmina de vidro para microscopia b) fotoativação da resina composta.	65
Fig. 5.1: Curva força-tempo do comportamento médio mostrado por cada um dos quatro grupos avaliados (Azul – Filtek Z250, marron –	68

Filtek Supreme, vermelho – Admira, verde – Grandio).

Fig. 5.2: Valores médios das forças máximas.. 69

Fig. 5.3: Valores médios das fendas marginais (%) da contração linear livre. 71

Fig. 5.4: Foto micrografias mostrando as fendas marginais (resina/teflon), resultado da contração linear livre das resinas: a) Filtek Z250, b) Filtek Supreme, c) Admira e d) Grandio. 72

Fig. 5.5: Valores médios da fenda marginal (μm) da contração “parede a parede”. 74

Fig. 5.6: Foto micrografias das fendas marginais, resultado da contração de polimerização “parede a parede”, ocorridas entre dentina e resinas compostas: a) Filtek Z250, b) Filtek Supreme, c) Admira e d) Grandio. 75

Fig. 6.1: Esquema da direção de contração de polimerização. 84

Fig. 6.2: Esquema da contração parede a parede. 85

Resumo

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi avaliar a contração de polimerização de quatro resinas compostas: Filtek Z250 (3M/ESPE), Filtek Supreme (3M/ESPE), Admira (Voco), Grandio (Voco), polimerizadas por fonte de luz halógena convencional. A avaliação realizou-se utilizando três metodologias diferentes. A primeira obtida em uma máquina de ensaios. Foram confeccionadas duas bases idênticas de metal de forma retangular. Estas bases foram colocadas paralelas na máquina, uma delas conectada ao braço móvel da máquina de ensaios e a outra ao braço fixo. A resina composta foi introduzida dentro do espaço de 1mm entre as duas bases (fator de configuração 1.5). O programa de computador manteve a máquina imóvel, medindo as forças transmitidas pelo material durante a presa desde o início da ativação até 120 segundos, mesmo depois de terminada a fotoativação. A segunda metodologia avaliou a contração linear livre da resina em uma matriz de teflon com uma cavidade interna retangular com os ângulos arredondados medindo 12 mm de comprimento, 5 mm de largura e 2 mm de profundidade. A resina foi condensada nessa cavidade e fotoativada. Após a polimerização calculou-se a contração linear do corpo de prova. A terceira metodologia avaliou a contração parede a parede, em cavidade cilíndricas de dentina bovina, que mediram 3 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade. Após a polimerização calculou-se a contração parede a parede, em função do diâmetro da cavidade e da medida de fendas marginais observadas. Os resultados mostraram na primeira metodologia as médias das forças de contração de polimerização das resinas compostas: Grandio - $12.18\text{N} \pm 0,428$, Filtek Z250 - $11.80\text{N} \pm 0,760$, Filtek Supreme - $11.80\text{N} \pm 0,707$ e Admira $11.89\text{N} \pm 0,647$; na segunda metodologia (contração linear livre) as médias das porcentagens da contração linear foram: Filtek Z250 - $0,51\% \pm 0,0357$, Filtek Supreme - $0,36\% \pm 0,0438$, Admira - $0,25\% \pm 0,0346$ e Grandio - $0,16\% \pm 0,008$; na terceira metodologia (contração parede a parede), as médias das medidas das fendas marginais foram: Filtek Z250 - $11,33\text{ }\mu\text{m} \pm 2,160$; Filtek Supreme - $10,66\text{ }\mu\text{m} \pm 1,211$, Admira - $11,16\text{ }\mu\text{m} \pm 2,041$ e Grandio - $10,50\text{ }\mu\text{m} \pm 1,224$.

Introdução

1- INTRODUÇÃO

Durante as duas últimas décadas o grande número de pesquisas realizadas com resinas compostas em diversos países, resultou no aparecimento de materiais com melhores propriedades mecânicas e estéticas. No entanto, estes materiais ainda apresentam, como grande problema, a ocorrência de contração durante seu processo de polimerização. Pode-se interpretar esta contração como uma densificação do material ou perda de volume. (LENHARD⁴⁶, 2001). Diferentemente do que aconteceria se a resina fosse polimerizada livremente no ar, em uma cavidade a contração não acontece livremente como foi imaginado inicialmente (DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984). As forças de contração geradas internamente no material são transmitidas, em parte, à interface adesiva dente-restauração, comprometendo a integridade marginal e apresentando como consequência a formação de fendas, que podem levar a microinfiltração da restauração e à sensibilidade pós-operatória (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER²⁹, 1984, DAVIDSON²⁴, 1986; SAKAGUCHI⁵⁸, 1999).

Uma vez estabelecida à adesão do material às paredes da cavidade e sabendo-se que a resina composta vai se contrair, o sistema restaurador se transforma em um sistema de forças onde, por um lado, o adesivo de dentina vai procurar alcançar sua máxima força de união com os tecidos dentários e, por outro lado, a resina vai se contrair, encontrando a resistência da adesão às paredes da cavidade. Nesse momento, o material traduz o movimento em tensões, chegando, em algumas situações, a superar a força adesiva em alguma das paredes da cavidade, promovendo a formação da fenda marginal (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER²⁹, 1984, DAVIDSON²⁴, 1986).

Estas forças de contração serão geradas somente se não for permitido que o material sofra um escoamento adequado durante sua contração (DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984). Esta situação de contração livre só poderia acontecer se o material fosse polimerizado sem nenhum contato com outro corpo, não sendo possível ocorrer no uso odontológico (FEILZER³¹, 1989, SAKAGUCHI⁵⁸, 1999). Estas forças estarão diretamente relacionadas com a quantidade de material que esteja restrito durante sua contração, em relação com a quantidade do material

que tenha possibilidade de fluir (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³², 1987) com a capacidade da estrutura dental de sofrer deformação plástica (ALSTER¹, 1997, BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER⁹, 1997), com o grau de polimerização (SAKAGUCHI⁵⁸, 1999), o tipo de luz usada para a polimerização (intensidade e comprimento de onda) (BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER⁹, 1997), o módulo de elasticidade da resina composta utilizada (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴¹, 1988, KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴², 1990, PRATI⁵², 1989, PRATI⁵³, 1989) e outros fatores ainda não conhecidos.

Vários estudos têm sido conduzidos para se avaliar a magnitude de contração de polimerização, visando à possibilidade de melhoria das propriedades físicas das resinas compostas. Com a introdução do sistema de monômeros Bis-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato) no início da década de 60 por BOWEN (BOWEN¹⁰, 1967) as resinas vêm sendo alteradas em sua composição, com o objetivo de ter suas propriedades físicas, químicas e mecânicas melhoradas e, conseqüentemente, aumentarem sua longevidade clínica.

Uma das contribuições promissoras é a utilização da nanotecnologia na formulação de novos materiais. Esta tecnologia consiste na produção de materiais e estruturas funcionais no intervalo entre 0,1 e 100 nanômetros – na nanoescala – através de vários métodos físicos ou químicos, onde partículas de quartzo, de vidro fundido e de cerâmica são transformados em cargas nanométricas (SUMITA; DONG; BRIAN⁶⁵, 2003). Conseguindo-se materiais com maior quantidade de carga diminui a contração de polimerização.

Outro método empregado com o objetivo de reduzir a contração de polimerização e conseqüentemente melhorar o comportamento clínico da resina composta é utilizar uma nova classe de material como matriz, o Ormocer, que se refere a uma cerâmica organicamente modificada. Este composto apresenta estrutura inorgânica (esqueleto - rede de silício - oxigênio) dentro da matriz orgânica (WOLTER⁷⁴, 1995).

A matriz polimérica é responsável pelo processo de polimerização (LENHARD⁴⁶, 2001), sendo necessário para que isto ocorra, que os monômeros reajam entre si através de ligações covalentes, formando cadeias de polímeros. A distância entre dois monômeros é de 0,3 a 0,4 nm (distância de Van Der Waals).

Quando ocorre a polimerização do material é estabelecida uma união covalente com distância de 0,15 nm entre monômeros, aumentando a densidade do material e originando contração volumétrica de aproximadamente 1,5 a 3% nas resinas compostas atuais; por ser inerente ao processo de endurecimento do material (polimerização), este fenômeno é inevitável.(RUEGGEBERG⁵⁴, 1999, SAKAGUCHI⁵⁸, 1999).

Dado a grande importância da contração de polimerização nas restaurações adesivas, o objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento dessa contração em função do tipo de resina composta, através de três metodologias diferentes.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

BOWEN¹⁰ em 1967 observou que, para conseguir manter a adesão entre o material restaurador e as paredes da cavidade, era necessário que a força adesiva deste material ao substrato fosse, em todo momento, pelo menos da mesma magnitude que as forças de tração e de cisalhamento que possam transmitir estresse para esta interface. Segundo o autor, estas forças podem ser originadas, em parte pela diferença de coeficiente de expansão térmica entre o material restaurador e o dente, pelas forças aplicadas externamente, e pela contração volumétrica que acontece durante o endurecimento dos materiais resinosos. A observação de infiltração em dentes extraídos em restaurações realizadas “in vitro” poderia significar que, parte da adesão pode ser quebrada sem a necessidade de forças externas, como por exemplo, aquelas geradas durante a mastigação. O autor avaliou também as forças geradas durante a contração de endurecimento de vários materiais. Dentre esses materiais, algumas resinas compostas experimentais foram avaliadas, concluindo, que estas podem gerar tensões de até 2,4 MPa durante a contração de polimerização.

Em 1972, Asmussen; Jorgensen⁶ estudaram a contração de polimerização de resinas compostas e materiais restauradores acrílicos e sua expansão higroscópica. Realizaram cavidades em dentes humanos recém extraídos, medindo aproximadamente 2.5 mm de diâmetro e profundidade, incluindo esmalte e dentina. Foram utilizados: Adaptic, Addente X V, Blendant, Concise, D.F.R., Palakav, capsulated Palakav, T D 71, Palavit 55, Sevrion Simplified e Swedon. Foram observadas e medidas as fendas marginais em microscópio (medidas de 20-40 μm), em temperatura constante de 37°C. Os espécimens foram posteriormente armazenados em água, variando os períodos de imersão. Imediatamente depois de iniciar a colocação em água a fenda de ambos esmalte e dentina a interfase entre resina e restauração foram observadas. Os autores observaram que as fendas marginais depois que os dentes foram armazenados em água, reduziram-se. Em algumas marcas comerciais de resinas as fendas

fecharam completamente em menos de 32 dias. O polimento das restaurações resultou em um mínimo de fraturas nas margens do esmalte-resina, depois de armazenados em água.

Observaram também, que a magnitude dos efeitos da contração está condicionado ao equilíbrio entre as forças de adesão e as forças de contração do material na cavidade.

ASMUSSEN⁴ em 1976 realizou um trabalho com o propósito de estudar a contração de polimerização da resina composta pelo método de contração parede a parede, o efeito da absorção de água e mudanças de temperatura através da formação de fendas marginais.

As restaurações foram realizadas em dentes humanos recém extraídos, as quais foram examinados em microscópio. As cavidades foram preparadas segundo ASMUSSEN; JORGENSEN⁶ em 1972 e foram submetidas ao ataque ácido com H_3PO_4 a 35% na região do esmalte. Logo lixados, polidos e observadas as fendas marginais. Em seguida foram estocados em água por um período de 1 a 16 dias. Os espécimens observados após 24 horas não tiveram as fendas marginais fechadas em consequência da expansão higroscópica, assim como depois de 16 dias. Porém observou-se que a expansão higroscópica das restaurações armazenadas em água antes do polimento, poderia reduzir o estresse de contração de polimerização da resina composta.

Foram observados aumentos de fendas marginais pela diminuição da temperatura de 37 para 23 °C. Isto devido ao coeficiente de variação térmica das resinas compostas 3 a 8 vezes maior que o de esmalte e dentina.

Outra observação mostrou que a contração de polimerização variou de acordo com a marca e tipo de resina composta utilizada.

HEGDAHL; GJERDET⁴⁰ em 1977 chamaram a atenção para as forças que a resina composta poderia gerar quando sua contração livre não é permitida pela técnica adesiva. Avaliaram tanto a contração volumétrica quanto a força de contração de varias resinas compostas quimicamente ativadas. Para avaliação da força de contração usaram um cilindro de 4mm de diâmetro e 5mm de

comprimento, que foi polimerizado entre o braço móvel e o estacionário de uma máquina de ensaios Instron. Os valores de força de tração foram registrados continuamente durante a polimerização e durante as duas horas posteriores. Observaram que durante a polimerização livre, a resina composta experimenta uma contração volumétrica relacionada diretamente com as forças de contração geradas pela resina quando a mesma é polimerizada em condições restritas. Ambas curvas seguiram o mesmo padrão indicando que, quanto maior for a contração de uma resina, maiores serão as forças desenvolvidas quando a contração não seja permitida. Os valores máximos de força de contração medidos foram 1,21 Mpa para Adaptic, 1,30 Mpa para Concise e 1,92 Mpa para Restodent.

Em 1982, BAUSCH; et al⁷ explicaram que a contração de polimerização é o resultado do ordenamento molecular em um espaço menor àquele requerido no estado líquido, onde as moléculas teriam certa mobilidade. Assim, após a iniciação, aconteceria uma grande contração da massa ainda em estado plástico. Esta contração, segundo os autores, não teria tanta significância clínica como aquela que aconteceria a partir do início da geleificação ou transformação gradual do líquido viscoso em um material rígido, onde a contração começa a gerar tensões que só poderão ser compensadas pelo escoamento do material. Quando a resina composta é aplicada em uma cavidade e aderida a suas paredes, pouco se pode dizer sobre os movimentos internos (fluxo do material). Segundo os autores, quando existe adesão às paredes da cavidade, a resina composta pode apresentar dois comportamentos distintos: a resina cede sem transmitir tensões às paredes da cavidade ou ocorre o rompimento da ligação adesiva das paredes da cavidade. Uma situação intermediária poderia ser possível, gerando tensões internas no material. Quando a resina composta apresenta suficiente flexibilidade, estas tensões podem ser compensadas, porém nas resinas compostas com alto módulo de elasticidade isto não é possível, podendo-se gerar rachaduras na matriz e degradação do material. Finalmente, os autores concluíram que a contração de polimerização é um dos fatores mais importantes em determinar a longevidade das restaurações de resina composta.

As tensões geradas durante a contração de polimerização foram estudadas por BOWEN; NEMOTO; RAPSON¹¹ em 1983. Avaliaram o estresse gerado durante a contração de polimerização da resina composta e acrílica. Para avaliar a influência da adesão às paredes da cavidade, e do desenho da cavidade, a pesquisa foi realizada em três grupos. Nos grupos n° 1 e n° 2 foram utilizadas cavidades de alumínio rugoso, para promover adesão da resina composta às paredes. No grupo n° 1 foi deixada toda uma superfície livre, enquanto no grupo n° 2 só foi deixado livre um orifício, através do qual foi injetado o material. No grupo n° 3, o material utilizado nas paredes da cavidade foi o teflon, evitando qualquer adesão da resina composta.

Observou-se que os resultados diferiam entre os três grupos, sendo que o grupo n° 3 mostrou valores inferiores que os demais, enquanto maiores valores foram obtidos com o grupo n° 2. Em função das resinas avaliadas serem de ativação química, estas acumularam uma tensão máxima só após 30 minutos de sua preparação. Os autores acrescentaram que as resinas compostas desenvolveram tensões similares às resinas acrílicas durante a contração de polimerização, fato interessante em função das resinas compostas apresentarem contração volumétrica menor. Neste estudo foram registrados valores de até 7,6 Mpa para a resina composta Isopast, e 7,2 Mpa para a resina acrílica Sevriton. Os autores concluíram que tensões significantes são geradas durante a contração do material quando existe adesão às paredes da cavidade. Sendo assim, para esta adesão ser clinicamente aceitável, tem que ser desenvolvida rapidamente, e principalmente, em todo momento ser superior às forças geradas durante a polimerização do material.

GOLDMAN³⁷ em 1983, avaliando a contração volumétrica de uma série de resinas de ativação física ou química registrou valores desde 1,67 até 5,68%. O autor observou que as resinas ativadas quimicamente apresentam uma maior contração que aquelas fotoativadas onde o maior foi de 2,58% para Visio-Dispers e os menores valores para Visiofil e Heliosit, ambos com 1,67%. Acrescentou que a introdução de aproximadamente 60% de partículas de carga diminuiu a contração de 9% para 3%. O autor ainda explicou que estas partículas de carga

não precisam ser inorgânicas, devido a que as partículas orgânicas pré-polimerizadas das resinas compostas de micropartículas não experimentam uma nova contração. O autor concluiu que são vários os fatores que determinam a magnitude da contração de polimerização e que para obter restaurações com uma melhor adaptação marginal é necessário utilizar resinas compostas com uma baixa contração de polimerização.

Também estudando o comportamento da resina composta durante a polimerização livre e restrita (devido à adesão às paredes da cavidade) DAVIDSON; DE GEE²⁷, em 1984, avaliaram duas resinas compostas e observaram que só 12% (3,9 MPa) e 4% (2,8 MPa) das forças teóricas, que deveriam ser geradas para Silar e Concise respectivamente, foram registradas em condições experimentais, atribuindo a liberação de tensões à capacidade de fluxo interno e escoamento na superfície livre em cada resina. Os autores acrescentaram que durante a contração de polimerização em condições restritas, as tensões geram fluxo do material que alivia parcialmente os efeitos da contração. Nos períodos iniciais da polimerização, a contração é máxima, mas afortunadamente o material é fraco e capaz de ceder. Após alguns minutos, o material ganha resistência, mas ele não precisa ceder muito mais, em função da diminuição da contração durante o período final da reação. Ainda observaram que os valores máximos de estresse de contração de polimerização são dependentes do aparelho de medição, e principalmente, da célula de carga utilizada para traduzir movimento em força, sugerindo a utilização de células de carga de baixos valores. O tamanho do espécime e o diâmetro também foram considerados de importância em função da contração transversal. Finalmente, eles concluíram que quando existe uma boa adesão inicial às paredes da cavidade, o material vai fluir durante a polimerização e a adaptação marginal pode ser mantida.

Ainda nesse ano de 1984, DAVIDSON; DE GEE; FEILZER²⁹ avaliaram a influência das forças da contração de polimerização de duas resinas compostas de micropartículas sobre a interface adesiva utilizando adesivo (Scotchbond). Dentre as resinas avaliadas uma foi fotoativada (Silux) e a outra quimicamente

ativada (Silar). Para a avaliação utilizaram-se três parâmetros; primeiramente foi determinada a força de contração de cada resina durante a polimerização, para depois determinar a resistência de união do adesivo dentinário, ambos em diferentes períodos de tempo. Finalmente foi avaliada a existência ou não de microinfiltração em restaurações de classe V realizadas com os mesmos materiais. Os valores de resistência de união foram superiores em todos os períodos avaliados, quando comparados com as forças geradas durante a contração linear das resinas compostas, que alcançaram valores de até 2,4 MPa, depois de 30 minutos. Foi observada a existência de microinfiltração em quase 100% das paredes de dentina das restaurações. Os autores explicaram que quando a contração é restrita a uma direção (contração linear restrita) a adesão não é afetada, porém quando esta acontece em condição restrita tridimensionalmente (contração volumétrica restrita) nenhuma adesão à dentina seria capaz de suportá-la. Assim, quando existem poucas paredes na cavidade (onde o material está aderido e vai experimentar uma contração restrita) a contração pode ser compensada pelo escoamento da resina composta. Esta liberação de tensões não acontece quando a cavidade apresenta só uma superfície livre, onde estas tensões podem alcançar até 20 MPa, dependendo da configuração da cavidade. Em função da força coesiva da resina composta ser ainda maior, não vai acontecer uma falha coesiva e sim uma falha adesiva na interface com a dentina. Finalmente os autores concluíram que não só devem ser desenvolvidos adesivos com maior força adesiva, como também resinas compostas com contração de polimerização menor, assim como desenhos cavitários apropriados para restaurações deste tipo.

A AMERICAN DENTAL ASSOCIATION² em 1985 realizou um estudo comparativo entre resinas compostas fotoativadas e ativadas quimicamente, ressaltando que a única diferença existente entre elas, em relação à composição, reside no sistema catalítico – elementos ativadores e iniciadores. Observaram semelhanças nas suas propriedades físicas e mecânicas quando adequadamente polimerizadas. Verificaram que a profundidade de polimerização das resinas dependia de diversos fatores, e que não havia um consenso sobre valores e

métodos de avaliá-la. Sugeriram, ainda que todos os materiais foto polimerizados deveriam ser ativados em camadas, com cerca de 2 mm de espessura, por determinado tempo, dependendo da unidade ativadora, devido a diferenças existentes, principalmente, quanto à intensidade de luz entre os diversos modelos dessas unidades disponíveis no mercado.

ASMUSSEM⁵ em 1985, realizou um estudo sobre resinas compostas, com o objetivo de focar propriedades relevantes sob o ponto de vista clínico. Ressaltou que, entre as deficiências desses materiais, está na infiltração marginal, ocasionada pela formação de fendas marginais, que podem ocorrer por diversas razões, como, por exemplo, a contração de polimerização. A largura e extensão dessas fendas são determinadas principalmente, pela combinação de monômeros dentro da matriz e sua conseqüente contração de polimerização. Ao contrário, as fendas de contração são independentes da quantidade de carga na resina composta. Isso é surpreendente porque a carga reduz a contração volumétrica do material. A explicação para tal fato é que a viscosidade do material aumenta com a quantidade de carga e inibe o escoamento do material da superfície livre da restauração, permitindo, assim menos compensação para a contração. Lembrou, ainda, que, uma vez formada a fenda, um futuro estresse causado pelo polimento da restauração sobre as margens de esmalte sem suporte, poderia acarretar a fratura deste.

Ainda DAVIDSON²⁴, em 1986, enfatizou que o sucesso de restaurações adesivas de resinas compostas só poderia ser alcançado com uma aplicação disciplinada e boa técnica. Acrescentou que a técnica incremental mostra-se vantajosa com as resinas compostas fotoativadas, sempre que o primeiro incremento seja aderido só a uma parede da cavidade (preferivelmente de dentina), para permitir o fluxo do material nessa direção, a partir da superfície livre da cavidade.

Para comprovar a importância do desenho da cavidade, FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³² em 1987, avaliaram as forças geradas durante a contração de

polimerização de corpos de prova de resina composta com “fator de configuração” conhecido, que foi calculado da relação matemática entre área de superfície aderida às paredes da cavidade, e área de superfície livre do corpo de prova. Foi observado que quanto maior o fator de configuração da cavidade, maiores as tensões geradas durante a contração de polimerização e, o que é pior, estas alcançaram valores altos de forma mais rápida. Os autores explicaram que o material aproveita a superfície livre para ceder e aliviar as consequências da contração restrita. Assim, restaurações com superfície livre proporcionalmente menor (fator C alto) apresentam menores condições de aliviar estas forças. Sendo assim, fatores de configuração altos devem ser evitados. Ainda observaram que o volume do material não incrementa estas forças, sempre que se mantenha o fator C constante. Finalmente concluíram que na maioria de cavidades a capacidade de liberar tensões a través do fluxo do material não é suficiente para preservar a adesão obtida com os adesivos dentinários.

BRAEM; et al¹² em 1987 estudaram o aumento do módulo de elasticidade durante a polimerização de resinas compostas. Avaliaram quatro resinas compostas quimicamente ativadas e duas resinas compostas fotoativadas. Observaram que entre as resinas compostas quimicamente ativadas existiu diferença significativa, no entanto em todos os casos esses materiais apresentaram um incremento do módulo de elasticidade mais lento quando comparado com as resinas compostas fotoativadas, onde o aumento do módulo de elasticidade aconteceu nos primeiros segundos. Acrescentaram que o aumento lento do módulo de elasticidade poderia favorecer o fluxo interno e escoamento do material durante a polimerização, permitindo a formação de adequada ligação adesiva, o que poderia resolver parcialmente o problema da competição entre a adesão e a força de contração.

Em 1988, KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴¹ estudaram a influência do módulo de elasticidade da resina composta sobre as tensões geradas durante sua contração linear, explicando que estas últimas expressam o produto da contração linear pelo módulo de elasticidade do material. Resinas compostas com módulo

de elasticidade maior desenvolveriam maiores tensões durante a contração de polimerização. Por outro lado, o baixo módulo de elasticidade dos adesivos aliviaria em parte estas tensões. Em algumas resinas compostas com alto módulo de elasticidade esta liberação de tensões não é suficiente para diminuir as tensões até valores inferiores aos valores de resistência de união dos adesivos, propiciando a não aderência do material nas paredes da cavidade. Neste estudo, só as resinas compostas com baixo módulo de elasticidade mantiveram uma boa adaptação marginal após sua polimerização. Ainda foi observado que a aplicação de uma resina fluida depois de terminada a restauração forneceu um perfeito selamento das margens de restaurações realizadas com resina composta de baixo módulo de elasticidade (Silux), enquanto que o mesmo procedimento não foi eficiente para resina de alto módulo de elasticidade (P-30). Finalmente os autores concluíram que o módulo de elasticidade da resina composta influenciou significativamente na adaptação da restauração.

TORSTENSON; BRÄNNSTROM⁶⁷ em 1988, demonstraram que uma resina fluorescente poderia penetrar na fenda de contração de resinas compostas, após a presa. Cavidades retangulares foram preparadas “*in vitro*” nas superfícies proximais com margens cervicais, que se estendiam além da junção cimento-esmalte na superfície radicular. As margens em esmalte foram biseladas atacadas com ácido e as cavidades foram restauradas usando-se vários sistemas de resinas compostas. Aplicou-se um adesivo de esmalte com um aditivo fluorescente nas margens cervical e oclusal. Após a remoção do excesso das margens, a largura e a profundidade das fendas preenchidas com a resina fluorescente mediu-se independentemente do tipo de resina ou do agente adesivo utilizado, a fenda de contração ocorreu na parede cervical, em algumas paredes axiais e oclusais. A largura média da fenda cervical variou entre 7 a 22 μm . Nenhuma penetração ocorreu na parede oclusal, onde o esmalte foi biselado.

HANSEN; ASMUSSEN³⁹ estudaram em 1989 a adaptação marginal de resinas compostas e avaliaram o efeito da utilização de adesivos dentinários e a expansão higroscópica. A contração de parede a parede foi medida em cavidades

preparadas e restauradas em dentes humanos extraídos depois de 10 minutos da polimerização e depois de 28 dias expostos à absorção de água. Foi utilizada uma resina de micropartículas como grupo controle por ser uma resina composta indicada para o setor anterior e duas resinas indicadas para o setor posterior. As três resinas foram avaliadas utilizando ou não um adesivo dentinário. Os resultados mostraram que nenhum dos adesivos foi capaz de evitar a formação de fendas entre as paredes da cavidade e a restauração, porém os resultados obtidos com a resina de micropartículas foram significativamente melhores do que com resinas indicadas para dentes posteriores. Depois de 28 dias foi observado que restaurações confeccionadas com resina composta de micropartículas tinham fechado a fenda entre a restauração e o dente, enquanto as resinas posteriores não apresentaram o mesmo comportamento. Os autores atribuíram os resultados à alta viscosidade das resinas posteriores e ao fato de apresentarem menor conteúdo orgânico e conseqüentemente, menor expansão higroscópica. Acrescentaram que a absorção de água pode ser prejudicial para algumas propriedades físicas da resina, mas ajuda a fechar a fenda marginal ou diminuir tensões de contração de polimerização, pela pequena absorção de água apresentada.

Responsabilizando à contração de polimerização das resinas compostas pela formação precoce de uma fenda na interface dente-restauração, PRATI⁵², em 1989, avaliou a microinfiltração imediata de várias resinas compostas da época, quando utilizadas com sistemas adesivos ou cimento de ionômero de vidro. Observou que as resinas compostas com maior quantidade de carga apresentaram os piores resultados, atribuindo estes valores ao alto módulo de elasticidade desses materiais (P-30, P-50). Quando as mesmas resinas foram associadas com cimento de ionômero de vidro os resultados foram ótimos e a combinação Vitrebond; SB 2; P-50 obteve os melhores resultados. O autor mencionou que o fluxo do material durante a polimerização é uma característica desejada para compensar a contração, acrescentando que resinas compostas mais flexíveis também são mais efetivas em selar as margens da restauração.

Tanto módulo de elasticidade como fluxo são dependentes da composição do monômero e da quantidade de partículas de carga.

TORSTENSON; ODÉN⁶⁸ em 1989, realizaram um estudo “*in vitro*”, em pré-molares humanos, para verificar a influência de agentes adesivos e de técnicas incrementais na redução das fendas de contração em torno de restaurações de resina composta. Para simular condições clínicas, foram utilizadas cavidades sem esmalte cervical, porque as forças de contração nas paredes cervicais são maiores. Antes da inserção da resina composta, as paredes da cavidade foram tratadas com um sistema de BOWEN, Scotchbond ou Gluma, combinado com os diferentes agentes. A fenda marginal, resultado da contração foi determinada pelo uso de uma técnica de impregnação de uma resina de baixa viscosidade com um aditivo fluorescente e pela microscopia de luz. Foi observado que todas as combinações de materiais e técnicas empregadas produziram fendas na parede cervical com média variando entre 5 e 13 μm . Os menores valores foram obtidos com Gluma em combinação com o Clearfil Bonding Agent. A colocação da resina composta em dois incrementos também reduziu significativamente a largura da fenda.

PRATI⁵³ em 1989, realizou uma pesquisa “*in vitro*” para avaliar a microinfiltração inicial originada pela formação de fendas em várias resinas compostas utilizadas em cavidades convencionais de classe II (MOD), comparando a influência de sistemas adesivos e de cimentos ionoméricos de vidro. Ressaltou que tal estudo procurava diferir dos anteriores que tinham sido realizados após um período de armazenamento dos corpos-de-prova imersos em água, possibilitando assim, a expansão higroscópica da resina composta, com conseqüente redução das fendas formadas na interfase dente-restauração. Foi confirmado que a junção adesiva esmalte-resina composta resistiu aos estímulos de contração de polimerização. Foi demonstrado que a microinfiltração se apresentou em quantidades consideráveis durante o tempo imediatamente após a restauração, especialmente, na junção cimento-esmalte. O tipo de resina composta e não o agente adesivo, foi o principal fator responsável por esta

microinfiltração. Resinas compostas híbridas com maiores quantidades volumétricas de cargas apresentam maior infiltração marginal na dentina, ao contrário do que foi observado para as resinas de micropartículas. A técnica de sanduíche, utilizando um forro cavitário com cimento de ionômero de vidro, aumentou o selamento marginal nas secções gengivais e intermediárias quando comparadas às restaurações convencionais.

Em 1990 ARAUJO e ASMUSSEN³ realizaram um estudo sobre o efeito dos adesivos dentinários na contração de polimerização de resinas compostas em cavidades abrangendo esmalte e dentina. Foram preparadas cavidades de 4mm de comprimento, 3 mm de largura e 2mm de profundidade, que foram restauradas com 2 tipos de resinas: P 50-U (3M) e Estilux Posterior-L (Kulzer); adesivos: Scotch bond 2 (3M) e tenure (Dent. Mat. Corp.), foram submetidas à ataque ácido, a região do esmalte com Scotchgel (3M).

As cavidades foram restauradas, avaliou-se a contração de polimerização na superfície do esmalte. Logo em seguida desgastadas para também serem avaliadas em dentina. A contração linear variou de 0,66% no grupo controle em que somente a resina composta foi aplicada, para 28% no grupo das cavidades que recebeu um pré-tratamento com adesivo dentinário. Não houve diferença entre os adesivos dentinários ou entre os adesivos dentinários e os agentes de adesão do esmalte.

Os autores afirmaram que para compensar a contração de polimerização da resina composta e subsequente formação de fendas entre a resina composta e o dente dois procedimentos foram sugeridos :retardar o polimento da área marginal até que as fendas sejam fechadas pela expansão higroscópica e uso de uma resina composta fluida (de baixa viscosidade) vedando as fendas marginais formadas.

KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴³ estudaram, em 1990, o efeito de utilizar bases de materiais mais flexíveis, para conseguir aliviar parte das forças geradas durante a contração de polimerização. Para tanto, verificaram a capacidade de

vedamento de restaurações realizadas com dois adesivos utilizando duas técnicas de inserção do material (incremento único ou incremental) e fizeram medições das forças geradas por cada combinação avaliada. Os resultados demonstraram que nenhum dos adesivos (SB1, SB2) foi capaz de resistir às forças geradas durante a contração de polimerização da resina composta quando aplicados sem nenhum material intermediário, independentemente da técnica de aplicação utilizada. A aplicação de uma resina fluida nas margens, depois de terminada a restauração aumentou a integridade marginal destas restaurações. A técnica mista realizada com ionômero de vidro convencional também não foi capaz de evitar a microinfiltração, enquanto nos espécimes restaurados com ionômeros modificados com resina (Vitrebond; Ioline; Ziommer) ou uma resina fluida (Silux enamel bond) inserida neste caso depois da aplicação de adesivo dentinário, as restaurações mantiveram sua união com as paredes da cavidade. Nesses casos, os valores das tensões de contração de polimerização da resina composta, transmitidas através dos materiais intermediários não excederam os 5Mpa, enquanto que em restaurações sem material intermediário os valores foram significativamente maiores. Ainda observou-se que materiais com maior módulo de elasticidade promovem maiores tensões e o aumento da espessura do material intermediário de baixo módulo de elasticidade promove diminuição destas tensões. Os autores concluíram que a aplicação de um material de baixo módulo de elasticidade como camada intermediária reduz efetivamente a transmissão de forças em direção às margens da restauração, propiciando um excelente selamento marginal, sempre que a adesão do material intermediário à dentina seja maior que 5MPa.

Ainda KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴² nesse ano de 1990, avaliaram a integridade marginal de restaurações de classe V realizadas com diferentes resinas compostas e diferentes adesivos. Também foi avaliada a influência da utilização de uma resina fluida (Silux Enamel Bond) como material intermediário e, finalmente, o efeito da ciclagem térmica. Foi observado que existiu uma relação inversamente proporcional entre a qualidade da margem e o módulo de elasticidade da resina composta utilizada. As resinas quimicamente ativadas (P-

10; Silar) promoveram melhores margens que suas equivalentes fotoativadas (P-30; Silux), resultado atribuído pelos autores à melhor capacidade de fluxo nas resinas compostas quimicamente ativadas, fato que compensaria melhor as forças geradas durante a contração de polimerização. A aplicação de um material intermediário de baixo módulo de elasticidade melhorou a adaptação marginal, possivelmente em função do aumento de flexibilidade da restauração. A ciclagem térmica não modificou a qualidade das margens. Os autores acrescentaram que para uma boa adaptação marginal são necessários adesivos com mínima força de união, mas que outros fatores como o módulo de elasticidade do material restaurador devem ser necessariamente controlados. Finalmente concluíram que a integridade marginal está inversamente relacionada com o módulo de elasticidade da resina composta utilizada.

Outra forma de compensar o estresse de polimerização foi sugerida em 1990 por FEILZER; DE GEE; DAVIDSON.³³ Esses autores estudaram a diminuição do estresse de polimerização, através da expansão higroscópica de resinas de diversas formulações, sendo de ativação química ou fotoativadas. As amostras foram armazenadas em água a 37°C, e a curvatura das tiras que correspondia à deflexão do material, e conseqüentemente à tensão desenvolvida pelo estresse na resina, foi medida após uma hora de imersão e, posteriormente, periodicamente durante dois meses. Para cada grupo, uma amostra não foi imersa em água para controle. A partir das medições das deflexões, foi possível calcular o estresse máximo através da medição da tangente da curvatura na resina, próxima à interface adesiva, podendo-se, então, estimar o estresse máximo nas extremidades das tiras. Nas amostras mantidas secas, a deflexão do material continuou a ocorrer com o tempo como conseqüência de um estresse contínuo pós-polimerização. Para os materiais à base de triciclododecano dimetacrilato, houve pouco relaxamento pela expansão higroscópica devido à sua natureza mais hidrofóbica e saturada. Para os materiais à base de Bis-GMA/TEGMA e UDMA, o estresse de contração de polimerização foi completamente diminuído ou convertido em um “estresse de expansão” através da expansão higroscópica.

Ainda nesse ano, FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³⁴ avaliaram redução de estresse através do escoamento das resinas compostas ativadas quimicamente em relação à configuração cavitária. Cavidades com diferente fator de configuração (0.5, 2.0, 2.5 e 5.0) foram estudadas. Os valores volumétricos da contração de polimerização foram determinados num período de 60 minutos através de um dilatômetro de mercúrio modificado. De acordo com os resultados pôde-se concluir que a redução do estresse através do escoamento foi dependente da resina utilizada e da configuração cavitária. Os autores também concluíram que o escoamento de um material resinoso contribuiu grandemente com a redução do estresse de contração em restaurações com baixo valor de fator-C e foi insuficiente em cavidades em que este valor foi alto.

WATTS; CAHS⁷³ em 1991, descreveram um dispositivo capaz de medir a cinética da contração da resina composta. Os corpos de prova, em forma de um disco, foram interpostos, um de cada vez, entre duas placas de vidro. A polimerização era feita pela irradiação da luz através da placa inferior que era rígida. A superior foi uma placa flexível que, rapidamente, sofria deflexão pelo aumento do estresse pela adesão da amostra durante a polimerização e a contração. A deflexão foi medida por um transdutor e registrada em um computador. As variações dimensionais foram confinadas à espessura do disco de tal forma que a contração linear fosse próxima à contração volumétrica pós-gel. Os materiais testados foram os seguintes: uma resina sem carga, resinas compostas (Visio-molar, Opalux e Fulfil), Ionômero de vidro, material de proteção pulpar e de moldagem. Aos valores médios obtidos variavam de 0,65% para os materiais de moldagem a 7,9% para as resinas sem carga. Os resultados das resinas compostas foram 1,28%, 1,55% e 2,05%, respectivamente. O tempo de aplicação estabelecido entre 12,5s a 280s associado a uma curva de crescimento exponencial embora a contração inicial, pré-gel, tenha sido linear, para muitos materiais, isso devido ao estado inconstante de concentração dos radicais livres dos polímeros. A geometria dos corpos de prova facilitou uma rápida e

essencialmente uniforme polimerização e, portanto a determinação do mínimo possível de tempo para cada e incidência da luz.

Em 1993 FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³⁵ investigaram o desenvolvimento do estresse de polimerização de resinas fotoativadas, com e sem inclusão de porosidades, em relação ao fator de configuração cavitária e compararam os resultados com as resinas de ativação química. As resinas foram inseridas e polimerizadas entre duas placas de vidro aderidas a um dispositivo específico ligado a um tensiômetro, que verificava a distância das duas placas de acordo com as alterações provocadas pela contração ou pelas alterações térmicas. Nos casos em que o valor de fator-C excedeu a 2, as mensurações terminaram antes, em função de falha coesiva do material ou na interface vidro-material. Para os valores maiores do que 17MPa, ocorreram falhas coesivas nos discos de vidro, não sendo possível determinar o valor da falha coesiva da resina P-30, quando $C=2$. O estresse se desenvolveu a uma maior velocidade e até maiores valores finais para os materiais fotoativados quando comparados com os quimicamente ativados. As resinas fotoativadas resistiram melhor ao estresse inicial, apresentando menor capacidade de escoar quando comparadas com as resinas quimicamente ativadas análogas. Finalmente, a inclusão de porosidades no interior as resinas fotoativadas, diminui e torna mais lento o desenvolvimento do estresse na reação.

RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS⁵⁵ em 1994 realizaram um trabalho com o objetivo de pesquisar a interdependência da duração e da intensidade da exposição da polimerização, em várias profundidades, das resinas compostas. Os resultados mostraram uma relação muito grande entre a profundidade e a polimerização de resinas compostas. Em profundidades maiores do que dois mm os resultados de polimerização, foram pobres estando muito susceptíveis às mudanças da intensidade de luz e do tempo de exposição. Os autores concluíram que, para uma polimerização uniforme, a exposição de tempo recomendada é de 60 segundos em uma intensidade mínima de 400mW/cm^2 e a espessura de cada incremento não deve exceder dois mm, com um mm sendo o ideal.

Em 1995, WOLTER⁷⁴ relacionou diversas características referentes a uma nova classe de materiais, o Ormocer, que se refere a uma cerâmica organicamente modificada. Este composto apresenta matriz inorgânica (rede de silício – oxigênio) em combinação com monômeros metacrilatos. Partículas de carga de tamanhos específicos ($< 0,3 \mu\text{m}$) podem ser incorporadas ao Ormocer, em volume superior a 67% durante a fabricação de compósitos. A incorporação de carga resulta na redução do valor de contração volumétrica, que passa de 2 a 8% no Ormocer desprovido de carga para 1 a 3% quando este é acrescido de partículas de carga.

RUEGGERBERG; TAMARESELY⁵⁶ em 1995 mencionaram que o grau de conversão estaria relacionado com as propriedades físicas da resina composta, e que uma delas é a contração de polimerização. Assim, propuseram a possibilidade de medir o grau de polimerização de resinas a partir da determinação da contração de polimerização do material. Com esse propósito foram comparados os graus de polimerização, determinados através da contração volumétrica, com um dos métodos tradicionais para determinar grau de conversão (espectroscopia infravermelha). Os resultados não mostraram serem estatisticamente diferentes. Os autores concluíram que a contração de polimerização é válida como instrumento para determinar o grau de polimerização da resina.

CARVALHO; et al¹⁴ em 1996, em uma revisão da literatura sobre contração de polimerização, afirmaram que a inserção de resinas compostas adesivas nos preparos cavitários leva a competição entre as forças de contração de polimerização e a força de adesão à estrutura dental. Relataram que a velocidade de formação do estresse de polimerização pode ser controlada em parte, pelo desenho da cavidade (fator C), uso de bases, tamanho, forma e posição dos incrementos de resina composta colocados na cavidade e, ainda, modo de ativação da resina composta. A compensação ou alívio do estresse pode ser conseguido, segundo os autores, mantendo o fator C o mais baixo possível, utilizando resinas quimicamente ativadas, bases com baixo módulo de

elasticidade e, com o passar do tempo, pela sorção de água. Concluíram que o entendimento desses princípios permite aos clínicos obter maior controle do estresse de polimerização, melhorando a qualidade das restaurações adesivas.

VERLUIJS; et al.⁷⁰ realizaram um estudo, também em 1996, no qual relataram que é amplamente aceito que a contração volumétrica e a solidificação durante o processo de polimerização das resinas compostas, em combinação com a adesão às estruturas dentárias duras, resultam em transferência de estresse e deformação das paredes da cavidade de dentes restaurados. Questionaram a técnica incremental em função da possibilidade desta técnica não diminuir o estresse de polimerização do material. Os autores analisaram numericamente o desenvolvimento dos campos de estresse para diferentes técnicas incrementais e os resultados mostraram que, em uma restauração com adesão adequada ao dente, a técnica incremental aumentou a deformação do dente restaurado, levando à formação de uma estrutura dente-resina com níveis mais altos de estresse. Concluíram que a técnica incremental pode ser necessária em função de outras razões, mas não aos efeitos da contração de polimerização.

BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER⁹ em 1997 estudaram os efeitos do tipo de resina composta, intensidade de luz, fator de configuração cavitária e polimerização a laser sobre a força de contração de polimerização das resinas compostas. Utilizaram barras de vidro, que depois de condicionadas com ácido fluorídrico e silanizadas, foram tratadas com sistema adesivo e adaptadas a uma máquina de ensaios. Avaliaram as resinas Silar (polimerização química), Silux Plus (micropartículas) e Z100 (partículas híbridas) e a polimerização foi efetuada com a luz convencional do aparelho Demetron 401, lasers ILT Modelo D5500 (LAC) e Modelo 5500 ABL (LWC). Mostrou-se nos resultados que a resina quimicamente ativada obteve o menor valor de força de contração de polimerização, enquanto que as resinas fotoativadas híbrida obtiveram o maior valor. Desenvolveu-se a força de contração a maior velocidade nas resinas fotoativadas do que na ativada quimicamente; aumentando a intensidade de luz aumentou-se também a força máxima de contração; a qual mostrou-se

inversamente proporcional ao fator C e diretamente proporcional ao volume do material restaurador. As forças obtidas pela polimerização com laser foram similares para os dois grupos, sendo ambas estatisticamente menores que a polimerização por luz convencional.

Ainda em 1997, MEREDITH; SETCHELL⁴⁷ consideraram que a contração de polimerização poderia causar movimento de cúspides em dentes posteriores, e avaliaram em cavidades MOD esse movimento e o estresse induzido nessas cúspides através de lâminas de tensão (strain gauges). As restaurações foram feitas utilizando as resinas compostas P-30 e P-50 e o adesivo Scotchbond e Scotchbond 2. Observaram que nem o aumento de pressão por parte da matriz, nem a polimerização do adesivo promoveram deflexão de cúspides. Quando o material restaurador foi polimerizado foi observada leitura positiva tanto pelas lâminas de tensão quanto na medição feita nas cúspides. Tanto cúspides linguais quanto vestibulares foram tencionadas e mostraram uma deflexão em direção à restauração. Segundo os autores esse comportamento foi consequência da transmissão da força de contração de polimerização desde a resina composta através do adesivo até as paredes da cavidade. Os maiores valores de estresse de contração foram medidos durante o procedimento de polimerização e, segundo os autores, não foi observado nenhum tipo de liberação de estresse através do escoamento do material desde que os valores de tensão não diminuíssem em nenhum momento da medição. Os maiores valores de tensão foram medidos no incremento oclusal e segundo esses autores possivelmente esse último incremento seja a maior causa da falha da restauração. Finalmente afirmaram que devem ser pesquisados métodos para reduzir o estresse de contração.

Com o intuito de contribuir para o reconhecimento e entendimento dos problemas relacionados com a contração de polimerização, DAVIDSON; FEILZER³⁰ publicaram uma revisão sobre o tema em 1997. Foram estudadas as mudanças dimensionais que ocorrem durante a polimerização das resinas compostas para diferenciar a contração volumétrica, o estresse de contração e a compensação desse estresse. Comentaram que a polimerização da matriz

resinosa produz a geleificação onde o material restaurador é transformado de uma fase visco-plástica a uma fase rígido-elástica. O ponto de geleificação foi definido como o momento no qual o material não pode prover mais um fluxo viscoso que acompanhe a contração de polimerização. Desta maneira, os resultados obtidos através de dispositivos que requeiram força para seu movimento e imediata tradução, a tensão só poderia registrar valores na fase “pós-gel”, onde o material é suficientemente forte para gerar e transmitir forças. Relataram que o estresse de contração de polimerização pode ser visto como o mecanismo que é responsável por problemas com as restaurações adesivas e pode causar a separação do material restaurador da cavidade ou fraturas coesivas em uma das estruturas. Afirmaram que a magnitude do estresse de contração é dependente também das propriedades do material restaurador, com os materiais mais rígidos causando maior estresse de contração, sendo que a compensação do estresse de contração pode ser conseguida ao permitir a contração livre do material em direção da interface adesiva, evitando incrementos de resina que aderem às paredes opostas, ou pela utilização de bases cavitárias para a melhor distribuição do estresse na restauração e interface adesiva. Ainda mencionaram a possibilidade de obter resultados com alta porcentagem de erro quando máquinas de ensaio são utilizadas para a verificação do estresse de contração em corpos de prova de diferente volume e, sobretudo altura (entre as bases unidas à máquina de ensaio) sem serem consideradas a deformação do dispositivo e a célula de carga. Eles sugerem a utilização de um dispositivo retro-alimentador, onde a distância entre as bases onde é inserido o material seja mantida constante, chamando esta montagem de rígida. Finalmente, concluíram que não existem métodos de manipulação de restaurações descritos que garantem uma restauração à prova de falhas, de forma que o profissional tem que aceitar o problema da contração de polimerização e seu destrutivo estresse de polimerização.

PEUTZFELDT⁵¹ também em 1997 descreveu e discutiu sobre a evolução dos sistemas odontológicos, ressaltando novas abordagens para a modificação e conseqüente otimização do desempenho de compósitos restauradores. O

monômero Bis-GMA, volumoso e de caráter bifuncional, mostrou-se superior ao metil metacrilato, devido à estrutura química e ao elevado peso molecular, o que proporciona menor volatilidade, menor contração de polimerização, enrijecimento mais rápido e produção de restaurações mais fortes e rígidas. A alta viscosidade do Bis-GMA é diminuída através da mistura com monômeros dimetacrilatos de menor peso molecular, de modo a obter consistência favorável à incorporação de carga. Os monômeros mais freqüentemente utilizados como diluentes são o EGDMA (etileno glicol dimetacrilato) e o TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato). Essa diluição resulta em elevada contração de polimerização devido à diminuição dos espaços entre os monômeros na polimerização. Decisivamente, a contração de polimerização é um dos fatores que determinam a longevidade de restaurações com compósitos. A extensão da contração de polimerização depende, entre outras coisas, do peso molecular e da funcionalidade do monômero. Desta forma, o volume dos grupos aromáticos da parte central da molécula de Bis-GMA causa barreiras à rotação ao redor das ligações, resultando na diminuição do grau de conversão. Assim, a resistência, a dureza e certamente outras propriedades mecânicas são influenciadas não apenas pelo grau de conversão, mas também pela natureza das unidades monoméricas que formam o polímero. A natureza polar das resinas dimetacrilato resulta em absorção de água do meio bucal, o que causa enfraquecimento da matriz resinosa, desunião entre matriz e partícula, degradação hidrolítica das partículas com subsequente redução nas propriedades mecânicas. No intuito de minimizar a sorção de água, homólogos do Bis-GMA foram desenvolvidos como o Bis-EMA (Bisfenol A-etileno metacrilato), onde a hidroxila foi eliminada. Um outro grupo de monômeros que tem sido utilizado na fabricação de compósitos restauradores odontológicos é o UEDMA (uretano etil dimetacrilato). Este monômero pode ser usado sozinho ou em combinação com o Bis-GMA ou TEGDMA. As vantagens atribuídas ao UEDMA são menor viscosidade, maior flexibilidade da terminação uretano e alto peso molecular, além de elevado grau de conversão. Outros monômeros vêm sendo desenvolvidos e estudados na tentativa de obter um material que supra todas as necessidades clínicas. A autora concluiu que embora o desempenho de um compósito seja o resultado da inter relação entre todos os componentes

presentes no material, uma mudança no sistema de monômeros pode resultar em significativa melhora nas propriedades e no desempenho, bem como na expansão de suas indicações.

Ainda no mesmo ano de 1997, com o objetivo de investigar o efeito da espessura da camada de resina composta no estresse de contração de polimerização, ALSTER; et al¹ realizaram um trabalho no qual afirmaram que, o valor de contração de polimerização é dependente do dispositivo em que é medido. Utilizaram a resina Clearfil F2 da Kuraray (ativação química). O estresse de contração foi determinado para corpos de prova de resina de alturas de 50, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700 μm , 1.4 mm e 2,7 mm. A concordância dos dispositivos utilizados foi calculada com a ajuda de análise de regressão não linear, usando uma equação derivada da Lei de Hooke como modelo. Os resultados mostraram que os valores de contração diminuíram com o aumento da altura dos corpos de prova cilíndricos de resina composta, fato explicado pela teoria de que quanto maior a área de superfície livre em relação à área das superfícies aderidas, maior seria a capacidade de escoamento do material e conseqüentemente menor o estresse de contração.

O ano seguinte de 1998, CONDON; FERRACANE²² realizaram um trabalho com o objetivo de determinar a redução do estresse de polimerização das resinas através da adição de micropartículas não adesivas. Para isso, adicionaram a uma resina de partículas pequenas e a uma resina, três tipos de micropartículas: silanizadas, não silanizadas e tratadas com um silano não funcional. O estresse de contração gerado por esses materiais foi medido pela polimerização dos mesmos entre pratos de vidro montados em uma máquina de ensaios. A força máxima foi registrada 15 minutos após a foto iniciação. Os resultados mostraram que, na resina, a adição de micropartículas tratadas com um silano não funcional reduziu em 50% o estresse de polimerização, enquanto que a adição de micropartículas não silanizadas não reduziu o estresse. Na resina composta de partículas pequenas, a inclusão de micropartículas não silanizadas produziram uma redução de 30% quando comparadas com as micropartículas silanizadas,

enquanto que as micropartículas tratadas com um silano não funcional não reduziram o estresse de contração. Afirmaram que a contração de polimerização de resinas compostas dentais podem transmitir altos níveis de estresse às superfícies dentais às quais estão aderidas e que essa contração pode levar a falha na formação de uma ligação adesiva com a superfície dental. Micropartículas que não são aderidas à matriz resinosa podem proporcionar sítios para alívio dos estresses internos, reduzindo o estresse de contração das resinas compostas.

Ainda sobre a influência do módulo de elasticidade SUH; CINCIONE; SANDRIK⁶³ avaliaram em 1998 a relação entre o módulo de elasticidade do substrato, em cavidades experimentais, com o tipo de falha da restauração. Uma resina composta híbrida foi utilizada, em cavidades preparadas, em dente (esmalte e dentina), além de resina composta, porcelana e vidro. Foram preparadas cavidades classe I com dimensões de 3 x 3 x 3 (fator-C alto). Os resultados mostraram que os sistemas adesivos foram suficientes para resistir às forças de contração de polimerização da resina composta, porém, o alto módulo de elasticidade do substrato provocou falhas coesivas a uma curta distância da interface adesiva. O alto módulo de elasticidade do vidro (67 GPa), porcelana (69 GPa) e esmalte (85 GPa) determinaram falhas coesivas a poucos micrômetros da interface, porém o conjunto substrato, dentina e adesivo permaneceu intacto. Os substratos com baixo módulo de elasticidade, como a dentina (18 GPa) e a resina composta (16 GPa), resistiram às tensões transmitidas. O autor concluiu que um substrato cavitário com baixo módulo de elasticidade é desejável em função da capacidade de deformação deste, entretanto, os substratos com alto módulo de elasticidade promovem falhas coesivas sob tensões de contração.

A contração de polimerização pode resultar na formação de fendas marginais mesmo quando sistemas de união são utilizados. Desta forma, UNO; SHIMOKOBE,⁶⁹ ainda em 1998, investigaram o efeito da tensão de contração na adaptação marginal de compósitos em cavidades de dentina utilizando três sistemas restauradores. A avaliação foi realizada por meio de ensaio mecânico de

resistência de união ao cisalhamento em superfícies planas de dentina de molares humanos e da adaptação marginal em cavidades com 3,5 mm de diâmetro por 1,5 mm de profundidade. Os autores observaram que quando o compósito é unido às paredes da cavidade seu escoamento diminui, o que resulta em tensão, principalmente na interface, podendo levar à deterioração marginal. Ressaltaram que, para a obtenção de boa adaptação marginal é fundamental que as tensões de contração sejam liberadas através do uso de uma camada de baixa viscosidade, pela técnica incremental de inserção do compósito ou por meio de sistema de polimerização lenta.

KORAN; KÜRSCHNER⁴⁵ realizaram em 1998 um trabalho com o objetivo de verificar o efeito de iniciar a polimerização com luz de baixa densidade de potência seguido de um período de alta densidade de potência. Foram comparadas dureza superficial, adesão, contração, viscosidade e concentração de monômero residual (grau de polimerização) de corpos de prova polimerizados com irradiação variável ou contínua. Os resultados mostraram que a fotopolimerização em dois passos usando diferentes densidades de potência não modificou a contração, dureza superficial nem concentração de monômero residual quando comparada com a polimerização contínua. Os valores de adesão foram melhores para a técnica de dois passos quando comparados com a técnica contínua, amparando a teoria de que o escoamento do material é maior usando polimerização em dois passos, reduzindo o estresse de contração nas cavidades durante a polimerização preservando a integridade marginal. Os autores concluíram que a fotopolimerização seqüencial para resinas compostas provê adequado grau de polimerização e melhora a adaptação marginal por permitir maior escoamento do material durante os estágios iniciais da polimerização.

Ainda em 1998, SAKAGUCHI; FERRACANE⁵⁹ avaliaram a transferência de estresse de contração de polimerização de um corpo de prova de resina composta quimicamente ativada aderido a um substrato pré-fabricado de resina composta. Lâminas de tensão (strain gauges) foram aderidas na superfície da resina composta quimicamente ativada e na superfície da placa de resina

composta com o intuito de medir a tensão por um período de 500 segundos. Os resultados mostraram que a tensão alcançou um patamar a partir dos 200 segundos depois de iniciada a mistura do material. A tensão continuou aumentando durante todo o período avaliado, porém a velocidade muito menor. Concluiu-se que a tensão foi realmente transmitida através da superfície adesiva nesta configuração experimental e que os resultados estiveram de acordo com trabalhos previamente publicados.

CRISTENSEN et al²¹ relataram em 1999, que os efeitos negativos da polimerização rápida e com alta intensidade das resinas tem sido prognosticado pela utilização dos sistemas de polimerização laser de argon e arco de plasma. Para analisar a fotopolimerização, utilizaram seis materiais restauradores resinosos fotoativados por 14 sistemas diferentes representando intensidades variando de 400 mW/cm² a 1.900 mW/cm² ; modos de liberação constante, gradual e em dois passos; tempo de polimerização variando de 1 a 40 segundos; diâmetro da ponta de 6,7 a 10,9 mm. Dois lasers, cinco luzes de arco de plasma e sete lâmpadas com fonte de luz halôgena foram utilizados. Foram documentadas a contração de polimerização, o módulo, a geração de calor, a deformação e as mudanças físicas nos dentes e nas resinas durante o teste. Os resultados mostraram que os efeitos associados com as fontes de luz não foram estatisticamente significantes, mas foram altamente significantes quando associadas à formulação das resinas. As resinas de micropartículas apresentaram os menores valores de contração e o menor módulo de elasticidade. Uma resina de polimerização química teve contração e módulo de elasticidade tão alto como ou mais alto que as resinas híbridas fotoativadas. As luzes de Lazer e arco de plasma produziram os maiores aumentos de temperatura na superfície (até 21°C) e dentro das restaurações de resina (até 14°C) enquanto que as luzes halógenas produziram o maior calor dentro da câmara pulpar (até 2°C). A deformação dentro do dente foi menor com Heliomolar e maior com Z100 e Bisfill II. Os efeitos clínicos do alívio da deformação foram evidentes quando verificadas a formação de linhas brancas na interfase dente-resina e as fraturas no esmalte adjacente às margens. Esse trabalho

comprometeu a formulação da resina, mais do que o tipo de luz ou de polimerização, como fator importante nos problemas de polimerização. Baixa intensidade de luz e o uso dos métodos de polimerização gradual e em dois passos, não promoveram significativa redução da contração, do módulo de elasticidade ou da deformação. Não provieram, ainda, a fratura do esmalte adjacente às margens e a formação dos defeitos da linha branca nas margens. Afirmaram que, até que materiais com menor contração e módulo estejam disponíveis, o uso de selantes de superfície de baixa viscosidade como um passo final na colocação de resinas é sugerido para selar os defeitos.

Em 1999, RUEGGEBERG⁵⁴ descreveu diversos métodos de polimerização das resinas compostas. Relatou que o componente foto-absorvente mais comum utilizado nos materiais restauradores é a canforquinona (CQ), que absorve energia dentro do espectro de luz azul entre 450 e 500nm, com pico aproximadamente em 465nm. Quando excitada a essa energia a canforquinona colide com a amina formando um radical livre que forma ligações covalentes com as moléculas de dupla ligação carbônicas dos monômeros, formando uma reação em cadeia, polimerizando o material. A diminuição da intensidade de luz à medida que a profundidade do material aumenta, constitui um problema que deve ser compensado com o aumento da duração da exposição da resina à luz, ou com aumento da intensidade de luz para maior excitação das moléculas. Relatou ainda que os metacrilatos utilizados na composição dos materiais a base de resina sofrem contração de polimerização; para cada molécula C=C reagindo e formando uma ligação simples (C-C) existe 23cc de contração. Adicionando-se maior quantidade de carga às resinas, os fabricantes reduziram a contração volumétrica para 1,5 a 3% que, entretanto, ainda podem resultar em estresse às paredes da cavidade levando a fendas marginais e fraturas do esmalte com a conseqüente sensibilidade pós-operatória. Concluiu-se que durante a fase inicial de polimerização, onde os polímeros encontram-se ainda flexíveis e em estado fluido, o estresse da contração pode ser aliviado pelo escoamento da resina e não há transmissão de estresse para a interfase dente/resina. Ao apresentar-se a estrutura mais rígida (maior módulo de elasticidade) o estresse atinge a estrutura

dental. O momento em que o polímero adquire um maior módulo de elasticidade e pode transferir o estresse para a interface dente/resina é chamado de ponto gel. O estresse desenvolvido durante a polimerização pode ser minimizado considerando a proporção entre as superfícies aderidas e não aderidas, (quando a proporção aumenta) como nos casos das cavidades classe I e V, o polímero tem pouca superfície para escoar e, conseqüentemente, o estresse aumenta. No caso de cavidades classe II e IV o estresse é reduzido, pois não existe muita diferença entre as superfícies aderidas e as superfícies livres. Essa proporção tem sido chamada de Fator de Configuração ou Fator C. Afirmou ainda que diminuindo a intensidade de luz nos instantes da polimerização, esta ocorre lentamente, gerando menor valor de estresse pelo maior tempo que o material tem para escoar. (essa técnica é conhecida como soft-start) Quando o material atinge o estado gel, é submetido a alta intensidade de luz, garantindo grau de conversão equivalente ao obtido com a técnica convencional. Afirmou ainda que, com a polimerização ocorrendo mais lentamente, as propriedades físicas dos polímeros são melhoradas, pois cadeias mais longas e com maior peso molecular são obtidas.

SAKAGUCHI⁵⁸ nesse mesmo ano de 1999, afirmou que a contração de polimerização dos compostos dentais é a maior responsável pela sensibilidade da técnica quando esses materiais são utilizados clinicamente. Relatou que as dificuldades com os contatos proximais, integridade marginal, espaços internos, sensibilidade pós-operatória e estabelecimento da oclusão, estão todos relacionados com a contração de polimerização. A contração é inerente aos sistemas atualmente disponíveis e persistirá até o surgimento de polímeros com baixa ou nenhuma contração. Portanto, o entendimento da origem e magnitude do estresse de contração é útil para proporcionar procedimentos clínicos racionais durante a inserção das resinas. Explicou que durante a polimerização há uma inevitável transformação de um líquido viscoso para um gel visco-elástico, no chamado de ponto de geleificação. Nos sistemas fotoativados a geleificação ocorre poucos segundos após a exposição à luz. Relatou que a contração que ocorre antes da geleificação é chamada de pré-gel e aquela que ocorre após a

geleificação é chamada de pós-gel, sendo esta última de maior importância clínica, pois forças são transferidas desde a resina, através dos adesivos, para o esmalte e a dentina. Descreveu métodos utilizados para a medição do estresse de polimerização das resinas, afirmando que não é possível medir o estresse diretamente, e que a força de contração necessita transferir-se para um segundo corpo. Finalmente afirmou que alguns métodos medem a contração pós-gel, mas não está claro se esses métodos captam toda a deformação pós-gel, e que os clínicos deveriam ser cautelosos em usar os valores de estresse como indicadores de sucesso clínico de alguma marca de resina em particular sem o conhecimento das condições do teste efetuado.

SUH⁶¹ também em 1999, relatou que a contração de polimerização das resinas compostas induz estresse na restauração final quando a resina está aderida à estrutura dental. Afirmou que a quantidade de estresse pode ser controlada pela técnica de polimerização de pulso tardio. Propôs que a embalagem das resinas indique: (1) a energia total requerida; (2) especificações da polimerização; (3) o espectro necessário na emissão de luz da lâmpada de ativação.

VERLUIJS; TANTBIROJN⁷² afirmaram, também em 1999, que a contração de polimerização dos materiais restauradores resinosos causa preocupações clínicas porque o estresse residual é transmitido para o dente restaurado. Esse estresse pode, entre outras coisas, causar fraturas do esmalte, microinfiltração marginal e sensibilidade pós-operatória. Relataram que a quantidade do estresse de contração não depende somente de quanto o compósito contrai, mas também do módulo de elasticidade do compósito, da forma da cavidade e da adesão estabelecida entre o dente e a restauração. Afirmaram que a relação entre esses fatores pode ser descrita por leis físicas, e que para analisar o estresse de contração, modelos teóricos deveriam ser usados para poder relacionar várias propriedades da contração com diferentes condições clínicas através das leis físicas e, assim, os modelos teóricos poder-nos-iam ajudar a repensar e otimizar os caminhos para o sucesso clínico. Relataram três definições que descrevem a

contração: a quantificação (contrações volumétrica e linear), a fase (pré-gel, pós-gel e a contração total) e a distribuição (contração uniforme e não uniforme). Finalmente, descreveram que, para entender o problema de contração das restaurações dentais, é importante perceber que duas mudanças físicas maiores ocorrem durante a polimerização da resina: a solidificação e a contração, e que a interação entre ambos fenômenos causa o estresse de contração, que individualmente eles não causariam.

Ainda em 1999 KINOMOTO; et al⁴⁴ compararam a distribuição e magnitude do estresse de contração entre uma resina quimicamente ativada e uma fotoativada. O estudo foi realizado utilizando análise de foto-elasticidade. Observou-se que a distribuição do estresse principal e o estresse gerado na parede da cavidade assemelharam-se em resinas compostas quimicamente ativadas e fotoativadas. No entanto, quando a magnitude do estresse foi avaliada, observou-se que a resina fotoativada gerou valores significativamente maiores, quando comparados com a resina quimicamente ativada. Os autores concluíram que a diferença na magnitude do estresse não estaria em função de sua distribuição, e que a velocidade de polimerização aparece como principal fator na magnitude de estresse interno durante a contração de polimerização.

Em 2000, CONDON; JACK; FERRACANE²³ realizaram um estudo com o objetivo de medir a magnitude das forças de contração de polimerização de diversos materiais odontológicos resinosos e avaliaram o efeito de um monômero, recentemente lançado, e que é derivado de um metacrilato álcool estireno-alil, ou MSAA, na redução dessas forças. Os autores testaram onze resinas compostas existentes no mercado e uma série de resinas compostas experimentais em uma máquina de ensaios para medir a tensão máxima gerada. Os resultados mostraram relação significativa entre maior volume da matriz e aumento das forças de contração de polimerização. A introdução do MSAA reduziu em 30% as forças de contração das resinas experimentais, mostrando que monômeros com menor contração de polimerização induzem menores forças de contração, melhorando o prognóstico da interface adesiva.

Uma revisão sobre as técnicas e aparelhos de fotoativação com especial ênfase na eficácia de polimerização e a conseqüente contração foi publicada por DAVIDSON; DE GEE²⁸ ainda o ano 2000. Destacaram que para iniciar a polimerização da maioria de resinas compostas fotoativadas, a ativação da canforoquinona é essencial. Isto pode ser conseguido através da irradiação do material com luz de comprimento de onda específico. Para ótima conversão da resina, certa quantidade de energia é requerida. A energia pode ser aplicada em uma variedade de formas, sendo dependente das características da luz e do tempo de aplicação. Os autores mencionaram que um tempo prolongado de irradiação é mais efetivo para uma conversão adequada que aumentar a intensidade da energia. Finalmente afirmaram que desde que a manipulação da luz requer profundo conhecimento sobre o controle do estresse em restaurações adesivas, uma boa qualidade marginal poderia ser mais fácil de se obter, utilizando bases flexíveis que possam agir absorvendo estresse.

Ainda nesse ano, GORACCI³⁸ afirmou que a contração de polimerização é um processo com duas fases: a fase pré-gel e pós-gel. Na fase pré-gel, a contração pode ser compensada pelo escoamento da resina composta, enquanto a contração da fase pós-gel não pode ser compensada, transmitindo tensões que podem levar a falhas nas paredes da cavidade. Mencionou que o objetivo da polimerização progressiva, com intensidade baixa inicial e posteriormente alta, é compensar essa contração procurando dilatar a fase pré-gel permitindo melhor adaptação interna da resina, proporcionando melhor qualidade da interface dente-resina.

Em 2000 SUH⁶² citou que a contração é uma propriedade física conseqüência de uma reação química, e é inerente ao material restaurador resinoso. Afirmou que as resinas compostas apresentam matriz orgânica que contrai $10 \pm 2\%$ em volume, e carga inorgânica que não contrai. Relatou que, quanto mais carga é adicionada ao material, menor será a contração resultante da resina composta. Porém isto não significa que toda resina com baixa contração,

necessariamente gere baixo estresse, em função do aumento do módulo de elasticidade da mesma com o aumento de carga inorgânica. Afirmou, ainda, que a técnica de polimerização conhecida como pulso tardio reduz, mais do que qualquer outra técnica, o estresse de contração, pois aumenta de uma maneira eficiente a fase pré-gel da resina, onde o material pode escoar e aliviar o estresse de contração.

Em 2000 CHOI; CONDOM²⁰ comentaram que as resinas compostas apresentam ainda algumas propriedades não desejadas que podem afetar sua durabilidade como material restaurador. Uma delas, segundo os autores, é a contração que inevitavelmente acontece quando o material polimeriza e troca a distância de Van der Waals entre suas moléculas por uma distância de ligação covalente. Essa contração pode transmitir estresse quando o material é confinado dentro de uma cavidade adesiva. Uma forma prática que estaria sendo utilizada para diminuir as conseqüências desta contração é o uso de camadas de maior espessura de adesivo como camada intermediária entre a resina composta e o dente. Uma camada de espessura considerável de material de baixo módulo de elasticidade poderia absorver parte do estresse de contração gerado pela resina composta durante sua polimerização. Assim, o propósito deste estudo foi avaliar e medir quantitativamente o estresse de contração de uma resina composta variando a espessura do adesivo, e relacionar esse efeito com a microinfiltração em cavidades de classe V preparadas em dentes bovinos. A montagem do teste foi semelhante àquela descrita por FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³². A força de contração foi registrada durante 15 minutos e o valor máximo nesse período foi considerado. Foram avaliados 30 corpos de prova, nos quais a espessura do adesivo variou de 20 a 300um, em cavidades de fator-C 2 e 3. Para o teste de microinfiltração foram utilizados 24 dentes bovinos extraídos onde foram preparadas cavidades de classe V semelhantes entre elas, separadas em dois grupos, com fator-C 2 e 3. O adesivo utilizado foi o Scotchbond MP. Os resultados mostraram que existiu diminuição de 17% no estresse de contração quando o corpo de prova passava a utilizar duas camadas de adesivo no lugar de uma única camada. Quando passou a utilizar três camadas apresentou diminuição

adicional de 13%, em cavidades de fator-C 2. Em cavidades de fator-C 3, a utilização de duas camadas promoveu a diminuição de aproximadamente 24% no estresse de contração, enquanto que uma terceira camada não promoveu benefício algum. A diminuição de estresse de contração produzida pelo adesivo tem sido relacionada com seu baixo módulo de elasticidade tanto nele mesmo como na área de inter difusão com a dentina. Esse estudo demonstrou que o estresse transmitido durante a polimerização da resina composta foi significativamente reduzido pela aplicação de espessuras maiores de adesivo. Foi observado que a aplicação de uma camada adicional de adesivo aumenta a espessura da camada deste de duas a quatro vezes. Adicionalmente, o estresse foi positivamente relacionado com a microinfiltração precoce da restauração. Desta forma, segundo os autores, aumentar a espessura do adesivo pela utilização de camadas adicionais poderia levar a melhor adaptação marginal e conseqüentemente aumentar a vida útil da restauração.

Ainda em 2000, YAP; et al.⁷⁵ avaliaram as mudanças dimensionais ao longo prazo, em uma resina composta convencional e uma resina modificada por poliácidos (compômero), e verificaram o efeito da hidratação sobre a contração de polimerização. Foram utilizadas lâminas de tensão (*strain gauges*) para medir a contração linear em cada material em água a 37°C ou no ar a 26°C durante um período de um mês. Os resultados mostraram que a reação de polimerização de ambas, a resina convencional e modificada por poliácidos, é acompanhada por uma mudança dimensional. A velocidade de contração foi para ambos materiais, maior durante a fotoativação, e continuou mesmo depois de ter concluído esse procedimento. Quando foram armazenadas em água, a maior contração foi registrada depois de uma hora para ambos materiais. Isto foi seguido por uma lenta absorção de água e expansão em um período de um dia a um mês. A resina modificada por poliácidos apresentou contração final significativamente menor que a resina convencional depois de um mês de armazenamento em água.

Em 2001, CHEN; et al.¹⁸ estudaram o estresse de contração de polimerização de resinas compostas fotoativadas condensáveis. Foram avaliadas

4 resinas compostas condensáveis (Solitaire, Solitaire 2, Surefil, Alert) umOrmocer (Definite) e uma resina composta híbrida (Tetric Ceram). Foi utilizada uma máquina de ensaios montada especificamente para registrar as tensões geradas durante a contração de polimerização. As dimensões do espécime de resina composta foram 4 x 4 x 2 mm com um fator “C” de 0.33. As resinas foram polimerizadas de modo convencional com densidade de potência de 800mW/cm². Foi observado que todas as resinas compostas transmitiram estresse desde o início da fotoativação e durante todo o período avaliado (300seg.). Alert e Definite (4.60 e 4.16 MPa respectivamente) mostraram valores significativamente maiores que os outros materiais avaliados. Não existiu diferença significativa entre Solitaire (3.33 MPa), Solitaire 2 (3.36 MPa) e Surefil (3.13 MPa). Tetric Ceram mostrou menores valores que todos os materiais (2.51 MPa). A diferença foi atribuída ao diferente módulo de elasticidade dos materiais avaliados. Ainda foi observado que a força de contração fosse gerada a diferentes velocidades para diferentes materiais, existindo relação direta com os valores máximos de forças de contração. Foi verificada a existência de um incremento da velocidade com que a força foi gerada, imediatamente depois do final da fotoativação. Os autores explicaram que esse incremento rápido da contração pode ser consequência da diminuição da temperatura quando a fonte de luz é desligada. Finalmente concluíram que as resinas condensáveis geraram forças significativamente maiores que a resina híbrida.

DAVIDSON²⁶, também em 2001, relatou que as necessidades de um material restaurador para apresentar propriedades satisfatórias são complexas, e estão relacionadas com o domínio da biocompatibilidade e da estética. Escreveu que características mecânicas apropriadas são requisitos essenciais e que, graças ao mecanismo de adesão, restaurações são praticamente fusionadas à estrutura dental remanescente, o que contribui significativamente para a longevidade do dente restaurado. Citou que os materiais a base de resina requerem profundo entendimento do processo de adesão e da criação de estresse. Afirmou que o cimento de ionômero de vidro tem a capacidade de

liberar flúor nas margens das restaurações e de estimular a hipermineralização das estruturas dentais adjacentes. Afirmou, ainda, que o processo de contração de polimerização do cimento de ionômero de vidro é menos destrutivo para a adesão do que o das resinas compostas, em função de que durante a fase inicial de polimerização o ionômero de vidro se apresenta como uma borracha o que permite redução de volume de forma mais elástica e menos rígida do que na fase inicial da polimerização da resina. Explicou que outro fator que contribui para a compensação da contração é a baixa força coesiva do ionômero que pode gerar microfraturas internas.

O mesmo pesquisador²⁵ citou em outro trabalho também em 2001, que para se trabalhar com resinas compostas e cimentos de ionômero de vidro modificado por resina, o profissional deveria conhecer profundamente as características desses materiais, tais como sua composição, estrutura e iniciação da reação de polimerização. Afirmou que a iniciação pode ser alcançada pela ativação do iniciador, adicionando ao sistema energia em forma de luz visível, e que para esse propósito o dentista tem que selecionar uma fonte de luz diante das várias opções e das diferentes filosofias, como a luz de lâmpada halógena, o arco de plasma, o laser ou as fontes de luz de LED, com níveis de densidade de potência que variam de 350 até acima de 1000 mW/cm². O objetivo é obter conversão alta e uniforme em tempo tão curto quanto possível de irradiação, uma profundidade avançada, com baixo estresse de contração de polimerização, para resultar em uma restauração durável. Afirmou que uma das formas de reduzir o estresse de contração seria utilizando baixa densidade de potência inicial, para promover uma reação de polimerização mais lenta e com menor módulo de elasticidade inicial. Concluiu que a utilização de fontes de luz de alta densidade de potência, gerando uma rápida conversão, é acompanhada de rápida rigidez e transmissão de estresse de polimerização, que pode afetar a integridade marginal das restaurações adesivas.

MIGUEL A.; DE LA MACORRA⁴⁸ em 2001 propuseram uma fórmula matemática associando o estresse de contração de polimerização em relação às superfícies livres e aderidas da cavidade, o volume do material e a deformação dos materiais resinosos. Os autores criticam a metodologia de FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³² expondo algumas limitações na montagem do ensaio. Explicam que o sistema de posicionamento usado nesse estudo só reconhece a mudança de distância entre as bases, gerando movimento para, em teoria, manter a distância constante. Segundo os autores, esse não pode ser considerado um sistema rígido, desde que as bases estão continuamente aproximando-se em decorrência das tensões produzidas pelo material durante a polimerização e afastando-se em função do sistema de posicionamento. Para eles, esse contínuo movimento de bases poderia induzir a leituras errôneas, desde que poderia ser possível que o material seja parcialmente estressado. Outra limitação, segundo os autores, é mais de origem conceptual. Não existe um sistema totalmente rígido na natureza, e a restauração inevitavelmente possuem uma certa capacidade de deformação, que permite que as tensões sejam parcialmente relaxadas. Também critica o fato de que o fator C não considere volume da restauração, nem as características específicas do material. Avaliaram corpos de prova cilíndricos de 9 materiais quimicamente ativados. Os diâmetros dos discos foram 5,81; 8,5; 11,26; 12,42; 17,02 e 23,14 mm com alturas de 0,02 e 5,9 mm. Foram deixados polimerizar por um período de 25 minutos. Os resultados mostraram que não existiu uma relação linear direta entre o fator C e o estresse de contração. Ao maior fator C, menores as tensões encontradas. Mesmo com resultados contrastantes, observaram que o modelo de FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³² é até agora a melhor solução para medir o máximo estresse de contração, mas que não representa o que acontece na cavidade, onde parte do estresse é oculto, pelo movimento da estrutura dentária, relaxando tensões dos incrementos de resina composta, sugerindo finalmente a utilização de sistemas não rígidos, que considerem a deformação do sistema para avaliar o estresse de polimerização. Os valores que acharam (0,05 até 0,6 MPa) foram menores que valores publicados em trabalhos prévios. Novamente, enfatizaram que isso estaria em função da deformação do modelo não rígido. Ainda os autores sugerem que a

influência da superfície aderida não é necessariamente a mesma que a da superfície livre, e postula que esta última poderia ser maior, tornando o volume um fator importante. Finalmente sugerem que a utilização de corpos de prova cilíndricos montados entre duas bases para a interpretação da situação clínica (cavidades) poderia ser um erro, sugerindo que corpos de prova com forma de cavidades reais deveriam ser usados.

TESSORE; TRINCHERO⁶⁶ em 2001, realizaram um trabalho sobre a sensibilidade pós-operatória como consequência de restaurações de resina composta em dentes posteriores. Relataram que a sensibilidade pós-operatória seria o resultado de um selamento imperfeito ao nível de dentina, esmalte ou ambos, e que as razões para esse selamento imperfeito estariam relacionados com a impregnação imperfeita do sistema adesivo sobre o substrato dentinário ou pelas forças de contração de polimerização que podem causar microfraturas na estrutura de esmalte ou descolamento da resina composta da estrutura dental. Explicaram que, durante a polimerização, as resinas compostas estão sujeitas a uma redução volumétrica de 2 a 6%, e que essa redução exerce uma força de 8 a 23 MPa nas paredes da cavidade, dependendo do tipo de resina e da forma da cavidade, podendo causar o aparecimento de fendas, pela separação do adesivo das estruturas dentinárias, ou micro-fraturas da estrutura do esmalte. Observaram ainda que, um compósito com maior concentração de carga tem uma menor contração de polimerização, mas, paradoxalmente ele pode gerar maior estresse por ser menos elástico, e possuir menor capacidade de escoar para compensar a contração. Assim, recomendaram a utilização, na prática clínica, de base com material altamente elástico após a camada adesiva para reduzir o estresse transmitido às estruturas dentárias. Recomendaram, ainda, a utilização de selantes de superfície para eliminar as porosidades da resina, fendas na interface dente-restauração e micro-fraturas de esmalte, reduzindo assim a sensibilidade pós-operatória.

Considerando que a resina contrai durante sua polimerização, e que os adesivos atuais podem em certas situações, resistir às tensões transmitidas pela resina composta SUH; WANG⁶⁴ em 2001 avaliaram a direção desta contração para diferentes situações de adesão ao substrato. Foram utilizadas uma resina fotoativada e uma quimicamente ativada. Para simular a preparação de classe I, cada resina composta foi inserida em um anel de vidro com diâmetro interno de 3,2mm, diâmetro externo de 8,5mm e altura de 3mm. Três condições adesivas foram testadas; grupo 1 testou a ausência de adesão a qualquer parede; o grupo 2 testou a adesão exclusivamente nas paredes de vidro; o grupo 3 testou a adesão às paredes e a um piso da cavidade feito de resina pré-polimerizada. A resina composta foto ativada foi inserida em cavidades com 3 fatores-C diferentes e duas técnicas de inserção (incremento único e incremental). Para cada uma das seis condições experimentais foram realizados 3 corpos de prova. Os resultados mostraram que, tanto nos corpos de prova com adesão às paredes, como naqueles grupos onde não existiu adesão às paredes, o material apresentou uma concavidade (deflexão cêntrica em direção ao centro da massa) depois da polimerização. A magnitude dessa deflexão aumentou significativamente quando a quantidade de paredes adesivas aumentou. Os autores acrescentaram que nos grupos 1,2 e 3 a resina se afastou da fonte de luz. A maior deflexão aconteceu no centro do extremo superior do corpo de prova, mesmo que esse ponto tenha ficado mais perto da fonte de luz e conseqüentemente tenha sido o primeiro a receber a luz, confirmando as observações de VERLUIJS; TANTBIROJN; DOUGLAS⁸². Observaram que no extremo inferior do anel a concavidade foi maior. A explicação dos autores foi que a resina fotoativada que fica nesse extremo recebe menor intensidade de luz e a sua polimerização seria mais lenta, permitindo que a fase pré-gel seja mais extensa, e o ponto de geleificação demore mais em ser alcançado. Essas condições permitiriam maior possibilidade de compensar o estresse de contração através do fluxo na superfície livre, em comparação com a resina no extremo superior onde essa fase pré-gel é alcançada rapidamente. A maior fluxo, maior deformação do material, mas menor estresse residual. A resina quimicamente ativada mostrou o mesmo padrão de contração que a resina fotoativada. Esses resultados sugerem que a direção de

contração tanto para as resinas fotoativadas como quimicamente ativadas estaria mais em função das paredes da cavidade e superfície livre que do tipo de resina composta. Em relação à técnica incremental, observaram que não existiu diferença estatisticamente significativa entre essas técnicas, sugerindo que o processo de fluxo do primeiro incremento deve ter sido suspenso em uma fase inicial da polimerização, pelo segundo incremento, não observando vantagem alguma na técnica incremental no aspecto avaliado.

A influência da qualidade adesiva da interface sobre a direção da contração de polimerização foi avaliada por CHO; et al.¹⁹ em 2002. Segundo os autores a forte adesão existente nos adesivos atuais poderia afetar a direção da contração de polimerização e mudar o conceito clássico da suposta contração das resinas fotoativadas em direção da fonte de luz e quimicamente ativadas em direção do centro da massa do material. Foi demonstrado que a presença de adesão influenciou significativamente nos resultados, e que, para obter uma forte adesão com capacidade de enfrentar a força de contração de polimerização o adesivo deve ser polimerizado antes da inserção da resina composta. Outra observação importante nesse trabalho foi que a resina fluida apresentou piores resultados, produzindo maior deformação pela contração de polimerização. Os autores comentaram que esses resultados sugerem que a excessiva contração de polimerização desenvolvida pela resina fluida foi o suficientemente grande para ultrapassar a força de adesão, e que a flexibilidade do material não foi suficiente para compensar essa contração e sua correspondente formação de estresse. Finalmente sugeriram, em base a seus resultados, que a direção dos vetores de contração de polimerização foram para um centro localizado muito perto da superfície adesiva, porém a localização exata era dependente da qualidade desta, sendo que quando melhorava o centro para onde se dirigiam os vetores de contração de polimerização ficava mais perto da interface adesiva.

BRAGA; FERRACANE¹³ em 2002, avaliaram a influência do grau de conversão final e velocidade de reação sobre o estresse de contração de polimerização em restaurações de resina composta. Os resultados mostraram que maiores tempos de exposição (similar densidade de potência, porém maior densidade de energia) produzem maior grau de conversão. Como foi esperado, quando a resina composta foi irradiada com a mesma densidade de potência, porém por um tempo maior, os parâmetros mostrando a cinética da reação não mostraram diferença significativa, demonstrando que a velocidade da reação foi a mesma nos grupos avaliados. O grau de conversão final foi o único responsável pela diferença nos valores de estresse de contração. Tanto o grau de conversão como a contração de polimerização não mostraram diferenças significativas após 60 segundos de ativação. Segundo os autores, acima de certo nível de densidade de energia, o grau de conversão e a contração não aumentam proporcionalmente com a densidade de energia, devido à mobilidade restringida dos radicais livres dentro da rede do polímero. As menores variações em grau de conversão e contração aconteceram no período de 60 a 120 segundos, no entanto, estes corresponderam a um maior aumento do estresse. Segundo os autores o aumento do módulo de elasticidade não permite ao material liberar tensões, sendo a causa para que pequenas mudanças no grau de conversão ou contração aumentem o estresse de contração.

Ainda em 2002, CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI¹⁵ propuseram uma nova metodologia para avaliar as forças de contração na polimerização de resinas compostas ativadas com luz de lâmpada halógena e LED. Foram utilizadas duas bases de aço em forma retangular (6 x 2 mm), posicionadas paralelamente, sendo uma conectada ao braço móvel da máquina de ensaios (Emic – DL 500), através de uma célula de carga de 10 Kgf, e outra ao braço fixo. As resinas compostas foram introduzidas entre as bases metálicas, ficando o espécime com 1 mm de altura, volume de 12 mm³ e fator C 1,5. As bases ficaram fixas durante o ensaio, e as forças geradas durante a polimerização foram registradas pela máquina através de uma curva força/tempo, e num total de dez ensaios para cada grupo. As resinas compostas de micropartículas (A110, 3M), micro-híbrida (Z250, 3M) e

condensável (P60, 3M) foram polimerizadas por 60 segundos com luz de lâmpada halógena (Dentsply – 500 mW/cm²) ou LED (Dabi Atlante – 150 mW/cm²). O resultado do trabalho mostrou que os valores da força de contração obtidos no período de 120 segundos foram significativamente maiores que ao 60 segundos para todas as resinas, independente da fonte de luz. A resina A110 apresentou valores significativamente maiores que a Z250 e a P60 em todos os casos, e não houve diferenças entre a Z250 e a P60. Os valores obtidos com luz de lâmpada halógena foram significativamente maiores em comparação com os obtidos com LED nos períodos avaliados, com exceção da resina A110 aos 60 segundos. Os autores concluíram que resinas ativadas com LED apresentaram menores valores de força de contração em comparação com os obtidos com luz de lâmpada halógena.

SANTOS; SILVA E SOUZA JR.; MONDELLI⁵⁷ realizaram uma revisão de literatura em 2002, na qual citam que a contração de polimerização é um dos fatores que mais contribui para o insucesso das resinas compostas e que ela é o resultado da movimentação e aproximação dos monômeros entre si durante a formação da cadeia polimérica. Afirmaram que quanto maior for o grau de conversão do monômero, maior seria a contração de polimerização, e que, nas resinas atuais, o grau de conversão fica em torno de 60 a 70% e a contração de polimerização foi reduzida para 1,5 a 3%. Relataram que a contração de polimerização é inerente às resinas compostas e irá persistir até que resinas sem contração ou portadoras de monômeros que sofram expansão durante a reação de polimerização estejam disponíveis. Concluíram 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 e intensidade de luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador. Indicaram, como formas de minimizar esta contração, o uso de intensidades mais baixas de luz, com o intuito de prolongar a fase pré-gel, e o uso da técnica incremental, para reduzir o fator C.

MONDELLI; CASTAÑEDA-ESPINOSA; FRANCO⁴⁹ realizaram em 2002, um trabalho para avaliar as forças de contração geradas na polimerização segundo o tipo de resina composta e modo de ativação. Relataram em seu trabalho que as forças geradas durante a polimerização das resinas estão relacionadas à sua composição e modo de ativação. Analisaram as forças de contração geradas na polimerização de uma resina quimicamente ativada (Concise, 3M) e três fotoativadas: micropartícula (A 110, 3M), microhíbrida (Z250, 3M) e condensável (P60, 3M). Utilizaram como metodologia duas bases de aço em forma retangular (6x 2 mm), posicionadas paralelamente, sendo uma conectada ao braço móvel da máquina de ensaios (Emic – DL 500), através de uma célula de carga de 10 Kg, e a outra ao braço fixo. As resinas compostas foram introduzidas entre as bases metálicas, ficando o espécime com 1 mm de altura, volume de 12 mm³ e fator C 1,5. As bases ficaram fixas durante o ensaio (600s) e as tensões geradas durante a polimerização foram registradas através de uma curva força/tempo, num total de dez ensaios para cada resina. As resinas fotoativadas foram polimerizadas durante 60 segundos com luz de lâmpada halógena (Dentsply – 500 mWcm²). Os valores obtidos após 60 segundos foram registrados e as médias comparadas através da análise de variância e teste de Tukey. Os resultados mostraram que a resina Concise apresentou os menores valores de força de contração, com diferenças estatisticamente significante com relação às fotoativadas. A resina A110 apresentou valores significativamente maiores que a Z250. Não houve diferenças significativas entre A110 e P60 e entre Z250 e P60. Os autores concluíram que todas as resinas compostas avaliadas desenvolveram forças de contração durante sua polimerização, com diferenças entre o modo de ativação e as categorias das resinas utilizadas.

CAVINA¹⁷ em 2003 estudou a força de contração de polimerização de resinas compostas híbridas utilizando a metodologia descrita em CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI¹⁵. Observou que a força de contração é dependente de cada formulação, sobretudo da relação entre matriz orgânica e partículas inorgânicas assim como da composição da matriz e das partículas. A curva força-

tempo mostrou que as forças de contração foram geradas rapidamente nas resinas avaliadas (todas fotoativadas). Foi observado que ao momento de desligar a fonte de luz, a velocidade de formação de forças de contração aumentava por alguns segundos antes de voltar a retomar uma velocidade menor. As resinas Renew e Z-100 apresentaram os maiores valores de força de contração enquanto que Admira, Z-250, Synergy e Renamel apresentaram os menores valores. Chamou a atenção do autor o baixo valor obtido por Admira, em relação à percentagem de carga, sendo explicado esses baixos valores pela formulação da matriz da resina, à base de Ormocer.

SAKAGUCHI, WILTBONK; SHAH⁶⁰ em 2004 realizaram uma análise sobre quatro métodos para medir força de contração de polimerização da resina composta. Os métodos foram: Dilatômetro, Disco aderido modificado, Strain gauges e um novo método de transdução linear.

A resina composta (sem pigmentos) continha(SO:SO Bis-GMA/TEGMA, 0,7% CQ, 0,35%) partículas com 5% de sílica e 67 Wt% de partícula híbrida não tratada. Os espécimes em número de dez foram expostos por 60 s a 600 mW/cm² e monitorados por 300s. O volume dos espécimens foi de 8mm³ pelo método Strain gauges, 25 mm³ pelos métodos de Transdução linear e Dilatômetro e 43mm³ o método do Disco aderido.

O grau de contração produzido em cada espécime, por cada método foi calculado e comparado. Os valores de força de contração avaliados em 60 e 300s pelos quatro métodos teve uma diferença significativa $p=0,05$ usando a análise de variância e teste de Tukey's.

Os resultados mostraram que a magnitude da força de 60s e 300s dos quatro métodos apresentaram uma diferença significativa de $p< 0,01$. O método do Disco aderido mostrou o mais alto valor de contração de polimerização. Somente depois de ativada a fonte de luz, é que a força de contração foi detectada pelo método Strain gauges.

A contração de polimerização diferiu nos quatro métodos e foi linearmente correlacionado com magnitude de força de contração onde o grau de contração foi menor que 42 %.

FERRACANE³⁶ em 2004 publicou um interessante trabalho, com a intenção de encontrar uma mais completa compreensão da contração de polimerização das resinas compostas. A polimerização das resinas odontológicas é acompanhada por uma significativa contração e a produção de tensões internas. Essas tensões são atribuídas a discrepâncias marginais, que se encontram nas restaurações de compósitos. Em seu trabalho pretendeu-se dar uma visão da origem dessas tensões na polimerização das resinas dentais, uma breve descrição dos métodos para se verificar essas medidas, a discussão do pouco se sabe que das relações entre essas tensões de contração e o desempenho da resina e uma identificação dos fatores dos materiais e da sua utilização que afetam as tensões de contração e uma descrição de várias estratégias propostas para se reduzir essas tensões. O fenômeno das tensões de contração que se desenvolvem nos compósitos para restaurações dentais é altamente complexo, e apesar de muitas investigações, permanecem como um significativo problema clínico.

PAN⁵⁰ em 2004 avaliou as forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas de micropartículas, pois considera um desafio a ser superado por profissionais e fabricantes. O objetivo do seu trabalho foi analisar e determinar “*in vitro*” a intensidade das forças geradas durante a contração de polimerização de seis resinas de micropartículas de ativação física. Foram utilizadas duas bases de aço em forma retangular (6 x 2 mm), posicionadas paralelamente, sendo a base superior conectada ao braço móvel da máquina de ensaios (Emic - DL500), através da célula de carga de 10 Kg, e a base inferior, conectada ao braço fixo. As resinas foram introduzidas entre as bases metálicas, com 1 mm de altura, totalizando um volume de resina de 12 mm³. As bases permaneceram fixas durante o ensaio (120 segundos) e as tensões geradas durante a polimerização foram registradas, num total de 10 corpos de prova para cada resina analisada, e cada amostra de resina foi polimerizada durante 60 segundos com luz de lâmpada halôgena (Dentsply – 500

mW/cm²). Os materiais avaliados foram: Durafill – Heraeus/Kulzer, A110 – 3M/Espe, Sculpt-it – Jeneric/Pentron, Heliomolar – Ivoclar/Vivadent, Amelogen Microfill – Ultradent e Renamel Microfill – Cosmedent. E como grupo controle Z-250 – 3M/Espe e Charisma – Heraeus/Kulzer. Os valores obtidos durante 2 minutos de ensaio foram registrados em curvas força/tempo e as médias comparadas através da análise de variância e teste de Tukey. Estatisticamente, os menores valores foram obtidos para Sculpt-it – Jeneric/Pentron (4,625N), enquanto que os maiores valores foram apresentados pelas resinas Renamel – Cosmedent (11,58N), com diferenças significantes em relação às outras resinas do estudo, ressaltando ainda que as resinas compostas avaliadas apresentaram diferentes intensidades nas forças geradas durante a contração de polimerização.

CASTAÑEDA-ESPINOSA¹⁶ em 2005, no trabalho de tese de doutorado, avaliou as forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas, em função do tipo de resina composta, modo de ativação, Fonte de luz e utilização de material intermediário.

Foram utilizadas duas bases de aço em forma retangular (6 x 2 mm), posicionadas paralelamente, sendo uma conectada ao braço móvel da máquina de ensaio (Emic – DL 500), através de uma célula de carga de 10 Kgf, e outra ao braço fixo. As resinas compostas foram introduzidas entre as bases metálicas, com 1 mm de altura, volume de 12 mm³ e fator C 1,5. As bases ficaram fixas durante o ensaio, e as forças geradas durante a polimerização foram registradas através de uma curva força/tempo, num total de dez ensaios para cada grupo. Foi avaliada a resina quimicamente ativada Concise (3M), e as fotoativadas de micropartículas Filtek A-110(3M), microhíbrida Filtek Z-250 (3M), e de alta viscosidade Filtek P-60 (3M). Dentre os aparelhos fotoativadores, foi avaliado o halógeno Spectrum (Dentsply), e os LEDs Ultraled (Dabi Atlante) e Ultrablue IS (DMC). Os materiais intermediários avaliados foram o cimento de Ionômero de vidro modificado por resina vitrebond (3M) e a resina de baixa viscosidade Filtek Flow (3M). Os resultados mostraram que Concise apresentou forças de contração de polimerização com média de 4,216 ± 0,353N, sendo este valor

significativamente menor que àqueles apresentados, pelas resinas compostas foto ativadas ($p < 0,05$). A resina de micropartículas Filtek A-110 apresentou a maior média entre as resinas foto ativadas ($8,365 \pm 0,5956N$), sem diferenças estatisticamente significativas de Filtek Z-250 ($7,500 \pm 0,6149N$) ($p < 0,05$). Dentre os aparelhos foto ativadores o grupo polimerizado com Ultraled apresentou média significante menor que os outros grupos avaliados ($5,175 \pm 0,3480N$) ($p < 0,05$). O grupo polimerizado com Spectrum ($6,316 \pm 0,2175N$) não mostrou diferenças estatisticamente significativas em relação a Ultrablue IS ($p < 0,05$). Os grupos foto ativados com Ultrablue IS, a densidade de potência de 300 e 600 mW/cm^2 ($6,108 \pm 0,2252N$ e $6,497 \pm 0,2565N$ respectivamente) mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os valores de forças de contração que foram registrados para a resina composta Filtek Z-250 com e sem material intermediário ($p < 0,05$), sendo esta diferença positiva para o vitrebond e negativa para o Filtek Flow. Pode-se concluir que todas as variáveis estudadas influíram significativamente nas forças de contração de polimerização em maior ou menor grau.

Proposição

Proposição

3.1 Objetivo Geral:

- Avaliar a contração de polimerização de resinas compostas em função do tipo de resina composta: microhíbridas, nanopartículas e ormocer por três métodos: força de contração, contração linear livre, contração de parede a parede em cavidades em dentina.

3.1.1 Objetivos Específicos:

- Avaliar comparativamente os valores de contração de polimerização das resinas compostas: Filtek Z250 (3M) (microhíbridas), Filtek Supreme (3M) (nanopartículas), Admira (Voco) (Ormocer) e Grandio (Voco) (nanopartículas).

3.2 Hipótese:

- H_0 : As resinas compostas avaliadas não apresentaram comportamento (valores de contração de polimerização) diferentes entre si, com nenhuma das três metodologias utilizadas.
 - H_1 : As resinas compostas avaliadas apresentaram comportamento (contração de polimerização) diferentes entre si, com as três metodologias utilizadas.
-

Materiais e métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente trabalho, a contração de polimerização de quatro resinas compostas (tabela 4.1) foi avaliada por três métodos diferentes: Avaliação das forças geradas durante a polimerização; Contração de polimerização linear livre; Avaliação da contração parede a parede em cavidades em dentina.

As resinas compostas utilizadas no trabalho, de características diferentes (tabela 4.1; figura 4.1).

Tabela 4.1 Resinas compostas e adesivos correspondentes.

NOME COMERCIAL	FABRICANTE	LOTE	TIPO E % EM PESO DE PARTÍCULAS DE CARGA	TIPO DE MATRIZ	ADESIVOS
FILTEK Z250	3M/ESPE	1370B2 – 3NH	MICROHÍBRIDA 78% EM PESO	Bis GMA/TEGMA	SINGLE BOND
FILTEK SUPREME	3M/ESPE	3910A2D – 2AB	NANOPARTÍCULAS 75% EM PESO	Bis GMA/TEGMA	SINGLE BOND
ADMIRA	VOCO	351215	MICROHIBRIDA 78 % EM PESO	ORMOCER	ADMIRA BOND
GRANDIO	VOCO	341331	NANOHÍBRIDA 87 % EM PESO	Bis GMA/TEGMA	SOLOBOND

Figura 4.1 Resinas compostas: (Filtek Z250, Filtek Supreme, Admira e Grandio) e adesivos (Single Bond, Admira Bond, Solobond).

4.1 Avaliação das forças de contração de polimerização

A presente pesquisa analisou “*in vitro*” as forças geradas durante a contração de polimerização de quatro resinas compostas (tabela 4.1), por meio da metodologia idealizada por CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI.¹⁶

As forças de contração de polimerização foram registradas em uma máquina de ensaios Emic (DL 500 BF-NO5775-NS168, Paraná, Brasil) (Figura 4.2). Para realizar o teste foram confeccionadas duas bases de aço. O extremo, para sua fixação na máquina de ensaios, foi de forma cilíndrica, e o extremo oposto livre, de forma retangular. As bases foram posicionadas uma acima da outra, de forma paralela oposta, e com seu longo eixo na vertical. Uma base foi fixada, através de um pino, a uma célula de carga de 20kgf fixa ao braço móvel superior da máquina de ensaios e a outra ao braço fixo através de um dispositivo Bencor Multiteste modificado para esse propósito.

Figura 4.2 Mesa de trabalho com máquina de ensaios Emic conectada ao computador.

Uma vez montadas as bases de aço na máquina de ensaios, o braço móvel foi movimentado até apresentar contato entre elas. Nessa posição a máquina foi zerada, e o braço móvel foi novamente movimentado até conseguir uma separação exata de 1mm entre as duas bases de aço, conformando o “espaço padrão”, onde a resina composta foi aplicada para sua avaliação (Figura 4.3).

Figura 4.3 A) Máquina de ensaios Emic com as bases de aço em posição, B) Vista aproximada do extremo cilíndrico das bases e separação de 1mm entre elas para aplicação da resina composta.

Este “espaço padrão”, com fator de configuração (fator C) pré-determinado, foi necessário para padronizar a relação entre contração restrita e contração livre do corpo-de-prova de resina composta. O fator de configuração foi calculado a partir da fórmula:

Fator de configuração: $C = SA/SL$ (FEILZER³¹, 1989)

Onde SA= Superfície aderida e SL= superfície livre. A superfície aderida do corpo-de-prova retangular foi calculada a partir da somatória das áreas em contato com as bases de aço, expressado como (2AC). A superfície livre foi calculada pela somatória das superfícies expostas, sendo estas (2AB + 2BC) (Figura 4.4).

Figura 4.4 Desenho da montagem e dimensões do espaço entre as bases (A= 6 mm de largura, B= 1 mm de altura, C= 2mm de profundidade).

O espaço entre as duas bases foi de 6mm de largura, 1mm de altura e 2mm de profundidade, correspondendo às dimensões do corpo-de-prova. O fator de configuração pode ser calculado pela relação (Figura 4.4):

$$C = SA / SL \rightarrow 2AC / 2AB + 2BC$$

Considerando as dimensões das bases e conseqüentemente do espaço padrão, o fator de configuração do corpo-de-prova foi:

$$C = 2 (6 \times 2) / 2 (6 \times 1) + 2 (2 \times 1) = 1,5$$

Estas dimensões correspondem a um fator de configuração de 1,5, valor compatível com cavidades de classe II, III e V (FEILZER³¹,1989). A resina composta foi inserida dentro do espaço padrão com uma espátula metálica, em incremento único, e moldada de acordo às superfícies externas das bases de aço (Figura 4.5), constituindo o corpo-de-prova. Não foi necessário o uso de adesivo nas superfícies das bases de aço, uma vez que estas ofereceram suficiente retenção para as forças desenvolvidas pela resina composta durante a contração de polimerização.

Figura 4.5 A): Corpo-de-prova de resina composta moldado na forma das bases de aço. B): Corpo-de-prova de resina composta pronto para fotoativação e avaliação.

Após a inserção e adaptação da resina composta entre as bases, o teste foi iniciado simultaneamente com a fotoativação, que foi por um período pré-determinado de 20 segundos para cada grupo. Este procedimento foi realizado com a ponta do aparelho fotoativador o mais próximo possível do corpo-de-prova, na sua face mais extensa (6mm), de modo a ter uma espessura uniforme de material irradiado de 2mm (Figura 4.6). Para cada grupo foram realizados 10 ensaios.

Figura 4.6 Corpo-de-prova de resina composta sendo fotoativado.

Para o registro dos valores de forças de contração de polimerização foi desenvolvido um método para o computador (Software) utilizado pela máquina de ensaios. O método utilizou basicamente um teste de tração, porém manteve a máquina de ensaios imóvel durante os ensaios, não permitindo o movimento do braço móvel da máquina. Uma diferença com os testes de tração convencionais foi que neste trabalho a força não foi gerada desde a máquina de ensaios, sendo que esta força foi gerada desde o material avaliado aderido às superfícies das bases de aço. As forças de contração de polimerização foram transmitidas através da base superior de aço até chegar à célula de carga de 20 Kgf originando mínima deformação, que foi traduzida novamente como força no programa da máquina de ensaios. Durante o ensaio cada corpo-de-prova descreveu uma curva relacionando força, expressada em Newton (N), com o tempo transcorrido, expressado em segundos (s). As forças máximas de contração foram registradas e submetidas à análise de variância e teste de Tukey para sua comparação.

4.2 Avaliação da porcentagem de contração linear livre.

O presente estudo analisou também “in vitro” a contração linear livre de corpos de prova de resina composta, através da utilização de uma matriz de teflon, que apresentava uma cavidade retangular (com ângulos arredondados) interna com dimensões de 12mm de comprimento, 5 mm de largura e 2mm de profundidade, (figura 4.7). Foi utilizada a matriz de teflon no intuito de evitar qualquer adesão com o corpo de prova de resina composta, permitindo a contração livre do material durante sua polimerização.

Figura 4.7 Matriz de teflon com cavidade retangular (com ângulos arredondados) interna (12 x 5 x 2mm).

A matriz de teflon, foi colocada sobre uma lâmina de vidro para microscopia, tendo interposta entre elas, uma tira de poliéster. A cavidade foi preenchida com a resina composta e sobre o corpo de prova, foi adaptada outra tira de poliéster e, com outra lâmina para microscopia. Foi feita pressão, sobre a resina composta, a fim de obter-se uma superfície plana. Em seguida a resina composta foi fotoativada por 40 segundos, colocando o centro da ponta do aparelho fotoativador (7mm de diâmetro) inicialmente, no centro do corpo de prova e 20 segundos adicionais, colocando o centro da ponta do aparelho fotoativador em cada um dos extremos (considerando o comprimento) do corpo de prova.

Figura 4.8 a) Matriz de teflon interposta por tiras de poliésteres e lâminas de vidro para microscopia b) Fotoativação da resina composta.

Foi utilizado um aparelho com lâmpada halógena (Degulux-Degussa), com densidade de potência de 500mw/cm^2 , a qual foi avaliada com um radiômetro Demetron Research Corporation Danburcy. CT. 06810-7377 (modelo 100) a cada corpo de prova.

Dez minutos após a fotoativação os corpos de prova foram lixados com lixa d'água primeiramente com n° 600, depois n° 1000 e finalmente n° 1200, em um dispositivo manual (Strues, Dinamarca), até obter-se uma superfície regular e plana, e sem excessos laterais nas margens. Logo após, os corpos de prova foram levados a um aparelho de ultra-som por 1 minuto, para eliminar os resíduos de lixa e restos de resina composta. Para evidenciar as fendas, foi passada grafite, na região das interfaces resina-teflon.

Em seguida observou-se nos extremos as interfaces entre os corpos de prova e a matriz de teflon, em um Foto microscópio automático, que proporcionou um aumento de 80X, onde foram medidas as fendas marginais através de uma escala no visor, que expressava espaço ou distância em micrômetros. Uma vez realizado este procedimento, foram transformados os valores em micrômetro para porcentagem de contração linear, em função do comprimento da cavidade interna.

Para esse cálculo utilizou-se uma regra de três: O comprimento do teflon em micrômetros está para o valor em micrômetro da fenda (soma das duas fendas, ponto onde apresentava o maior valor, situado na curvatura de cada extremo), assim como 100 está para X.

Foram estabelecidos cinco corpos de provas para cada resina composta. Os ensaios foram realizados em uma sala com temperatura constante de $24 \pm 1^\circ \text{C}$ e umidade relativa do ar controlada em $65 \pm 5\%$.

Figura 4.9 Foto microscópio Carls Zeiss, Germany – N° 58419.

4.3 Contração “parede a parede”.

Nesta metodologia, proposta por ASMUSSEN; JORGENSEN⁶ em 1972 foi avaliada a presença de uma fenda entre os materiais restauradores e as paredes de dentina de uma cavidade preparada em dentes bovinos e restaurada utilizando técnica de ataque ácido, adesivo e resina composta.(contração de parede a parede). Foram usados 24 dentes bovinos (incisivos centrais) extraídos, e conservados em solução de cloramina T a 1% em temperatura ambiente até sua utilização. Os dentes tiveram suas raízes totalmente removidas, a superfície vestibular foi desgastada em uma lixadeira mecânica sob fluxo de água com lixas d'água de granulação grossa de número 300, sendo diminuída para de número 600, e finalmente de granulação de número 1000, de maneira a obter-se uma superfície plana de dentina com aproximadamente 6 mm de diâmetro. Cavidades cilíndricas com 3,0 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade foram preparadas, em cada um dos espécimes, iniciando-se o preparo com ponta adiamantada cilíndrica 2094 (K.G > Srensen – S.P.) em alta rotação com refrigeração, sendo o acabamento feito com broca cilíndrica lisa de aço 57 (SS White Ind. Bras.) em baixa rotação, sempre com refrigeração de ar e água.(Figura 4.10).

Figura 4.10 Dente com cavidade em dentina.

Seis cavidades foram restauradas com cada uma das quatro resinas compostas, obedecendo-se no emprego do ataque ácido, aplicação do sistema adesivo, preenchimento da cavidade com as resinas e ativação pela luz, as recomendações dos respectivos fabricantes. Para a resina Filtek Z250 foi feito ataque com ácido fosfórico a 37% pelo tempo de 15 segundos, em seguida foi aplicado o adesivo Single Bond e deixado secar por 2 a 5 segundos, para novamente ser aplicado uma segunda camada de adesivo e fotoativado por 10 segundos, logo após foi inserida a resina em um só incremento e condensada na cavidade com o auxílio de uma espátula para resina. Em seguida, a resina foi comprimida com uma lâmina de vidro para microscopia, protegida por uma fita de poliéster. Finalmente a resina foi fotoativada por 30 segundos. Para a resina composta Filtek Supreme, foi também realizado o ataque com ácido fosfórico por 15 segundos, o adesivo Single Bond foi aplicado em duas camadas e fotoativado por 10 segundos e a resina composta foi inserida na cavidade e fotoativada por 40 segundos. Na resina Admira, depois de feito o ataque ácido por 15 segundos e lavado da cavidade, foi aplicado o adesivo Admira Bond, o qual foi deixado atuar durante 30 segundos, para ser fotoativado por 20 segundos e foi inserida a resina e fotoativada por 60 segundos. Com a resina composta Grandio foi utilizado o adesivo Solobond M. O mesmo ácido fosfórico utilizado nas outras cavidades foi aplicado por 15 segundos, logo o adesivo, deixando atuar por 30 segundos e logo fotoativado por 20 segundos. Em seguida aplicou-se resina com o mesmo procedimento para os outros espécimes, (interposto com tira de poliéster e lâmina de vidro para microscopia) a resina foi fotoativada por 40 segundos.

Figura 4.11 a) Dente com a matriz de poliéster e lâmina de vidro para microscopia, b) fotoativação da resina composta.

Dez minutos após o fim da ativação, os espécimes foram colocados em água deionizada. A superfície da restauração de resina composta foi então lixada, sob fluxo de água, até remover-se os excessos que permanecem nas margens a fim de possibilitar a visualização das fendas que ocorreram entre a margem de dentina e as restaurações de resinas compostas. Os espécimes foram levados ao Foto microscópio (Figura 4.9), munido de uma ocular de medição reticulada, onde foram medidas as fendas marginais.

As fendas foram examinadas em toda sua extensão e foram medidas em seu ponto mais amplo em micrometro, e a partir deste ponto, foram medidos também os diâmetros das cavidades, para então serem calculadas as medidas das fendas em relação aos diâmetros das cavidades. Essa foi considerada a medida das fendas, parede a parede, de cada resina composta em estudo.

Os resultados obtidos nos três tipos de ensaios realizados no presente trabalho foram submetidos à análise estatística, todos utilizando Análise de Variância e Teste de Tukey, a fim de chegar-se às conclusões comparativas quanto ao comportamento dessas resinas em relação à contração de polimerização.

Resultados

5- RESULTADOS

5.1 Avaliação da influência do tipo de resina composta sobre as forças de contração de polimerização.

As resinas compostas fisicamente ativadas descreveram curvas força-tempo com características semelhantes entre elas.

Com o início do ensaio, em sincronia com o início da fotoativação, foi observado que as resinas compostas fotoativadas começaram rapidamente a gerar forças de contração de polimerização. No momento em que a fotoativação foi terminada (20 segundos), as quatro resinas compostas avaliadas continuaram, durante outros 30 segundos, aumentando a velocidade com que as forças foram geradas. Depois deste período, a velocidade voltou a diminuir, mantendo-se um pequeno aumento constante nos valores de forças até o final do ensaio, no período de 120 segundos, quando os valores máximos, foram registrados para análise (Figura 5.1).

Figura 5.1 Curva força-tempo do comportamento médio mostrado por cada um dos quatro grupos avaliados (Azul - Filtek Z250, Marrom - Filtek Supreme, Vermelho - Admira, Verde - Grandio).

Os valores registrados foram submetidos à análise de variância a um critério confirmando-se que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos avaliados ($p \geq 0,05$).

A resina de Nanopartículas Grandio obteve a maior média dentre as resinas compostas ($12.18 \pm 0,4283N$), sem diferenças estatisticamente significativas das resinas Filtek Z250 ($11.80 \pm 0.760N$), Filtek Supreme (11.80 ± 0.707) e Admira ($11.89 \pm 0.647N$) (Tabela 5.1).

Tabela 5.1: Média (Newton), desvio padrão, coeficiente de variação e análise estatística das forças máximas registradas durante o período avaliado para as resinas Filtek Z250, Filtek supreme, Admira e Grandio.

GRUPO	MÉDIA (N)	DESVIO PADRÃO (N)	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (%)	ANÁLISE ESTATÍSTICA
Filtek Z250	11.80	0,760	6,449	a
Filtek supreme	11.80	0,707	5.997	a
Admira	11.89	0,647	5.446	a
Grandio	12.18	0,428	3.516	a

n= 10 ; $p > \text{ou} = 0,05$

Figura 5.2 - Valores médios das forças máximas**Força (N)**

5.2 Avaliação da influência do tipo de resina composta sobre a contração linear livre.

Tabela 5.2 Média (%), desvio padrão (%) e análise estatística, análise de variância a um critério das fendas marginais, resultado da contração linear das resinas: Filtek Z250, Filtek Supreme, Admira e Grandio.

GRUPO DE RESINAS	MÉDIA (%)	DESVIO PADRÃO (%)	ANÁLISE ESTATÍSTICA*
Filtek Z250	0,516	0,0357	a
Filtek Supreme	0,362	0,0438	b
Admira	0,250	0,0346	c
Grandio	0,160	0,0008	d

n=5; p<0,05

*Letras diferentes significam valores estatisticamente diferentes.

A análise de variância dos resultados (tabela 5.2), demonstrou que houve uma diferença estatística significativa entre as resinas compostas, sendo que a Filtek Z250 apresentou uma porcentagem de formação de fenda marginal maior que a Filtek Supreme, por conseguinte maior que a Admira e esta maior que a Grandio. A Grandio apresentou menor grau de fenda marginal.

Figura 5.3 – Valores médios das fendas marginais (%) da contração linear livre.

Fenda(%)

Figura 5.4 Foto micrografias mostrando as fendas marginais (resina/teflon), resultado da contração linear livre das resinas: a) Filtek Z250, b) Filtek Supreme, c) Admira e d) Grandio.

5.3 Influência do tipo de resina composta sobre a contração de polimerização parede a parede em cavidades em dentina.

Tabela 5.3 Média (μm), desvio padrão e análise estatística análise de variância das resinas: Filtek Z250, Filtek Supreme, Admira e Grandio.

GRUPO DE RESINAS	MÉDIA DAS FENDAS MARGINAIS (μm)	DESVIO PADRÃO (%)	ANÁLISE ESTATÍSTICA
FILTEK Z250	11,33	2,160	a
FILTEK SUPREME	10,66	1,211	a
ADMIRA	11,16	2,041	a
GRANDIO	10,50	1,224	a

n=6; $p \geq 0,05$

A análise de variância dos resultados mostrou que não houve diferença estatística significativa, entre os quatro grupos de resinas compostas na avaliação da contração de polimerização parede a parede em dentina.

Figura 5.5 Valores médios da fenda marginal (μm) da contração “parede a parede”

Fenda (μm)

Figura 5.6 Foto micrografias das fendas marginais, resultado da contração de polimerização “parede a parede”, ocorridas entre dentina e resinas compostas: a)Filtek Z250, b)Filtek Supreme, c)Admira e d)Grandio.

Tabela 5.4 Médias dos valores obtidos nos diferentes métodos.

MÉTODOS RESINAS	MÉDIAS (N) FORÇA DE CONTRAÇÃO	MÉDIAS (%) CONTRAÇÃO LINEAR LIVRE	MÉDIAS (µm) CONTRAÇÃO “PAREDE A PAREDE”
FILTEKZ250	11,80	0,51	11,33
FILTEK SUPREME	11,80	0,36	10,66
ADMIRA	11,89	0,25	11,16
GRANDIO	12,18	0,16	10,50

Discussão

6- DISCUSSÃO

6.1 O Processo de polimerização das resinas fotoativadas e desenvolvimento de tensões.

A contração de polimerização das resinas compostas apresenta-se como um grande problema ainda sem solução efetiva (DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³², 1987; HANSEN; ASMUSSEN³⁹, 1989; VERSLUIS⁷⁰, 1996; BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER⁹, 1997; KORAN; KÜRSCHNER⁴⁵, 1998, SAKAGUCHI; WILTBANK⁶⁰, 2004; RUEGGEBERG⁵⁴, 1999; SUH⁶¹, 1999; CAVINA¹⁷, 2003; CASTAÑEDA¹⁶, 2005). Essa contração acontece como consequência do re-ordenamento molecular em um espaço menor àquele requerido na fase líquida do material, trocando-se uma distância intermolecular de 0.3 Å que corresponde a distância de Van der Waals para 0.1 Å, que corresponde à distância requerida para uniões covalentes (BAUSCH⁷, 1982). As resinas compostas tomam presa por uma reação química envolvendo a abertura das ligações duplas carbono-carbono, em moléculas individuais monoméricas, e a formação de ligações simples carbono - carbono, para produzir as cadeias poliméricas. A consequência dessa contração a nível molecular manifesta-se no material como uma perda volumétrica de 1,5 % (BOWEN¹⁰, 1967, BOWEN; NEMOTO; RAPSON¹¹, 1983), a qual por sua vez poderia gerar forças de contração quando o material aderido às paredes da cavidade, se encontra impedido de se contrair livremente (HEGDAHL; GJERDET⁴⁰, 1977, BAUSCH⁷, 1982; DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984).

Clinicamente esta característica do material poderia promover a formação de uma fenda marginal nas restaurações onde as forças de contração conseguem ser maiores do que a resistência de união do processo adesivo utilizado (DAVIDSON²⁴, 1986). Por outro lado, quando a resistência de união é muito alta, corre-se o risco de falha coesiva no esmalte ou até de fratura de cúspide, consequência da sua movimentação gerada pelas forças de contração (MEREDITH; SETCHELL⁴⁷, 1997).

As tensões são produto da dificuldade de escoamento ou da natureza rígida dos polímeros, reforçados com ligações cruzadas, formadas durante a reação. As tensões tem sido implicadas na imperfeição das margens formadas em torno das restaurações de resinas compostas e que podem resultar em uma redução da vida da restauração (HANSEN; ASMUSSEN³⁹, 1989). As características de como as forças são geradas, os valores e a caracterização dessas forças, tem sido assunto de numerosas investigações, nos últimos 35 a 40 anos, começando com os estudos feitos por BOWEN¹⁰ em 1967 e proliferaram depois da publicação do trabalho de DAVIDSON; DE GEE²⁷ em 1984, DAVIDSON²⁴ em 1986 e FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³² em 1987.

Segundo FERRACANE³⁶ em 2004, diversos fatores contribuem para formação de tensões nas resinas compostas durante a polimerização. A contração gerada durante a polimerização ocorre simultaneamente com a aquisição da rigidez do material, enquanto as cadeias longas de polímeros passam a unir-se com ligações cruzadas entre elas e cadeias vizinhas. A deformação desses materiais gera tensões de acordo com a lei de Hooke, que descreve a relação linear entre a tensão e a deformação num sólido elástico. Como as tensões são o produto do módulo de elasticidade pela deformação, materiais com uma combinação de grande contração volumétrica e um módulo de elasticidade alto tendem a gerar altas tensões durante a polimerização. É importante enfatizar dois aspectos desse desenvolvimento de tensões. Em primeiro lugar é um processo dinâmico, onde tanto a contração como o módulo de elasticidade aumentam com o tempo. Assim, as tensões aumentam de uma forma incremental e não há como predizê-la por um simples cálculo a partir de valores finais dessas propriedades. Em segundo lugar uma resina composta polimerizada, não é completamente um sólido elástico e a viscosidade e as deformações plásticas podem reduzir as tensões durante o seu desenvolvimento.

Outros fatores contribuem também para a gerações de tensões. A resina composta aquece durante a polimerização, devido a sua natureza exotérmica e uma energia adicional introduzida pela lâmpada ativadora, durante sua utilização. Como há uma alteração da ordem de 5 para 8 entre o coeficiente de expansão térmica da matriz polimérica e as cargas de reforço, as tensões térmicas geram-

se na interfase da carga com a matriz. Essas tensões térmicas ocorrem primeiramente, porque a matriz polimérica é supostamente aderida à superfície da carga através de uma ligação com o agente silano, desta forma restringindo a movimentação molecular que deveria normalmente ocorrer, durante uma contração térmica. Da mesma forma tem sido sugerido, que as ligações covalentes e a interação que ocorre entre as moléculas do silano e a resina em polimerização durante a reação, também reduzem a contração livre do polímero causando assim tensões circulares em torno da carga³⁶. Aparentemente a maior parte das tensões são geradas como um resultado de todo o volume do material composto, sendo contraído durante a reação de polimerização, contra a sua aderência nas paredes das cavidades. Senão houvesse adesão às superfícies externas a geração das tensões residuais devido a uma alteração dimensional seriam substancialmente menor nas resinas compostas, do que as que correntemente se observam em cavidades com maior restrição para o material (alto fator C)³².

6.2 Da Metodologia

As metodologias para avaliação da contração de polimerização e das tensões, envolvendo os diferentes materiais disponíveis no mercado odontológico, têm recebido grande atenção no cenário científico. Diversas metodologias têm sido utilizadas para determinar a contração de polimerização dos materiais à base de resina, como: utilização de máquina de ensaios para medir as forças de contração de polimerização da resina composta (HEGDHAL; GHERDET⁴⁰, 1977, CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI¹⁵, 2002), método de transdução linear (SAKAGUCHI; WILTBANK; SHAH⁶⁰, 2004), método utilizando extensômetro elétrico (SAKAGUCHI; WILTBANK; SHAH⁶⁰, 2004), método da matriz de teflon (proposto por BOWEN; NEMOTO; RAPSON¹¹, 1983), método de contração parede a parede (ASMUSSEN⁴, 1976).

No presente trabalho, optamos por avaliar a contração de polimerização de quatro resinas compostas, utilizando três metodologias diferentes. Foram

avaliadas as forças de contração de polimerização em um ensaio “in vitro” mecânico, com corpos de prova de resina composta inseridos entre duas bases de aço, simulando as condições presentes em uma cavidade, como proposto por CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI¹⁵ em 2002. Também foi avaliada a porcentagem de contração linear em um modelo experimental utilizando uma cavidade dentro de uma matriz de teflon livre de qualquer aderência, já empregada por BOWEN; NEMOTO; RAPSON¹¹, em 1983. Finalmente a terceira metodologia avaliou a extensão da fenda marginal na superfície de restaurações realizadas em cavidades de dentina de dentes bovinos, metodologia proposta por ASMUSSEN⁴, em 1976, e conhecida como “contração parede a parede”. Desta forma, a contração de polimerização, seria observada desde sua origem, quando acontece livremente (% de contração linear), passando por um teste laboratorial que consegue medir as forças que a resina pode gerar durante sua contração em condições controladas, simulando condições presentes em cavidades, e finalmente observar as conseqüências destas forças, já em um teste em restaurações em cavidades reais. Sendo assim, o presente trabalho permitiu a comparação do comportamento destas resinas em condições de contração livre e restrita, e ao mesmo tempo a comparação entre as metodologias utilizadas.

Foi observado, tanto na metodologia de avaliação de forças de contração, quanto na medição das fendas, que não existiu diferença estatisticamente significativa entre as resinas compostas avaliadas, enquanto na metodologia proposta para avaliar a contração livre, a diferença entre as resinas avaliadas foi estatisticamente significativa. As duas metodologias onde a contração foi restrita pela presença de adesão às superfícies das bases de aço ou das paredes da cavidade apresentaram resultados compatíveis entre si, comprovando a eficácia das metodologias empregadas, pois as técnicas são simples, de fácil execução, e permitem avaliar o comportamento das resinas em condições diferentes. Ainda foram observados em ambas metodologias baixos valores para o desvio padrão, o que reforça suas confiabilidades. Estes resultados poderiam ser interpretados como um comportamento diferente do material nas condições que a metodologia ofereceu para sua contração. Como foi explicado, por BAUSCH⁷ em 1982, a resina durante sua contração apresenta duas opções; ou contrai livremente sem

gerar tensões, ou gera tensões quando impedida de contrair. No entanto, essas tensões não estariam só relacionadas à contração volumétrica ou linear do material, mas também quanto a sua capacidade de fluxo ou escoamento durante a fase inicial da polimerização (DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984) e a sua flexibilidade na fase tardia da polimerização (pós-gel) onde o material começa a se comportar como um sólido (BRAEM et al.¹², 1987; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴¹, 1988, KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴³, 1990). Tanto na metodologia de avaliação de forças de contração, como na medição das fendas marginais existem algumas paredes onde se apresenta adesão. Nesses casos a contração livre é parcialmente impedida, de forma que o material começa a gerar forças (valores medidos na metodologia proposta por CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI¹⁵, 2002), quebrando a adesão, e gerando fendas marginais (medidas na metodologia de contração de parede a parede proposto por ASMUSSEN⁴, 1976). Se as fendas são consequência das forças de contração, e estas são geradas em magnitudes semelhantes pelas quatro resinas compostas avaliadas, era de se esperar que estas fendas também não apresente assim diferenças entre si, como aconteceu no presente estudo. Na metodologia de avaliação da contração linear livre, a resina contrai livremente, tanto no sentido do comprimento do espécime como no sentido lateral, e os resultados não apresentariam influência do módulo de elasticidade.

Essas similitudes e diferenças entre as metodologias poderiam explicar os resultados obtidos neste trabalho e estariam de acordo com trabalhos prévios (HEGDAHL; GJERDET⁴⁰, 1977, DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984, FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³², 1987, HANSEN; ASMUSSEN⁵, 1985, KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴¹, 1988, KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴², 1990, BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER⁹, 1997, CAVINA¹⁷, 2003, SAKAGUCHI; WILTBANK; SHAH⁶⁰, 2004, CASTAÑEDA-ESPINOSA¹⁶, 2005).

Uma observação interessante foi realizada quando os valores expressados em micrômetros na metodologia de contração de parede a parede, foram calculados em porcentagem de contração linear à semelhança do que foi realizado com a metodologia do teflon. Os valores foram maiores em porcentagem de contração linear (contração de parede a parede) em relação aos

valores obtidos na metodologia de contração linear livre (teflon), criando um paradoxo que as fendas marginais seriam proporcionalmente maiores quando adesivos são utilizados. BOWEN; NEMOTO; RAPSON¹¹ em 1983 comparando os resultados da contração em cavidades em dentes humanos, com a contração em cavidades em teflon observaram que a contração nas cavidades em teflon foi menor, concordando com os resultados achados no presente trabalho. No trabalho citado¹¹ concluiu-se que forças significantes são geradas durante a contração do material quando existe adesão nas paredes da cavidade. Porém isto também poderia ser explicado pela contração em todo o corpo de prova na metodologia de contração livre (Esquema 6.1), onde só foi medida a contração na superfície dos extremos mais afastados do corpo de prova, em outras palavras uma pequena parte da contração volumétrica. Na metodologia de contração de parede a parede a medição da fenda foi feita também na superfície, mas de uma restauração onde não foi permitida a contração livre do material por apresentar adesão às paredes da cavidade (ASMUSSEN⁴, 1976). A restrição da contração pela adesão em vários sentidos ou direções poderia ter originado uma maior contração na área superficial da interfase (Esquema 6.2), desde que a superfície foi a única área que a resina apresentou para se contrair livremente e teve que expressar toda a contração possível nessa área, ao contrário da contração livre onde todo o material foi permitido de se contrair. Essa observação poderia sugerir que os resultados da metodologia de contração parede a parede não deveriam ser expressos em porcentagem de contração linear, desde que não se pode ter certeza que a fenda apresente a mesma dimensão em toda sua profundidade, sendo nesse caso esse valor só uma expressão percentual da contração linear da superfície da restauração e não de toda a restauração, sobretudo a profundidades maiores, onde o material é impedido de se contrair pelas paredes circundantes e de fundo. No caso da contração livre, em função de o material não ter tido impedimento para escoar durante a contração, a fenda na superfície ou na parte mais profunda de um corpo de dimensões pequenas deve ser a mesma e os valores podem se expressar como porcentagem de contração linear do corpo de prova. (WATTS; CAHS⁷³, 1991).

Fig. 6.1 Esquema da direção de contração de polimerização.

A contração da-se em todos os sentidos.

Fig 6.2 Esquema da contração parede a parede.

As tensões se concentram nas paredes adesivas e aparentemente formam uma fenda maior na parede cervical.

6.3 O Ponto gel

A medida em que as cadeias poliméricas aumentam em tamanho durante a polimerização, aumentam também o peso molecular e a rigidez. No momento em que a resina passa de um estado fluido para o estado sólido, conhecido como ponto gel, a resina adquire um mais alto módulo de elasticidade perdendo a capacidade de escoar para compensar a aproximação das moléculas, e começa a transferir o estresse gerando para a interface dente-restauração. A contração que ocorre antes do ponto gel é denominada de pré-gel e, nessa fase, as moléculas podem deslizar e adquirir novas orientações, compensando o estresse da contração de polimerização (DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984, RUEGGEBERG⁵⁴, 1999, SAKAGUCHI⁵⁸, 1999, SUH⁶¹, 1999, VERLUIJS; TANTBIROJN⁷², 1999). A contração total é definida como a soma da contração pré e pós-gel e o estresse

desenvolvido pode gerar forças capazes de romper a resistência adesiva da restauração às paredes da cavidade, além de eventualmente, provocar linhas de fratura no esmalte das margens e mais raramente até fraturas de cúspides (DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984, CARVALHO et al.¹⁴, 1996). O presente trabalho mostrou que a fase pré-gel é praticamente inexistente para as resinas compostas fotoativadas, quando da utilização de luz de lâmpada halógena com densidade de potência de 500mW/cm², pois existe um crescimento imediato das forças após a aplicação da luz ativadora, fato observado nas curvas descritas pelos materiais avaliados. Assim, não haveria compensação significativa pelo escoamento do material e as forças geradas e o conseqüente estresse da contração, seria transmitido para a interfase com a estrutura dental (contração parede a parede) desde o início da fotoativação. Esses resultados estão de acordo com os resultados observados por CASTAÑEDA-ESPINOSA¹⁶ em 2005.

6.4 Composição da resina composta e a contração.

A magnitude da contração de polimerização da resina composta está condicionada ao equilíbrio entre as forças de adesão e as forças de contração desse material na cavidade (ASMUSSEN; JORGENSEN⁶, 1972). A seleção de quatro tipos de materiais restauradores foi feita em função da possibilidade de interferência das diferentes composições e formulações no desenvolvimento da contração de polimerização e na produção de tensões, pois, propriedades como módulo de elasticidade, contração de polimerização, coeficiente de expansão térmica e sorção de água correlacionam-se diretamente com o tipo e composição de cada material (ASMUSSEN⁴, 1976; BAUSCH et al.⁷ 1982, BRAEN¹², 1987).

Em 2000 SUH⁶², citou em seu trabalho que a contração de polimerização é uma propriedade física conseqüência de uma reação química, e é inerente ao material restaurador. Considerou que as resinas compostas apresentam matriz orgânica que contrai 10 ± 2 % em volume, e carga inorgânica que não contrai. Relatou que, quanto mais carga inorgânica é adicionada ao material, menor será a contração resultante da resina composta. Porém segundo o mesmo autor, isso

não significa que, toda resina com baixa contração, necessariamente gere baixo estresse de contração, em função do aumento do módulo de elasticidade tornar o material mais rígido, podendo sofrer menos deformação plástica durante sua contração. CHRISTENSEN et al.²¹ em 1999, observaram que a formulação da resina composta é mais importante na contração de polimerização do que fatores relacionados a fotoativação, encontrando diferenças estatisticamente significantes entre diferentes marcas comerciais. Os resultados deste trabalho estão em concordância com essa afirmação, já que parece existir relação direta da contração de polimerização, das forças por elas geradas e do estresse transmitido à estrutura dental, com as diferenças de composição das resinas no que também concordam CAVINA¹⁷, 2003, CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI¹⁵, 2002, MONDELLI; CASTAÑEDA-ESPINOSA; FRANCO⁴⁹, 2002, CASTAÑEDA-ESPINOSA¹⁶, 2005. As diferenças na composição de muitos compósitos disponíveis no mercado odontológico resultam em características significativamente diferentes entre os materiais. Fatores como o tipo, tamanho, quantidade e distribuição das partículas de carga, diversidade de tipos e quantidade de cada constituinte dentro do sistema de monômero que compõe a matriz orgânica, influenciam de forma marcante as propriedades físicas e mecânicas alcançadas pelo material, destacando entre elas a contração de polimerização e o escoamento (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON⁴², 1990).

Da mesma forma que em nosso trabalho DAVIDSON; DE GEE²⁷ em 1984 estudaram o comportamento da resina composta durante a polimerização em condições livre e restrita. Eles explicaram este comportamento do material de liberar tensões em condições livres à capacidade de fluxo interno e escoamento na superfície livre em cada resina. Os autores acrescentaram que durante a contração de polimerização em condições restritas, as tensões geram fluxo do material que alivia parcialmente os efeitos da contração. TESSORE; TRINCHERO⁶⁶ em 2001, afirmaram que teoricamente uma resina composta com alta concentração de carga, tem uma menor contração de polimerização, mas, paradoxalmente ele pode gerar maior estresse por ser menos elástica, e possuir menor capacidade de escoar para compensar a contração de polimerização.

Em nosso trabalho a resina Grandio apresentou valores de contração baixos (0,16%) em comparação com Filtek Z250 (0,51%), Filtek Supreme (0,36%) e Admira (0,25%), quando analisada sua contração linear livre, sem interferência de forças adesivas, sendo esta diferença estatisticamente significante. Porém quando a força de contração foi observada, não existiu diferença estatisticamente significante, e até foi observado que a média aritmética da força da resina composta Grandio, foi mais alta em relação às outras resinas, sugerindo uma tendência a uma maior formação de tensões de contração. No método de contração parede a parede em cavidades de dentina, também não apresentou diferenças estatísticas significantes com as outras resinas avaliadas. Esta resina composta, em função da utilização da nanotecnologia possui uma quantidade de carga maior (87% peso) que as demais resinas utilizadas, além de um módulo de elasticidade alto (17100 MPa), quando comparado com estas mesmas resinas, característica que favoreceria as propriedades físicas do material. No entanto, mesmo tendo alto conteúdo de carga, não apresentou forças de contração significativamente maiores que os outros materiais, em condições controladas, ao contrário do afirmado por PRATI⁵² em 1989, que observou que as resinas compostas com maior quantidade de carga, apresentaram os piores resultados (maior micro-infiltração que ele atribuiu a uma maior contração de polimerização), atribuindo estes resultados ao alto módulo de elasticidade dos materiais avaliados (P30 e P50). O fluxo do material, durante a polimerização é uma característica desejada para compensar a contração. Tanto o módulo de elasticidade como fluxo são dependentes da composição do monômero e da quantidade de partículas de carga. Nas resinas compostas Grandio e Filtek Supreme, onde a nanotecnologia foi utilizada, aparentemente a forma das partículas (esféricas e microhíbridas ou nanoagregados respectivamente) poderia ter favorecido o fluxo ou escoamento do material durante sua contração, permitindo o relaxamento de tensões de maneira mais efetiva que os materiais avaliados por PRATI⁵². Assim, a nanotecnologia permitiria materiais com alto conteúdo de carga, alto módulo de elasticidade e sem apresentarem altas forças de contração. Neste trabalho as resinas de Nanopartículas mostraram um comportamento semelhante a Filtek Z250 e Admira, duas resinas compostas microhíbridas que desenvolveram

valores de força de contração significativamente menores que outras resinas compostas microhíbridas avaliadas (CAVINA¹⁷, 2003).

Por outro lado, mesmo mostrando uma contração linear livre significativamente maior que as resinas Grandio e Admira, as resinas Filtek Supreme e Filtek Z250 não apresentaram valores significativamente maiores de força de contração, nem promoveram a formação de fendas significativamente maiores, sugerindo novamente uma maior capacidade de liberação de tensões. No caso da resina Filtek Supreme deve-se considerar que essa resina composta apresenta como carga exclusivamente nanopartículas, em forma livre ou como nanoaglomerados. A resina Filtek Supreme tem incorporado em sua matriz orgânica, 75% de carga inorgânica e um módulo de elasticidade de 10.500 MPa, cujos valores são os menores em comparação com as demais resinas analisadas.

O comportamento de Filtek Z250 (78% em peso de partículas inorgânicas e módulo de elasticidade de 11700 MPa) poderia sugerir um apropriado equilíbrio entre a quantidade de carga e a rigidez do material. Nossos resultados expressam a influência do módulo de elasticidade da resina composta sobre as tensões geradas durante sua contração linear, explicando que estas últimas mostram o produto da contração linear pelo módulo de elasticidade do material.

Quando analisado o comportamento de Admira, em relação às outras resinas foi observado que sua contração linear livre foi a segunda menor entre as resinas avaliadas, perdendo somente para Grandio, porém não mostrou um comportamento melhor na avaliação de forças de contração, nem formação de fendas marginais. Admira tem uma formulação da matriz da resina, à base de Ormocer, apresentando colunas ou esqueletos inorgânico contendo em seus extremos grupos orgânicos polimerizáveis à base de Bis-GMA-TEGMA. Estas moléculas inorgânicas são bastante maiores que as moléculas de Bis-GMA, fato que poderia explicar a menor contração volumétrica deste material. A incorporação de carga resulta na redução do valor de contração volumétrica, que passa de 2 a 8% no Ormocer desprovido de carga, para 1 a 3 % quando este é acrescido de partículas de carga. Apresenta 78% em peso de partículas inorgânicas e um módulo de elasticidade de 10.700 MPa.

Nossos resultados sugerem que um material com maior quantidade de partículas inorgânicas e com um alto módulo de elasticidade apresenta uma menor

contração de polimerização quando se contrai livremente. Porém quando está em condições de estresse onde o material se encontra aderido às paredes da cavidade, dificultando sua contração, este material pode gerar forças consideravelmente altas em relação a sua própria contração, resultados compatíveis com as afirmações de SUH⁶² (2000) e TESSORE; TRINCHERO⁶⁶ em 2001.

Pode-se notar que nos últimos anos tem se apresentado uma grande preocupação por parte dos fabricantes em reduzir a contração de polimerização, utilizando novos recursos como a nanotecnologia ou novos materiais como o Ormocer, conseguindo uma geração de resinas compostas com melhor comportamento que a maioria de resinas compostas microhíbridas no que respeita a contração de polimerização (CAVINA¹⁷, 2003). Isto poderia sugerir um comportamento clínico melhor da restauração, sobretudo no que respeita à formação de fendas marginais e seu potencial de microinfiltração.

.....

Conclusão

Conclusão

7. CONCLUSÕES.

- Não houve diferenças estatisticamente significantes entre a magnitude das forças geradas durante a contração de polimerização das resinas compostas analisadas no presente estudo.
 - Houve diferenças estatisticamente significantes representadas pelas fendas marginais durante a contração linear livre de polimerização entre as quatro resinas compostas. A resina composta microhíbrida Z250 apresentou maior fenda marginal, seguida pela resina composta de nanopartículas Filtek Supreme, e Admira. A menor fenda marginal verificou-se na resina de nanopartículas Grandio, durante a contração linear livre de polimerização analisadas em matriz de teflon.
 - Não houve diferenças estatisticamente significantes, representadas pelas fendas marginais durante a contração de polimerização parede a parede, nas quatro resinas analisadas.
-

Anexos

Anexo 1 Forças máximas e curvas força x Tempo obtidas para a resina

Filtek Z250 - microhíbrida (3M).

Corpo de prova	Força Máxima(N)
01	12.52
02	13.14
03	12.61
04	11.57
05	12.07
06	10.79
07	11.37
08	11.64
09	11.15
10	11.12
n	10
Média	11.80
Coefficiente de variação	6.449
Desvio padrão	0,760

Curva força-tempo do comportamento mostrado por cada um dos corpos de prova realizados com Filtek Z250.

Anexo 2 Forças máximas e curvas força X Tempo obtidas para a resina

Filtek Supreme - Nanopartículas (3M).

Corpo de prova	Força Máxima(N)
1	10,28
2	11.97
3	12.77
4	12.53
5	11.67
6	11.80
7	11.77
8	11.34
9	11.46
10	12.38
n	10
Média	11.80
Coeficiente de variação	5,997
Desvio padrão	0,707

Curva força-tempo do comportamento mostrado por cada um dos corpos de prova realizados com Filtek Supreme.

Anexo 3 Forças máximas e curvas força X Tempo obtidas para a resina

Admira –Ormocer (Voco).

Corpo de prova	Força Máxima(N)
1	10,89
2	11.73
3	11.42
4	11.39
5	11.53
6	11.73
7	12.57
8	12.38
9	12.26
10	13.01
n	10
Média	11.89
Coeficiente de variação	5,446
Desvio padrão	0,647

Curva força-tempo do comportamento mostrado por cada um dos corpos de prova realizados com Admira.

Anexo 4 Forças máximas e curvas força X Tempo obtidas para a resina

Grandio Nanopartículas (Voco).

Corpo de prova	Força Máxima(N)
1	11.43
2	12.30
3	12.34
4	11.54
5	12.01
6	12.66
7	12.29
8	12.74
9	12.12
10	12.40
n	10
Média	12.18
Coeficiente de variação	3.516
Desvio padrão	0,428

Curva força-tempo do comportamento mostrado por cada um dos corpos de prova realizados com Grandio.

Anexo 5 Resinas compostas e valores das fendas marginais (%), do estudo em matriz de teflon.

Corpo de Prova	Material – Resina Composta	Fenda marginal (%)
01	Filtek Z250	0,50
02	Filtek Z250	0,58
03	Filtek Z250	0,50
04	Filtek Z250	0,50
05	Filtek Z250	0,50
06	Filtek supreme	0,33
07	Filtek supreme	0,41
08	Filtek supreme	0,33
09	Filtek supreme	0,33
10	Filtek supreme	0,41
11	Admira	0,23
12	Admira	0,25
13	Admira	0,23
14	Admira	0,23
15	Admira	0,31
16	Grandio	0,16
17	Grandio	0,16
18	Grandio	0,16
19	Grandio	0,16
20	Grandio	0,16

Anexo 6 Resinas compostas e valores das fendas marginais (μm), do estudo da contração parede a parede em cavidades em dentina.

Espécime	Material – Resina composta	Fendas Marginais (μm)
01	Filtek Z250	13
02	Filtek Z250	10
03	Filtek Z250	10
04	Filtek Z250	15
05	Filtek Z250	10
06	Filtek Z250	10
07	Filtek supreme	11
08	Filtek supreme	10
09	Filtek supreme	10
10	Filtek supreme	13
11	Filtek supreme	10
12	Filtek supreme	10
13	Admira	10
14	Admira	10
15	Admira	15
16	Admira	10
17	Admira	10
18	Admira	12
19	Grandio	10
20	Grandio	10
21	Grandio	10
22	Grandio	10
23	Grandio	13
24	Grandio	10

Referências Bibliográficas

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALSTER, D. et al. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. **Dent. Mat.**, v.13, p.146-150, May 1997.
 2. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Reports of Councils and Bureaus Specification N° 27 for Direct Filling Resins. **J. Amer. Dent. Ass.**, v.94, p.1191-4, June 1977.
 3. ARAUJO, P. A.; ASMUSSEN, E. Effect of dentin adhesives on contraction of restorative resins in cavities surrounded by acid. Etched enamel. **Acta Odontolo. Scand.**, v.48, p. 333-6, August 1990.
 4. ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of restorative resins in acid etched cavities. **Acta Odont. Scand.**, v.35, p.125-134, May. 1976.
 5. ASMUSSEN, E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. **Oper. Dent.**, v.10, p.61-73, Spring 1985.
 6. ASMUSSEN, E.; JORGENSEN, K. D. A microscopic investigation of the adaptation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls. **Acta Odont. Scand.**, v.30, p.3-21, Nov. 1972.
 7. BAUSCH, J.R. et al. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, v.48, n.1, p.59-67, July 1982.
 8. BEZNOS, C. Microleakage at the cervical margin of composite class II cavities with different restorative techniques. **Oper. Dent.**, v.26, p.60-69, 2001.
 9. BOUSCHLICHER, M.R.; VARGAS, M.A.; BOYER, D.B. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on
-

- polymerization contraction forces. **Amer. J. Dent.**, v.10, n.2, p.88-96, April 1997.
10. BOWEN, R.L. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. **J. Amer. dent. Ass.**, v.74, p.439-44, Feb. 1967.
11. BOWEN, R.L.; NEMOTO, K.; RAPSON, J.E. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. **J. Amer. dent. Ass.**, v.106, n.4, p.475-7, Apr. 1983.
12. BRAEM, M. et al. Stiffness increase during the setting of dentistry composite resins. **J. dent. Res.**, v.66, n.12, p.1713-6, Dec. 1987.
13. BRAGA, R.P.; FERRACANE, J.L. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. **J. dent. Res.**, v.81, n.2, p.114-8, Feb. 2002.
14. CARVALHO, R.M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper. Dent.**, v. 21, p.17-24, Jan.-Feb.1996.
15. CASTAÑEDA-ESPINOSA, J.C.; MONDELLI, R.F.L. Avaliação das forças de contração na polimerização de resinas compostas ativadas com luz halógena e LED. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 19., Águas de Lindóia, 2002. **Anais.** Águas de Lindóia, Ed. Científica, 2002. p.15.
16. CASTAÑEDA-ESPINOSA, J. C. **Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas, em função do tipo de resina composta, modo de ativação, fonte de luz e utilização de material intermediário.** Bauru, 2004. 141p. Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
-

17. CAVINA, D.A. **Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas híbridas**. Bauru, 2003. 118p. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
 18. CHEN, H.Y. et al. Polymerization contraction stress in light cured packable composite resins. **Dent. Mater.**, v.17, n.3, p.253-9, Mar. 2001.
 19. CHO, B.H. et al. Effect of interfacial bond quality on the direction of polymerization shrinkage flow in resin composite restorations. **Oper. Dent.**, v.27, n.3, p.297-304, Mai-Jun. 2002.
 20. CHOI, K.K.; CONDON, J.R. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J. dent. Res.**, v.79, n.3, p.812-7, Mar. 2000.
 21. CHRISTENSEN, R.P. et al. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resins formulations, or both? **Comp. Continuing Educ. Dent.**, v.20, p.42-54, Nov. 1999.
 22. CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particle. **Dent. Mat.**, v.14, n.6, p.256-260, July 1998.
 23. CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. **J. Amer. dent. Ass.**, v.131, n.4, p.335-41, Apr. 2000.
 24. DAVIDSON, C.L. Resisting the curing contraction with adhesive composites. **J. Prosthet. Dent.**, v.55, n.4, p.446-7, April 1986.
 25. DAVIDSON, C.L. Glass-ionomer: a smart material? In: BERTELLI, E.; FERRARI, M. CLINICAL ALTERNATIVES IN RESTORATIVE DENTISTRY. Certosa di Pontignano, Italy, 2001. Università degli Studi di Siena, 2001. P.11-22.
-

26. DAVIDSON C.L. New Developments in restorative materials photopolymerization. In: BERTELLI, E.; FERRARI, M. CLINICAL ALTERNATIVES IN RESTORATIVE DENTISTRY. Certosa di Pontignano, Italy, 2001. Università degli Studi di Siena, 2001. p. 59-64.
 27. DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. **J. dent. Res.**, v.63, n.2, p.146-48, Feb. 1984.
 28. DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J. Light curing units, polymerization and clinical implications. **J. adhes. Dent.**, v.2, n.3, p.167-173, 2000.
 29. DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J.; FEILZER, A.J. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. **J. dent. Res.**, v.63, n.12, p.1396-9, Dec. 1984.
 30. DAVIDSON, C.L.; FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J. Dent.**, v.25, n.6, p.435-440, Nov. 1997.
 31. FEILZER, A.J. increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded Resin Layers. **J.Dent.Res.** v.68, n.1, p.48-50, Jan. 1989.
 32. FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. dent. Res.**, v.66, n.11, p.1636-9, Nov. 1987.
 33. FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. **J. dent. Res.**, v.69, n.1, p.36-9, Jan. 1990.
 34. FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. **Dent. Mater.**, v.6, n.6, p.167-71, July 1990.
-

35. FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Setting stresses in composites for two different curing modes. **Dent. Mater.**, v.9, n.1, p.2-5, Jan. 1993.
36. FERRACANE, J. L. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. **Dent. Mater.**, v.20, p. 1-7, Jan. 2004.
37. GOLDMAN, M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. **Aust. Dent. J.**, v.28, n.3, p.156-61, June 1983.
38. GORACCI, G. The effects of gradually activated polymerization on cavity bonding. In: SIMPOSIO INTERNAZIONALE DE ODONTOIARIA ADESIVA E RICONSTRUTIVA, 4., S. Margherita Ligure, 2000. **Atti. Italy, Probagonsti in Odontoiatria**, 2000. p. 35-9.
39. HANSEN, E.K.; ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of posterior resins: Effect of dentin-bonding agent and hygroscopic expansion. **Dent. Mater.**, v.5, n.2, p.122-6, Mar. 1989.
40. HEGDAHL, T.; GJERDET, N.R. Contraction stresses of composite resin filling materials. **Acta Odont. Scan.**, v.35, n.4, p.191-5, 1977.
41. KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restorations. **J. dent. Res.**, v. 67 n. 5, p.841-5, May 1988.
42. KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. **J. dent. Res.**, v.69, n.6, p.1240-3, June 1990.
43. KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. **J. Prosthet. Dent.**, v.64, n.6, p.658-64, Dec. 1990.
-

44. KINOMOTO, Y. et al. Comparison of polymerization contraction stresses between self and light curing composites. **J. Dent.**, v.27, n.5, p.383-9, July 1999.
45. KORAN, P.; KÜRSCHNER, R. Effect of sequential versus continuous irradiation of light-cure resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. **Amer. J. Dent.**, v.11, n.1, p.17-22, Feb. 1998.
46. LENHARD M. Composite Restorations. **Ivoclar Vivadent Clinical**. Liechtenstein v.1, n.1, 2001.
47. MEREDITH, N.; SETCHELL, D.J. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. **J. Dent.**, v.25, n.3, p.331-7, 1997.
48. MIGUEL, A.; DE LA MACORRA, J.C. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. **Dent. Mater.**, v.17, n.3, p.241-6, Mar. 2001.
49. MONDELLI, R.F.L; CASTANEDA-ESPINOSA, J.C; FRANCO, E.B. Avaliação das forças de contração geradas na polimerização segundo o tipo de resina composta e modo de ativação. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 19. , Águas de Lindóia, 2002. **Anais**. Águas de Lindóia, Ed. Científica, 2002. p.241.
50. PAN, L.C.P. **Avaliação das forças geradas durante a contração de poimerização de resinas compostas microparticuladas**. Campinas, 2004. 183p. Dissertação (mestrado). Centro de Pós graduação – CPO São Leopoldo Mandic.
51. PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur. J. Oral Sci.** , v.105, n.2, p.97-116, Apr. 1997.
52. PRATI, C. Early marginal microleakage in class II resin composite restorations. **Dent. Mater.**, v.5, n.11, p.392-8, Nov. 1989.
-

53. PRATI C. Marginal adaptation of posterior resins: Effect of dentin-bonding agent and hygroscopic. **Dent. Mater.** V.5, p.122-126, Mar. 1989.

 54. RUEGGEBERG, F. Contemporary issues in photocuring. **Comp. Continuing Educ. Dent.** , v.20, n.25, p. 4-15, Nov. 1999.

 55. RUEGGEBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS JR., J.W Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper. Dent.**, v.19, n.1, p.26-32, Jan-Feb. 1994.

 56. RUEGGEBERG, F.; TAMARESELY, K. Resin cure determination by polymerization shrinkage. **Dent. Mater.**, v.11, p.265-8, July 1995.

 57. SANTOS, M.J.C.M.; SILVA e SOUZA JR., M.H.; MONDELLI, R.F.L. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **JBD**, v. 1., n.1, Jan./Mar. 2002.

 58. SAKAGUCHI, R.L.A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications. **Comp. Continuing Educ. Dent.**, v.20, p.16-23, Nov. 1999.

 59. SAKAGUCHI, R.L. ; FERRACANE, J.L. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. **Dent. Mater.**, v.14, n.2, p.106-11, Mar. 1998.

 60. SAKAGUCHI, R.L.; WILTBANK, B.D.; SHAH, N.C. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. **Dental Mater.**, v.20, p.388-396, Nov. 2004.

 61. SUH, B.I. Controlling and understanding the polymerization shrinkage – induced stresses in light-cured composites. **Comp. Continuing Educ. Dent.**, v.20, p.34-41, Nov. 1999.
-

62. SUH, B.I. Understanding and controlling the effect of polymerization shrinkage stress in composite restorations. In: SIMPOSIO INTERNAZIONALE DE ODONTOIARIA ADESIVA E RICONSTRUTIVA, 4., S. Margherita Ligure, 2000. **Atti**. Italy, Probagonsti in Odontoiatria, 2000. p.60-67.
63. SUH, B.I.; CINCIONE, F.A.; SANDRIK, J.L. Examination of experimental cavity substrate as a function of modulus of elasticity during polimerization of composite. **J. dent. Res.**, v.77, p.261, 1998, Special Issue (AADR abstracts) / Abstract n.1242.
64. SUH, B.I.; WANG,Y. Determining the direction of shrinkage in dental composite by changes in surface contour for different bonding configurations. **Amer. J. Dent.**, v.14, n.2, p.109-13, April 2001.
65. SUMITA, B. M., DONG, W., BRIAN, N. H. Uma Aplicação da Nanotecnologia no avanço dos materiais odontológicos. **JADA.**, v.6, n.6, p. 351-358, Nov-Dez 2003.
66. TESSORE, G.; TRINCHERO, A. Post-operative sensitivity consequent to composite restorations in posterior sectors. In: SIMPOSIO INTERNAZIONALE DE ODONTOIARIA ADESIVA E RICONSTRUTIVA, 5., S. Margherita Ligure, 2001. **Atti**. Italy, Probagonsti in Odontoiatria, 2001. p.62-65.
67. TORSTENSON, B.; BRÄNNSTROM, M. Composite resin contraction gaps measured with a fluorescent resin technique. **Dent. Mat.**, v.4, n.5, p.238-42, Oct. 1988.
68. TORSTENSON, B.; ODÉN, A. Effects of bonding agent types and incremental techniques on minimizing contractions gaps around resin composites. **Dent. Mat.**, v.5, n.4, p.218-23, July 1989.
69. UNO, S.; SHIMOKOBE, H Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. **Dent. Mater.**, v.13, n.1, p.19-24, Jan. 1998.
-

- 70.VERSLUIS, A. et al. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J. dent. Res.**, p.75, n.3, p.871-878, Mar. 1996.
- 71.VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W. H. Do dental composites always shrink toward the light? **J. dent. Res.**, v.77, n.6, p.1435-45, June 1998.
- 72.VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D. Theoretical considerations of contraction stress. **Comp. Continuing Educ. Dent.**, v.20, p.24-32, Nov. 1999.
- 73.WATTS, D.C.; CAHS, A.J. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. **Dent. Mater.**, v.7, n.4, p.281-7, Oct. 1991.
- 74.WOLTER, H. Bulk – ORMOCER and ORMOCER composites. **Annual report 1995**, Fraunhofer: Institut für Silicatiforschung: 45-51, 1995.
- 75.YAP, A. U. J. et al.; WANG, H. B.; SLOW, K. S.; GAN, L. M. Polymerization shrinkage of visível light cured composites. **Oper. Dent.**, v.25, p.98-103, 2000.
-

Abstract

10 ABSTRACT

One of the main problems of resin composite is the shrinkage they present during polymerization. The aim of this study was to compare polymerization contraction of selected resin composites by three different methods. A conventional halogen lamp-curing unit was used. In the first part of the study, composites were inserted into 1 mm space between 2 rectangular parallel steel bases, which surfaces measured 6x2 mm. One of the steel bases was connected to a 20 kgf load cell of a universal testing machine (EMIC-DL-500, Brasil). The volume of each sample was 12 mm³. The composites were activated for 20 seconds and the polymerization contraction forces measured during 120 s after the beginning of activation. The contraction forces were: Grandio - 12,18 ± 0,428N; Filtek Z 250 – 11,80 ± 0,760N; Filtek Supreme – 11,80 ± 0,707 N and Admira – 11,89 ± 0,647 N. In the second part of the study, a cavity was prepared in a 2 mm – thick Teflon plate and filled with the different composites. Ten minutes after the beginning of light activation the gaps in the two extremes of resin specimen were measured under a microscope and the resin contraction calculated that were: Filtek Z 250 – 0,51% ± 0,0357%; Filtek Supreme – 0,36 ± 0,0438% ; Admira – 0,25 ± 0,0346% and Grandio – 0,16 ± 0,008%. In the third part of the study the wall to wall polymerization contraction of resins placed in bovine dentin cavities was evaluated. Cavities were acid etched, rinsed with deionized water and dried. Each one of the resins was placed and light cured. The restoration surfaces were then gently ground under water cooling using # 1000 silicon carbide paper until all excess of resin was removed from the margins of restoration and the gaps measured under microscope. Filtek Z 250 – 11,33 ± 2,160 µm; Filtek Supreme – 10,66 ± 1,211µm ; Admira – 11,16 ± 2,041 µm and Grandio – 10,50 ± 1,224 µm.