



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Faculdade de Odontologia de Araraquara
Departamento de Odontologia Restauradora

LUANA CRISTINA ARAÚJO DE OLIVEIRA

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS DURANTE A CONTRAÇÃO
DE POLIMERIZAÇÃO E APLICAÇÃO DE CARGAS EM
RESTAURAÇÕES DIRETAS DE RESINA COMPOSTA. EFEITO DA
UTILIZAÇÃO DE MATERIAIS PARA BASE OU FORRAMENTO.

*Tese apresentada à Faculdade
de Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista "Júlio
de Mesquita Filho"- UNESP, como
parte dos requisitos para a obtenção
do Título de Doutor em Odontologia -
Área de Dentística.*

Orientador: Prof. Dr. Sillas Luiz Lordelo Duarte Júnior

Co-orientador: Prof. Dr. Welington Dinelli

Araraquara
2004

Oliveira, Luana Cristina Araújo de

Análise das tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas em restaurações diretas de resina composta. Efeito da utilização de materiais para base ou forramento / Luana Cristina Araújo de Oliveira. – Araraquara : [s.n.], 2004.

234 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Sillas Luiz Lordelo Duarte Júnior

1. Forramento da cavidade dentária 2. Resinas compostas
3. Cimentos de ionômeros de vidro 4. Biomecânica 5. Análise das tensões dentárias I. Título.

Comissão examinadora

1. Presidente - Professor Doutor Sillas Luiz Lordelo Duarte Júnior - Professor Assistente Doutor do Departamento Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia do "Campus" de Araraquara da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
2. Professor Doutor Jose Roberto Cury Saad - Professor Adjunto Doutor do Departamento Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia do "Campus" de Araraquara da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
3. Professor Doutor Osmir Batista de Oliveira Jr - Professor Assistente Doutor do Departamento Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia do "Campus" de Araraquara da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
4. Professor Doutor Cleudmar Amaral de Araújo - Professor Adjunto da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.
5. Professor Doutor Rafael Francisco Lia Mondelli - Professor Doutor do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.
6. Professor Doutor Marcelo Ferrarezi Andrade - Professor Adjunto do Departamento Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia do "Campus" de Araraquara da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
7. Professor Doutor Camillo Anauate Netto – Professor Doutor do Curso de Odontologia da Universidade de Guarulhos.
8. Professora Doutora Silmara Aparecida Milori Corona - Professor Associado do Departamento Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
9. Professora Doutora Maria Salete Machado Candido - Professor Adjunto Doutor do Departamento Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia do "Campus" de Araraquara da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
10. Professor Doutor Sizenando de Toledo Porto Neto - Professor Adjunto Doutor do Departamento Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia do "Campus" de Araraquara da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Dados Curriculares

Luana Cristina Araújo de Oliveira

Nascimento - 15/06/1973 – Patos de Minas – MG

Filiação - Juvêncio de Oliveira e Silva

Emília Ferreira de Araújo

1991 - 1995 - Curso de Graduação em Odontologia – Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia – MG.

1999 - 2000 - Curso de Especialização em Dentística – Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia – MG.

2000 - 2002 - Curso de Pós – Graduação em Dentística – nível Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2001 - 2002 - Professor Substituto da Disciplina de Dentística da Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia – MG.

2002 - 2004 - Curso de Pós – Graduação em Dentística – nível Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Dedicatória

Aos meus pais Juvêncio e Emília, por me ensinarem o caminho...
Especialmente à minha mãe, por nunca poupar esforços na formação de seus filhos. Obrigada pelo apoio incondicional e pelo exemplo de vida.

Aos meus irmãos Jacqueline, Júlio, Joaquim, Daniel e Juliana,
dedico a vocês, por sempre acreditarem em meus objetivos. Obrigada pelo apoio, carinho e palavras de estímulos nos momentos difíceis.

Ao Anthony,
jamais serei suficientemente grata por sua dedicação a este trabalho.
Esta conquista se tornou realidade porque sonhamos juntos.
Obrigada pela orientação, pelo exemplo de trabalho e determinação, que me deram o suporte necessário para seguir em frente.
A você dedico este trabalho e meu imenso amor!

À minha segunda família José Luiz e Maria de Lourdes,
esta é uma pequena maneira de agradecer, tudo que sempre recebi de vocês. Obrigada pelo incentivo e amor com que sempre me acolheram.

Agradecimentos especiais

Ao Prof^o Sillas Luiz Lordelo Duarte Júnior, orientador deste trabalho, obrigada pela orientação precisa e segurança com que conduziu este trabalho. Seu apoio e entusiasmo foram fundamentais. Agradeço a confiança, paciência e aprendizado que me proporcionou.

Ao Prof^o Welington Dinelli,
minha admiração pelo exemplo de vida dedicada à Odontologia.
Obrigada pelos momentos de convívio e aprendizado.

Ao Prof^o Cleudmar Amaral de Araújo,
pela orientação durante a execução das etapas experimentais deste trabalho. Obrigada pelas horas de dedicação e não apenas por acreditar neste trabalho, mas torná-lo possível.

À Prof^a Maria Salete Machado Candido,
pela oportunidade e apoio recebidos no Curso de Mestrado, quando iniciamos os trabalhos nesta linha de pesquisa. Minha admiração pelos anos de dedicação à Faculdade de Odontologia de Araraquara e à Odontologia.

À Adriana Márcia Beloti,
amiga e companheira de todas as horas.
Jamais conseguirei agradecer tudo que fez por mim.

Ao Prof^o Paulo Sérgio Quagliatto,
pelo convívio, amizade e grande incentivo para o
meu ingresso na pós-graduação.

À Prof^a Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer,
por todos os ensinamentos transmitidos ao longo destes anos,
tão importantes não apenas para Odontologia, mas para minha vida.

Ao Prof^o Carlos José Soares,
pela colaboração na realização deste trabalho
e por nunca medir esforços todas as vezes que solicitei sua ajuda.

Ao Prof^o Rafael Ariza Gonçalves,
por compartilhar seus conhecimentos, pelos ensinamentos e ajuda nos
momentos difíceis.

Ao Prof^o Ivan Miguel Costa,
meu grande mestre para toda a vida.

Ao Prof^o Vanderlei Luiz Gomes,
por compartilhar seus conhecimentos, que muito
auxiliaram nas etapas iniciais deste trabalho.

À Marco Antônio Lana,
por idealizar e construir todos os dispositivos utilizados nas etapas
experimentais deste trabalho, nunca medindo esforços para ajudar.

À Thereza Maia,
pelo planejamento e análise estatística.

À Thiago Caixeta de Araújo,
aluno do Curso de Mestrado em Engenharia Mecânica,
pela valiosa ajuda durante a etapa experimental de Fotoelasticidade.

Aos amigos da pós-graduação

Alessandra, Patrícia, Tito, Roberto, Saturnino, Emmanuel, Laura, Pedro,
Eduardo, Ricardo Faria, Ricardo Prates, Tailane, Fabrício, Abrahan e
Cristina, pelos inesquecíveis momentos que passamos juntos.

Aos queridos Cynthia e Alex, Polyana e Marcelo, Etiënne, Elisângela,
Camila, Wellington, Rodrigo e meus sobrinhos Patrick, Lucas, Carol, Bryan
e Júlia, fontes de incentivo e inspiração.

Meus sinceros agradecimentos...

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, na pessoa dos Diretores Prof^o Dr Ricardo Abi Rached, Welington Dinelli, Prof^a Dr^a Rosemary Adriana Marcantonio pela oportunidade de crescimento profissional.

Aos professores do Curso de pós-graduação, Profs. Sillas, Sizenando, Saad, Osmir, Welington, Salete, Marcelo, obrigada pelos ensinamentos e pela valiosa contribuição em minha formação.

Aos professores, da disciplina de Dentística da Universidade Federal de Uberlândia – UFU, Profs. Paulo, Roberto, Carlos, Jesuânia e Nelson, obrigada por todos os ensinamentos durante minha formação e por me abrirem as portas ao ingresso na carreira acadêmica.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia em especial aos professores Cleudmar Amaral de Araújo, Antônio Pedro Clapis e Sonia Aparecida G. Oliveira, pelos ensinamentos e por oferecerem toda estrutura desta faculdade para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos funcionários Cláudio Tita, Conceição, Marinho, Dona Cida, Dona Cida e Adriana, por nunca mediram esforços.

Às bibliotecárias Odete, Zezé e Maria Helena pela disposição e orientação segura.

Às funcionárias da secretaria da Pós-graduação, Rosângela, Mara, Sílvia e Vera, pela paciência, simpatia e disposição em ajudar.

À Empresa 3M do Brasil, na pessoa da funcionária Mara Eugênia, que gentilmente ofereceu os materiais para realização desta pesquisa.

CAPES, pela concessão da bolsa de Doutorado, viabilizando a execução deste trabalho.

*“...Se você quer ser bem sucedido,
precisa ter determinação total, buscar seu
último limite e dar o melhor de si mesmo.”*

Ayrton Senna

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DA LITERATURA	18
3	PROPOSIÇÃO	73
4	MATERIAL E MÉTODO	75
4.1	Fotoelasticidade	75
4.2	Tensilometria	104
4.3	Elementos Finitos	112
5	RESULTADOS	125
6	DISCUSSÃO	167
7	CONCLUSÃO	205
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	208
9	RESUMO	228
10	ABSTRACT	232

1. Introdução

A utilização de materiais restauradores para substituir a estrutura dental perdida apresenta-se como um dos procedimentos mais antigos da prática odontológica.^{18,120} Apesar da constante evolução, depois de várias décadas, o conceito de máxima preservação da estrutura dental continua como a base fundamental da Odontologia Restauradora, mostrando claramente que nenhum material é superior ao próprio dente.¹⁸

Nos últimos anos houve um aumento significativo da utilização da resina composta como material restaurador para dentes anteriores e posteriores,^{55,64,120} devido principalmente à melhora nas propriedades,^{1,8,17,91} associado ao desenvolvimento de efetiva união ao esmalte e dentina pelos sistemas adesivos atuais,^{9,47,53,110} garantindo resultados clínicos superiores às antigas resinas compostas.^{2,11,17,23,50} Este uso crescente deveu-se também à mudança dos padrões estéticos e percepção dos pacientes que passaram a solicitar restaurações estéticas ou mesmo a substituição de restaurações metálicas presentes na região anterior e posterior, esta última até então não questionada.^{17,55}

Estudos avaliando o desempenho clínico de restaurações de resina composta em dentes posteriores, observaram longevidade média entre 6 e 10 anos, sendo que, o principal motivo para substituição esteve relacionado à presença de cárie secundária, a qual pode ser consequência de fendas marginais.^{77,95} As fendas marginais são resultado da ruptura de união ou selamento na interface dente/restauração, permitindo a passagem de íons, fluídos e bactérias (microinfiltração), levando à infecção bacteriana da dentina e da polpa⁵⁹ e como consequência à formação de cárie secundária, necrose pulpar ou mesmo falha do material restaurador com deslocamento total ou parcial da restauração.^{23,50,59, 77}

A contração de polimerização tem sido considerada o principal fenômeno envolvido nos mecanismos de formação de fendas marginais durante a restauração direta com resina composta.^{14,15,22,29,115} Os materiais compósitos restauradores diretos exibem redução de volume em cerca de 0,9 a 2,24%⁹⁷ durante a polimerização, gerando tensões na interface adesiva.^{4-6,15,22,28,57,58,114} Os níveis de tensões gerados dependem de diferentes fatores^{10,113} associados ao preparo cavitário,^{37,38} ao material restaurador^{10,12,41,64} e à técnica restauradora.^{33,35,36,54,56,70,114}

As tensões nas interfaces adesivas podem originar-se além da contração de polimerização,^{12,40,115} da aplicação de cargas mecânicas durante a mastigação^{4,5} e da diferença do coeficiente de expansão térmica.^{40,61,111} Assim, fica evidente que o mecanismo de falhas

nas restauração diretas de resina composta apresenta-se complexo, sendo fundamental a compreensão de todos os fatores envolvidos neste processo.

Grandes esforços são dispensados na tentativa de diminuir ou controlar a contração de polimerização e seus efeitos.^{4,12,20,46,16} Na opinião de alguns autores, dispositivos como sistemas de matrizes e cunhas interdentaes,^{71,72} pontas fotocondutoras,¹⁰³ unidades fotopolimerizadoras, além de técnicas de fotopolimerização^{32,33,36,63,70} e inserção,^{54,56,114} podem minimizar os efeitos negativos da contração de polimerização.

Técnicas restauradoras, combinando diferentes materiais têm sido sugeridas,^{4,35,42,46,57,64,69,105} com o objetivo de reduzir as tensões geradas na interface adesiva. Dentre essas técnicas, recomenda-se a inserção de materiais com baixo módulo de elasticidade utilizados como base ou forramento com o objetivo de amortecer as tensões geradas durante contração de polimerização e aplicação de cargas.^{5,12,28,42,46,68,81,98} Assim como a utilização do ionômero de vidro, visando diminuir o volume de resina composta necessário para restaurar a cavidade e conseqüentemente diminuir as tensões geradas pela contração de polimerização.^{39,60,64,69,71,72} A resina de baixa viscosidade, recentemente lançadas no mercado,^{8,113} também consiste em um material indicado como forramento de cavidades, apontadas como possíveis promotoras de relaxamento da contração durante a polimerização.^{12,42,46,68,81,113} O estudo

dos mecanismos da contração de polimerização de materiais resinosos e a relação destes com as tensões promovidas na interface adesiva apresenta-se, ainda, como objeto de controvérsia.^{12,14,28,63,65,66,71,72,114-116,121,122} Estabelecer os níveis de tensões capazes de romper a interface adesiva comprometendo a integridade marginal, consiste em um desafio.

Verifica-se na literatura poucos estudos^{5,98,106,111} avaliando o efeito da associação de materiais para base ou forramento nas tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas em restaurações diretas de resina composta, apesar da relevância e ampla discussão do tema. A utilização de metodologias para análise de tensões como Elementos Finitos,^{4,5,6,40,52,56,114,116} Fotoelasticidade,^{33,54,62,63,106} Extensometria^{49,70,73} e Tensilometria,^{12,36,37,66} têm contribuído para importantes avanços nesta área.

Desta forma, pode-se evidenciar a necessidade de estudos utilizando metodologia específica para análise de tensões avaliando técnicas restauradoras para restaurações diretas de resina composta associadas a diferentes materiais para base ou forramento, permitindo a compreensão dos mecanismos envolvidos na contração de polimerização e o comportamento mecânico dos materiais restauradores durante a aplicação de cargas mastigatórias, justificando a realização do presente estudo.

2. Revisão da Literatura

Mahler & Peyton⁷⁴ (1955), descreveram os conceitos envolvidos na análise de tensões utilizando o Método de Fotoelasticidade. Destacaram que durante a aplicação de forças sobre um material fotoelástico, ocorrem mudanças nas propriedades ópticas proporcionais às tensões desenvolvidas. Este material torna-se birrefringente e um padrão de cores é observado quando o modelo é atravessado por um feixe de luz polarizada. Os autores relataram que diferentes modelos fotoelásticos podem ser confeccionados para o estudo de problemas relacionados à Odontologia, onde esta metodologia mostra-se de grande aplicabilidade.

Bowen,¹¹ (1963), incorporou partículas de sílica na matriz orgânica de uma resina composta com objetivo de reforçar o material. O material foi preparado e as seguintes propriedades foram verificadas: tempo de polimerização, contração de polimerização, solubilidade e desintegração, absorção de água, coeficiente de expansão térmica, estabilidade de cor, opacidade, resistência à compressão, resistência à tração, módulo de elasticidade, resistência da superfície à endentação e

toxicidade. O autor concluiu que as propriedades do material reforçado com partículas de carga foram mais próximas ao dente que o material não reforçado. A incorporação de 70% de partículas de sílica diminuiu a contração de polimerização e aumentou o módulo de elasticidade, a resistência à compressão, à endentação e apresentou-se menos solúvel à água e com alta resistência à tração.

Farah et al.,³⁴ (1973), analisaram as tensões desenvolvidas em primeiro molar restaurado com coroa total, pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) e Fotoelasticidade. A utilização de dois métodos para análise de um mesmo problema justificou-se pelo fato de estes métodos se complementarem permitindo um estudo minucioso da distribuição de tensões. Em ambos métodos foi construído um modelo do primeiro molar restaurado com uma coroa total em ouro, variando os valores de carga. No método de Fotoelasticidade foram confeccionados dez modelos axissimétricos e determinado os valores da Tensão Cisalhante Máxima. No MEF, também foi confeccionado um modelo axissimétrico, a magnitude de tensões foi apresentada segundo o critério de von Mises, mostrando as mesmas áreas de concentração de tensões encontradas no Método de Fotoelasticidade. De acordo com os autores, enquanto a Fotoelasticidade mostra um desenho claro da distribuição de tensões de maneira qualitativa, o Método dos Elementos Finitos mostra uma avaliação mais minuciosa do completo estado de tensão/deformação, de forma quantitativa.

Farah et al.,³⁵ (1975), avaliaram as tensões em uma cavidade restaurada com amálgama, quando suportada por bases de diferentes materiais e espessuras, utilizando o Método dos Elementos Finitos. Um modelo axissimétrico do primeiro molar foi construído e simulada uma cavidade classe I com 4,0mm de profundidade e 4,5mm de diâmetro. O processamento dos dados foi realizado e calculada as tensões de tração, compressão e cisalhamento. Observou-se que as tensões foram cerca de quatro a cinco vezes maior quando o amálgama estava suportado por 2,0 mm de cimento à base de óxido de zinco, comparado com igual espessura de cimento fosfato de zinco. Para o material de menor módulo de elasticidade (óxido de zinco – 1,7 MPa), houve um aumento dos níveis de tensão, proporcional ao aumento da espessura do material. Para o material de maior módulo de elasticidade (fosfato de zinco – 22,4 MPa) os níveis de tensão foram menores. De acordo com os autores o material menos rígido, não consegue dissipar uniformemente as tensões, mas as transmite diretamente para as paredes de fundo da cavidade, induzindo uma grande deformação (de 5,0 para 18,0 μm) e conseqüente aumento dos níveis de tensão (de 9,0 para 35,0 MPa).

Hedgahl & Gjerdet,⁴⁹ (1977) mediram a contração de polimerização linear da resina composta sem restrições de paredes e estimaram a magnitude das forças de tração desenvolvidas pelo material em estado de confinamento, das resinas compostas quimicamente

ativadas de marcas comerciais Adaptic, Concise e Restodent. A contração linear foi medida utilizando extensômetros elétricos, imersos aproximadamente 2,0 mm dentro da resina composta colocada sobre uma folha de polietileno. As tensões geradas pela contração foram medidas entre 2,0 minutos e duas horas, utilizando Tensilometria. A partir da análise dos resultados os autores concluíram que as forças de tração foram maiores quando o material apresentou-se em condições de restrição de paredes ou seja, confinado. A contração linear medida foi de 0,42; 0,48 e 0,90% para as marcas comerciais Adaptic, Concise e Restodent, respectivamente.

Gordon,⁴⁵ (1978), destacou que irregularidades geométricas, como entalhes e/ou ranhuras trincas, cavidades, ângulos, regiões com mudanças bruscas de seção, podem ser considerados locais de concentração de tensões. Este comportamento pode ser facilmente explicado pela chamada “trajetória das tensões”. De acordo com o autor, locais representados por descontinuidades podem interromper a trajetória natural das tensões favorecendo o seu acúmulo e aumentando o risco de falhas.

Dally & Riley,²⁷ (1978), relataram que diversos materiais estão disponíveis no mercado para utilização na Fotoelasticidade, no entanto, o material fotoelástico para ser utilizado deve satisfazer alguns requisitos como: transparência, boa resposta óptica, homogeneidade, isotropia, ausência de fluência, inexistência de efeitos de borda, constante

óptica estável com a temperatura, ausência de tensões residuais e facilidade de trabalho para confecção de modelos.

Qvist,⁹⁴ (1983), avaliou o efeito das forças mastigatórias na adaptação marginal de restaurações de resina composta *in vivo*. Verificou-se nos molares em oclusão a ocorrência de infiltração marginal em 71% das cavidades e para os molares sem antagonistas verificou-se infiltração marginal em apenas 28% das cavidades. Os autores destacaram que as cargas mastigatórias exercem grande influência na integridade marginal de restaurações de resina composta e que outros fatores como as tensões térmicas influenciam na durabilidade das restaurações *in vivo*.

Peters & Poort,⁹⁰ (1983) realizaram um estudo para avaliar a influência da adesão do amálgama às paredes dentárias na distribuição de tensões do dente restaurado. A análise de tensões foi realizada utilizando o Método de Elementos Finitos. A interface entre o amálgama e as estruturas dentárias foi simulada de três diferentes maneiras: a) união perfeita, b) ausência de união (não conectados) e c) falha de união entre o amálgama, esmalte e dentina. Os dados foram processados no programa computacional FEMSYS. A análise dos resultados indicou que uma adesão perfeita entre o amálgama e as estruturas dentárias, tende diminuir os níveis máximos de tensão entre o material restaurador e o dente, principalmente na dentina. A presença de um material para forramento com módulo de elasticidade baixo induz a

uma tendência de separação entre os materiais e as paredes da cavidade.

Davidson & de Gee,²⁸ (1984), sugeriram que se o processo de geleificação da resina composta ocorrer gradualmente, o material pode sofrer menores tensões, sem danos à sua estrutura interna e perda da adesão. Os materiais utilizados neste estudo foram duas resinas ativadas quimicamente Sillar e Concise. A polimerização foi iniciada com a mistura das pastas e a contração de polimerização volumétrica foi determinada utilizando Dilatômetro e as tensões de contração determinadas por um Tensilômetro. Os autores demonstraram que nos primeiros estágios da polimerização de uma resina quimicamente ativada o material incompletamente polimerizado pode escoar, depois de algum tempo, o material torna-se mais rígido e com menor escoamento. Concluíram que considerável parte da tensão de contração do material é compensada pelo escoamento.

Davidson et al.,²⁹ (1984), avaliaram a influência das tensões de contração desenvolvidas na dentina durante a polimerização da resina composta microhíbrida química e fotoativada utilizando dois modelos: linear e tridimensional. O modelo linear foi realizado em um Tensilômetro onde a resina composta foi aplicada sobre um disco de dentina bovina, ligada a um suporte fixo e a uma célula de carga, a qual foi deslocada pelas forças geradas durante a contração de polimerização. Depois de completado o processo de polimerização, a resistência adesiva

(0,7 a 7,8 MPa) superou a tensão de contração de polimerização (0,4 a 2,4 MPa). No segundo experimento, cavidades classe V foram preparadas em dentes bovinos, com parede pulpar em dentina e restauradas com resina fotopolimerizável (12,0 dentes) e resina quimicamente ativada (12,0 dentes). As fendas verificadas na interface adesiva foram atribuídas às forças de contração durante a polimerização, resultante da adesão da resina a duas ou mais paredes de dentina.

Lutz et al.,⁷¹ (1986), descreveram que o sistema fotopolimerizável apresenta numerosas vantagens em relação ao sistema químico, uma destas vantagens é a possibilidade de direcionar os vetores da contração de polimerização por meio da unidade de luz fotopolimerizadora, melhorando a adaptação marginal em cavidades classe II. Os autores realizaram estudo cujo objetivo foi descrever o comportamento das cunhas refletivas e sua influência na adaptação marginal de restaurações classe II de resina composta. A partir da análise dos resultados os autores concluíram que a cunha refletiva direcionou 90 a 95% da luz emitida pela fonte fotopolimerizadora e que o uso de cunhas refletivas, pode inverter os vetores de contração de polimerização.

Lutz et al.,⁷² (1986), propuseram uma nova técnica de polimerização de resinas compostas ativadas por luz com o objetivo de reduzir as tensões de contração nas margens da cavidade de dentes posteriores. Os autores concluíram que a utilização de base de ionômero de vidro apresentou as vantagens de selar toda área de dentina exposta,

proteção contra cárie pelo reservatório de flúor e propriedades físicas semelhantes à dentina. Os autores destacaram ainda que dois fatores adicionais são importantes: a restauração de resina composta é reduzida e conseqüentemente o volume e a contração de polimerização torna-se menor e, além disso, a área de superfície livre é relativamente maior em relação ao volume, assim a contração de polimerização torna-se menor.

Felzier et al.,³⁷ (1987), estudaram a tensão de contração de polimerização em função da forma da cavidade. A forma da cavidade foi descrita como fator de configuração (Fator C), dado pela razão entre as superfícies aderidas e as superfícies livres. Para o experimento, a forma da cavidade foi simulada por discos cilíndricos de diferentes diâmetros (5, 0; 10,0 e 15,0 mm), os quais foram conectados a uma célula de carga (Tensilômetro) e o material restaurador quimicamente ativado foi inserido entre os dois discos. As tensões geradas pela contração de polimerização foram registradas por aproximadamente 30,0 minutos. Os autores concluíram que as tensões de contração foram maiores para os maiores valores de fator-C. O significado clínico deste resultado, mostrou que quanto maior o número de paredes as quais o material restaurador estiver aderido, maiores serão as tensões geradas, pois uma menor quantidade de paredes livres diminui a capacidade de escoamento do material.

Kemp-Scholte & Davidson,⁵⁷ (1988), destacaram que durante a restauração com resina composta, a contração de

polimerização, a deformação do material e a resistência adesiva são fatores importantes que determinam a adaptação marginal. Cálculos baseados nas propriedades intrínsecas dos materiais podem indicar que as técnicas de inserção incremental e incremento único levam inevitavelmente à infiltração marginal. A utilização de resina de baixa viscosidade, com baixa contração linear e baixo módulo de elasticidade, pode ser a solução para um efetivo selamento marginal, satisfazendo a Lei de Hooke (Tensão = Módulo de Elasticidade X Deformação).

Rees e Jacobsen,⁹⁷ (1989), relataram que a maioria dos métodos usados para determinar a contração de polimerização volumétrica utilizam mercúrio como meio de imersão. Os conceitos atuais de higiene industrial, determinam que a utilização de Dilatômetro de água, pode oferecer muitas vantagens. A proposta deste estudo foi adaptar este método para medir a porcentagem de contração volumétrica durante a polimerização. Seis materiais foram investigados: Aurafill, Silar, Conscise, Heliomolar, P-30 e Occlusin. As medidas foram obtidas durante 60 minutos e os resultados variaram entre 0,9 a 2,24% em volume.

Kemp-Scholte & Davidson,⁵⁷ (1990), avaliaram a capacidade de selamento marginal de materiais restauradores adesivos combinados a vários materiais de selamento, com especial atenção à flexibilidade destes materiais como mecanismo de compensar a contração de polimerização. Foi realizado estudo em microscópio eletrônico de varredura, medida da resistência adesiva ao cisalhamento e da contração

de polimerização por meio de Tensilômetro. A partir da análise dos resultados os autores concluíram que os materiais com maior capacidade de selamento não necessariamente devem apresentar maior resistência adesiva. A aplicação de um forramento utilizando resina composta ou ionômero de vidro fotopolimerizável, diminuiu as tensões de contração de polimerização.

Mitra,⁷⁵ (1991), avaliou e comparou a adesão à dentina e as propriedades físicas do ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond) com um cimento de ionômero de vidro convencional (Glass Ionomer). O teste de resistência adesiva ao cisalhamento, em dentina bovina, demonstrou um valor médio de 12 ± 3 MPa para o Vitrebond, enquanto para o cimento de ionômero de vidro convencional foi de 4 ± 2 MPa. O modo de fratura mais encontrado, tanto em dentina quanto em cimento, foi o coesivo. Os testes de resistência à compressão e tração diametral do Vitrebond, imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova, vinte e quatro horas, uma semana, um mês e sete meses, mostraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre os valores obtidos nos vários períodos de tempo.

Wieczkowski et al.,¹¹⁹ (1992), compararam o padrão de microinfiltração nas interfaces dentina/forradores cavitários/resina composta, utilizando ou não um agente intermediário. Foram utilizados como forradores cavitários ionômero de vidro modificado por resina e cimento de ionômero de vidro, sob a restauração de resina composta. O

verniz copal foi aplicado como agente separador entre o ionômero e a resina, em metade das amostras de cada grupo. Os dentes foram seccionados no sentido mesio-distal e a infiltração inspecionada por meio de microscópio. Os resultados indicaram significativa infiltração (100%) para a interface dentina/ionômero de vidro, nos espécimes sem o agente separador. Aqueles em que o verniz foi aplicado, não mostraram quase nenhuma infiltração na interface dentina/ionômero de vidro (10%) e alguma infiltração para a interface resina/ionômero de vidro (40%). Estes resultados sugeriram que as forças de contração de polimerização da resina são mais fortes que a adesão química entre o cimento de ionômero de vidro e a dentina. A adesão pode ser rompida durante a polimerização da resina, eliminando qualquer retenção adicional ganha por adesão química à dentina e abrindo um caminho para a microinfiltração.

Miyazaki et al.,⁷⁶ (1992), avaliaram a porcentagem de contração volumétrica do ionômero de vidro Tipo II, Fugii LC, comparado à resina composta P-50 e Silux Plus (3M ESPE), utilizando Dilatômetro de mercúrio e óleo. A contração volumétrica total foi medida a 300s depois de iniciada a fotopolimerização, sendo verificado uma contração de 3,23% a 3,64% para o ionômero de vidro Fugii LC, 2,19% para a resina P50 e 1,72% para a resina Silux Plus. O autor concluiu que a contração de polimerização do ionômero de vidro foi significativamente maior que das resinas compostas.

Goel et al.,⁴³ (1992), avaliaram o efeito da profundidade cavitária na distribuição de tensões, utilizando o Método dos Elementos Finitos. Três tipos de cavidades MOD foram simuladas variando a profundidade pulpar em 0,7; 0,85 e 1,0 mm; todas as outras dimensões da cavidade foram padronizadas. Além disso, três modelos com diferentes condições de contorno, ou seja, presença ou não de estruturas de suporte foram simulados: modelo coroa (apenas a parte coronária), modelo raiz (parte coronária e terço médio radicular) e modelo osso/ligamento (todas as estruturas de suporte). O objetivo desta análise foi verificar se a presença ou não das estruturas de suporte poderiam influenciar nos níveis de tensão. A partir da análise dos resultados verificou-se que não houve grandes diferenças quanto aos níveis de tensões nos três modelos quando se variou a estrutura de suporte. Os autores verificaram que quanto maior a profundidade da cavidade, maior a concentração de tensões em torno da parede pulpar tornando mais desfavorável a distribuição de tensões e que este efeito pode ser aumentado se uma adesão deficiente estiver presente.

Burgess et al.,¹³ (1993), compararam a resistência à compressão diametral e tração, módulo de compressão, resistência adesiva ao cisalhamento à dentina e à resina, infiltração marginal, e liberação de flúor de dois ionômeros de vidro modificados por resina (Vitrebond e Fuji Linning LC) e um convencional (Ketac Bond Aplicap). Os resultados obtidos indicaram que os ionômeros de vidro modificados por

resina apresentaram melhor performance que os quimicamente ativados. Os autores ressaltaram ainda que os materiais quando empregados em substituição à dentina deveriam possuir módulo de elasticidade semelhante ao da dentina (entre 13,0 e 18,5 MPa), para que não houvesse concentração de forças na interface.

Hotta & Aono,⁵¹ (1994), avaliaram a adaptação e a resistência de união à dentina e à resina composta dos cimentos de ionômero de vidro convencionais (Ketac-Cem, Base Cement, Dentine Cement) e ionômeros de vidro modificados por resina (Vitrebond, Fuji Linning LC, XR-Ionomer), como forradores cavitários sob resina composta. Para avaliar a adaptação dos materiais forradores à dentina, foram confeccionadas cavidades classe I, em pré-molares extraídos, com 2,0 mm de profundidade em dentina. Os materiais forradores foram inseridos numa espessura de 1,0 mm e o restante preenchido com resina composta. As interfaces dentina/forrador cavitário/resina composta foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura, por meio de réplicas. Para os testes de resistência de união à tração na interface dentina/forradores cavitários, a superfície oclusal de molares foi desgastada para remoção do esmalte, e matrizes com 3,0 mm de diâmetro e 2,0 mm de altura, foram utilizadas. A partir dos resultados verificou-se que o Vitrebond obteve significativamente a maior resistência de união à dentina (7,0 MPa), em comparação aos demais forradores avaliados, como também a resistência de união com a resina composta foi

superior nos ionômeros modificados por resina, em comparação aos convencionais.

Rueggeberg et al.,⁹⁹ (1994), investigaram o impacto da variação da intensidade de luz e duração da exposição em diferentes profundidades para a resina composta. As resinas utilizadas foram micropartícula e híbrida, na cor cinza, em incrementos de 1,0; 2,0 e 3,0 mm. Os corpos-de-prova foram fotopolimerizados utilizando diferentes tempos de exposição (20, 40, 60 e 80s) e intensidade de luz (233, 400, 578 e 800 mW/cm²). Os resultados indicaram que em profundidades maiores que 2,0 mm há uma insuficiente polimerização independente do tempo e intensidade de luz utilizada. Os autores recomendaram um tempo de exposição de 60 segundos para fontes de luz com intensidade até 400 mW/cm², em incrementos preferencialmente de 1,0 mm para obtenção de uma polimerização máxima e uniforme.

Leinfelder,⁶⁹ (1994), descreveu as mudanças relacionadas ao uso de bases e forradores cavitários, tendo em vista, a técnica de hibridização da dentina desenvolvida nos últimos anos, a qual tem provocando questionamentos de clínicos e pesquisadores em relação a necessidade dos procedimentos convencionais. Relatou que o ionômero de vidro deve ser o material de escolha, em situações onde uma base de cimento é requerida, por apresentar vantagens como: liberação de flúor suficiente, agindo como bacteriostático; fácil manipulação e escoamento sobre a dentina, com vantagens para o ionômero de vidro modificado por

resina que apresenta polimerização rápida. Entretanto, devido ao componente polimérico, seu coeficiente de expansão térmica é ligeiramente maior que o quimicamente ativado. O hidróxido de cálcio consiste no forrador cavitário mais utilizado. Na dentina sadia a formação de dentina reparadora não ocorre, mas apenas quando o hidróxido de cálcio está fisicamente em contato com as células da polpa. O maior problema associado com o hidróxido de cálcio é a sua dissolução e eliminação, facilitando a microinfiltração.

Mongkolnam & Tyas,⁸⁰ (1994), compararam as propriedades físicas e mecânicas de materiais; Prisma VLC Dycal, Cavalite, Vitrebond, Zionomer, XR-Ionomer, LCLB, TimeLine, Ionoseal e Ketac Bond. Os testes de resistência à compressão e à tração diametral mostraram que a maioria dos materiais fotopolimerizáveis foram mais resistente, em comparação aos quimicamente ativados. A avaliação da profundidade de polimerização mostrou que a eficiência da polimerização aumentou proporcionalmente ao tempo de exposição. Os testes de adesão à dentina mostraram uma fraca adesão dos forradores cavitários. Para os produtos não-ionoméricos a adesão à dentina foi efetivamente zero. A adesão com a resina composta mostrou resultados efetivos e superiores à adesão com a dentina.

Katona & Winkler,⁵⁶ (1994), utilizaram o Método dos Elementos para avaliar as tensões transitórias geradas durante a contração de polimerização da resina composta pela técnica de inserção

em incremento único, em restaurações classe V. O processo de polimerização da restauração foi dividido em quatro profundidades de incrementos 1/3, 1/4, 1/2 e 1/1 (completo). Foram utilizadas três formas hipotéticas para o padrão de polimerização: reta, côncava e convexa. Os autores concluíram que a forma assumida foi um fator crítico na determinação da deformação na superfície polimerizada, no entanto, a análise qualitativa das tensões mostrou similaridade para as três formas em estudo.

Leinfelder,⁶⁸ (1994), discutiu as causas de lesões cervicais e as técnicas restauradoras, apresentando um guia para escolha dos materiais mais apropriados. De acordo com o autor materiais com baixo módulo de elasticidade devem ser preferidos, pois, durante a aplicação de cargas estes podem absorver parte da energia que seria transferida para a interface adesiva e conseqüentemente a união entre a interface dente/restauração seria preservada.

Attin et al.,³ (1995) avaliaram a contração de polimerização e alterações volumétricas de seis ionômeros de vidro (Dyract, DeTrey Dentsply; Fuji II LC, GC Dental Int; Ionosit Fil, DMG; VariGlass VLC, DeTrey Dentsply; Vitremer, 3M Dental Products; Photac-Fil, ESPE), comparado à resina composta híbrida (Blendax) e ao ionômero de vidro quimicamente ativado (ChemFil Superior, DeTrey Dentsply). A contração foi determinada 5 minutos e 24 horas depois da polimerização. As alterações volumétricas foram verificadas depois de 14

e 28 dias de armazenamento em água. A contração de polimerização dos ionômeros de vidro modificados por resina foi maior que para a resina composta híbrida e o ionômero quimicamente ativado. Depois de 28 dias de armazenamento em água, o ionômero de modificado por resina apresentou maior expansão volumétrica que o ionômero quimicamente ativado. Os materiais ionoméricos apresentaram maior incorporação de água que a resina composta. Os autores destacaram que a alta contração de polimerização do ionômero de modificado por resina pode prejudicar a integridade marginal.

Sidhu & Watson,¹⁰¹ (1995), apresentaram uma revisão da literatura sobre os ionômeros de vidro modificados por resina. Relataram que esses materiais são híbridos, provenientes do cimento de ionômero de vidro convencional com uma pequena adição de resina fotopolimerizável. Conseqüentemente, apresentam características semelhantes aos convencionais com algumas propriedades superiores, tais como resistência adesiva à estrutura dental e resistência à tração, endurecimento rápido por luz visível e maior tempo de trabalho. Possuem as vantagens de adesão à estrutura dental, estética e liberação de fluoretos. Os ionômeros de vidro modificados por resina possuem a reação fundamental de presa ácido-base, a qual é acrescentado um processo de presa secundário, iniciado pela luz. Com relação ao coeficiente de expansão térmica, nos ionômeros de vidro modificados por resina, tem sido observado coeficiente de expansão térmica mais alto que

os convencionais, embora menor que das resinas compostas. Supõem que o não condicionamento da superfície dentária esteja relacionada com a presença do grupo HEMA no ionômero de vidro modificado por resina. Contudo, a resistência de união para esses materiais pareceu ser melhor quando a dentina foi tratada com ácido .

Feilzer et al.,³⁹ (1995), determinaram as tensões geradas durante a reação de polimerização e o efeito da exposição à água do ionômero de vidro tradicional e modificado por resina, utilizando Tensilometria. A reação de polimerização foi monitorada durante uma hora em condições isoladas (sem hidratação/desidratação) e durante quinze horas quando expostos à água. A partir da análise dos resultados verificou-se que quando a reação de polimerização do ionômero convencional ocorreu em condições isoladas todos os materiais fraturaram espontaneamente. A exposição à água em estágios iniciais, preveniu a fratura espontânea para os ionômeros convencionais e diminuiu as tensões durante a contração de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina.

de Gee et al.,³⁰ (1996), avaliaram as alterações ao longo do tempo em ionômeros de vidro convencionais, ionômeros reforçados por metal e ionômero de vidro modificado por resina, por meio de desgaste experimental simulando o processo de desgaste oclusal. Os testes de desgaste foram conduzidos periodicamente por um período de um ano. Todos os materiais apresentaram um alto desgaste inicial com

diminuição significativa no período de um ano. Segundo os autores, este processo pode estar relacionado com a lenta progressão da reação ácido/base que se estende por vários meses. Em todos os estágios o ionômero de vidro modificado por resina apresentou a reação ácido/base mais rápida que os demais materiais. Os autores concluíram que nenhum destes materiais pode ser indicado para regiões de esforços mastigatórios, pela alta taxa de desgaste apresentado.

Winkler et al.,¹²¹ (1996), compararam três técnicas restauradoras quanto às tensões transitórias induzidas na interface dente/resina composta durante a polimerização, utilizando o Método dos Elementos Finitos. Uma cavidade classe V, de dimensões 1,8 x 3,0 x 3,0 mm foi modelada simulando as seguintes técnicas restauradoras: incremento único, três incrementos horizontais e três incrementos em cunha. Os menores níveis de tensão foram verificados na técnica de inserção em incremento único. A técnica de inserção com três incrementos em cunha exibiu os maiores níveis de tensão, seguida pela técnica de inserção em três incrementos horizontais. A partir da análise dos resultados os autores sugeriram que a técnica de inserção única deve ser usada para cavidades rasas que podem ser polimerizadas em toda sua profundidade.

Versluis et al.,¹¹⁴ (1996), avaliaram a distribuição de tensões de diferentes técnicas incrementais por meio da análise numérica de Elementos Finitos. Quatro técnicas de inserção incremental foram

simuladas: vestibulo-lingual, gengivo-oclusal, oblíqua e oblíqua em forma de U, além da técnica de inserção em incremento único. Esta análise mostrou que, em uma restauração perfeitamente aderida ao dente, a técnica incremental aumenta a deformação do dente restaurado. Este aumento é causado pela deformação incremental do preparo, o qual diminui efetivamente a quantidade de resina necessária para restaurar a cavidade, o que leva a formação de alta tensão na interface dente-restauração. Destacaram que a utilização da técnica incremental pode ser necessária por razões como: adaptação, densificação, completa polimerização e efetividade adesiva. No entanto, é muito difícil provar que a técnica incremental deva ser preferida devido à diminuição dos efeitos da contração de polimerização.

Weiner et al.,¹¹⁷ (1996), realizaram uma inspeção em 64 Escolas de Odontologia da América do Norte, para verificar a orientação fornecida aos alunos com relação ao uso dos agentes protetores. Não houve um consenso no uso dos agentes protetores entre as escolas americanas avaliadas, chegando a trinta o número de possíveis combinações de materiais fornecidas pelos estudantes. Os ionômeros de vidro foram os materiais protetores mais utilizados, enquanto a aplicação do hidróxido de cálcio e verniz copal, como protetores, diminuíram. O sistema adesivo tem sido largamente indicado em cavidades rasas e profundas. A maioria das escolas se mostraram satisfeitas com a

orientação fornecida aos alunos, mas anualmente revisaram o programa de ensino.

Peutzfeldt,⁹¹ (1997), apresentou uma revisão destacando a história dos monômeros utilizados nas resinas compostas, seu desenvolvimento e os recentes avanços das pesquisas no campo dos monômeros. Os sistemas de monômeros atuais são baseados no BisGMA e seus derivados, desenvolvido há quarenta anos atrás. A principal deficiência das resinas compostas é a contração de polimerização e insuficiente resistência ao desgaste sob o efeito de cargas mastigatórias. Ambos fatores são altamente influenciados pelo sistema de monômeros e grandes esforços têm sido realizados em todo mundo para eliminar estes efeitos indesejáveis. Algumas formulações com a adição de monômeros funcionais têm sido desenvolvidas para aumentar o grau de conversão de duplas ligações e propriedades mecânicas.

Bouschlicher et al.,¹⁰ (1997), avaliaram o efeito do tipo de compósito, intensidade de luz, fator C e polimerização com laser nas forças geradas durante a contração de polimerização, utilizando uma máquina Zwick. Foram avaliados os compósitos Silar, Silux Plus e Z100. A polimerização foi realizada com aparelho convencional (50 e 100% de intensidade de luz) e aparelho laser. Os materiais quimicamente ativados geraram menores forças de contração, a resina de micropartículas foi intermediária e as resinas híbridas geraram os maiores valores de força de contração. O aumento da intensidade de luz aumentou os níveis de

força de contração e não houve diferenças entre as duas unidades fotopolimerizadora. As forças máximas foram inversamente proporcionais ao FatorC.

Swift & Bayne,¹⁰⁴ (1997), avaliaram a resistência de união ao cisalhamento do sistema adesivo Single Bond, Prime & Bond, One-Step e Scotchbond Multi-Purpose Plus à superfície da dentina. Os testes foram realizados utilizando 120 dentes bovinos, incluídos em resina acrílica. Os quatro sistemas adesivos foram aplicados, variando o grau de umidade na superfície da dentina: úmida, molhada e super molhada. A média de resistência de união ao cisalhamento apresentada pelo Single Bond foi de 19,2, 23,2 e 20,3 MPa, quando aplicado em dentina úmida, molhada e super molhada, respectivamente. A resistência de união do sistema de três componentes (Scotchbond Multi-Purpose Plus) variou entre 23,1 e 25,3 MPa, mas não foi significativamente mais alta do que os valores encontrados para o Single Bond.

Mondelli et al.,⁷⁸ (1998) destacaram que agentes protetores são materiais interpostos entre o material restaurador e o tecido dentinário subjacente, com o objetivo de proteger a polpa de injúrias. Em conformidade com espessura da camada aplicada, podem atuar como seladores cavitários (fina película), forradores cavitários (até 0,5 mm), base protetora (de 0,5 a 2,0 mm) ou base cavitária (1,0 a 3,0 mm).

Anusavice,¹ (1998), definiu os agentes protetores como materiais indicados para serem utilizados em conjunto com os materiais restauradores, com o objetivo de proteger a polpa de traumas químicos e térmicos, de componentes irritantes de alguns materiais restauradores e da microinfiltração associada à invasão bacteriana.

Kim et al.,⁶⁰ (1998), determinaram as propriedades físicas e resistência adesiva ao cisalhamento do ionômero de vidro convencional comparado aos ionômeros de vidro modificados por resina. Os autores verificaram que cerca de 99% da contração de polimerização na ausência de umidade ocorreram nas primeiras 24 horas da reação. O ionômero de vidro convencional apresentou contração de polimerização cerca de sete vezes maior e expansão volumétrica cerca de 2,5 vezes maior que os ionômeros de vidros modificados por resina. A resistência adesiva ao cisalhamento tanto no esmalte quanto na dentina, foi maior para os ionômeros de vidros modificados por resina, exceto para dentina do ionômero de vidro modificado por resina, Vitrebond.

Kinomoto & Torii,⁶² (1998), determinaram a distribuição e magnitude das tensões resultantes da contração de polimerização, em restaurações de resina composta utilizando a análise fotoelástica. Cavidades de 5,0 x 2,0 x 2,0 mm de profundidade foram preparadas em dentes bovinos, moldadas e restauradas utilizando uma resina com propriedades fotoelásticas marca Palfique (Tokuyama, Japan) e fotoativada por 80 segundos. A integridade das paredes da cavidade

também foi avaliada pelo método infiltração marginal, após a análise de tensões. As tensões nas restaurações de dentes bovinos não foram altas o suficiente para serem observadas, aparentemente devido às fendas ao longo das paredes de dentina, interpretado pelos autores como tensão residual. Por outro lado, não houve formação de fendas ao longo das paredes da cavidade na restauração de resina com material fotoelástico. O escoamento da resina foi bastante limitado e a Máxima Tensão Normal nas paredes da cavidade, ocorreu perto do ângulo interno da cavidade e foi calculado em torno de 23,0 MPa. Os níveis de tensão próximo ao ângulo cavo-superficial foi de 15,0 MPa.

Tolids, et al.,¹¹¹ (1998), avaliaram a diferença na porcentagem de contração volumétrica durante a polimerização para resinas compostas, quando fotopolimerizadas sozinhas ou na presença de uma base de ionômero de vidro modificado por resina. A porcentagem de contração volumétrica foi medida usando o aparato de deflexão de discos preconizado por Watts e Cash. Quatro resinas compostas microhíbridas e uma resina de baixa viscosidade foram avaliadas sozinhas e na presença de uma base de ionômero de vidro modificado por resina com espessuras de 2,0 mm para a resina e 0,5 mm para o ionômero. A medida da contração foi realizada durante 300s. A análise dos dados demonstrou diferenças estatisticamente significantes, com menores valores de contração de polimerização para todos os grupos quando foi utilizada uma base de ionômero de vidro modificado por

resina. As resinas de baixa viscosidade demonstraram os maiores valores de contração de polimerização, possivelmente pelo alto conteúdo de matriz presente neste material. Foi determinado que a presença de uma base de ionômero de vidro modificado por resina reduziu a porcentagem de contração de polimerização volumétrica.

Fenner et al.,⁴⁰ (1998), utilizaram o Método dos Elementos Finitos para avaliar as tensões térmicas induzidas em um modelo tridimensional do pré-molar apresentando uma cavidade MOD restaurada com resina composta, quando submetido a variações de temperatura similar ao efeito da ingestão de líquido aquecido. Após o processamento dos dados no programa computacional ABAQUS, verificou-se uma maior concentração de tensões na região cervical na face mesial e distal, provavelmente devido a presença de três estruturas esmalte, dentina e resina composta, que apresentam diferenças marcantes no módulo de elasticidade. Os valores máximos de tensões, em torno de 9,0 a 11,0 MPa, mostraram-se abaixo dos valores de resistência adesiva 23,0 MPa, entre a resina composta e as estruturas dentárias. No entanto, os autores destacaram que a perda de adesão é cumulativa e as tensões na interface são dinâmicas e podem iniciar trincas, microtrincas que aumentam gradualmente e quando combinadas às cargas mecânicas da mastigação, são responsáveis pela formação de fendas marginais e microinfiltração.

Bayne et al.,⁸ (1998), compararam as propriedades: conteúdo de partículas de carga, profundidade de polimerização, escoamento, desgaste, resistência à compressão, resistência à tração diametral, endentação, resistência à flexão e dureza de oito resinas de baixa viscosidade e duas resinas híbridas. Resinas de baixa viscosidade com menor escoamento foram similares às tradicionais híbridas. As propriedades mecânicas foram cerca de 60 a 90% menores que as resinas convencionais. Os autores concluíram que as resinas de baixa viscosidade devem ser usadas com cautela em áreas de altas tensões.

Pereira et al.,⁸⁸ (1998) compararam, *in vitro*, a resistência adesiva ao cisalhamento de dois ionômeros de vidro modificados por resina à dentina, utilizando ou não sistemas adesivos. Foram preparadas 96 amostras, obtidas de secções de dentes bovinos, divididas em oito grupos. Os ionômeros de vidro Fuji II LC e Vitremer foram selecionados para esse estudo e empregados com ou sem a aplicação dos sistemas adesivos dentinários: Clearfil Photo Bond, Clearfil Liner Bond e Clearfil Liner Bond II. De acordo com os resultados obtidos, a resistência de adesão do Fuji II LC à dentina foi significativamente maior que para o Vitremer. Porém, quando qualquer sistema adesivo foi aplicado, não foram encontradas diferenças significantes entre eles.

Versluis et al.,¹¹⁶ (1998), propuseram um estudo cujo objetivo foi analisar os vetores de contração de polimerização para resinas auto e fotopolimerizáveis e verificar a afirmação que os

compósitos contraem em direção à luz. O Método dos Elementos Finitos foi usado para simular o processo de contração, incluindo as tensões pelo escoamento e solidificação. Inicialmente foi medida a penetração da luz no esmalte e dentina bovinos. A profundidade de polimerização relacionada à intensidade de luz foi avaliada por meio da medida da microdureza em matrizes. O grau de polimerização e penetração da luz em dois diferentes ângulos (90° e 45°) foi validado pela medida da microdureza em dentes pré-molares humanos. A medida da contração linear na fase pós-gel para diferentes intensidades de luz foi realizada com a utilização de extensômetros. Por fim, a modelagem numérica de todo o processo desde a fase pré-gel até a fase pós-gel, foi realizada com um conjunto de programas e sub-rotinas desenvolvidas para interagir com o programa de Elementos Finitos. Três condições de adesão foram simuladas: A) contração livre (sem adesão), B) adesão perfeita ao esmalte e sem adesão à dentina e C) adesão perfeita ao esmalte e dentina. A análise dos resultados mostrou que quanto maior a intensidade de luz e menor a espessura da resina composta, maiores são os valores de microdureza. Na fase pré-gel o escoamento da resina autopolimerizável foi em direção à área aderida. Para a resina fotopolimerizada a fase pré-gel foi maior quando a luz foi posicionada a 45° . Na fase pós-gel, a resina auto e fotopolimerizável contraíram em direção às áreas de adesão e não em direção à luz. Tanto para a resina auto como para a resina fotopolimerizável, na ausência de adesão a

contração livre foi em direção ao centro da massa. Os autores concluíram que a direção da contração não é diretamente afetada pela orientação da luz, mas é determinada pela adesão ou não da restauração ao dente e forma da cavidade, como consequência, as diferenças entre o padrão de contração das resinas auto e fotopolimerizáveis são mínimas.

Navarro & Pascoto,⁸² (1998), destacaram que a mais recente inovação introduzida nos ionômeros de vidro foi a inclusão de componentes resinosos, que resultou nos cimentos de ionômero de vidro modificado por resina. Estes materiais podem apresentar duas ou três presas: a reação ácido básica normal dos ionômeros convencionais e uma reação iniciada por fotoativação dos radicais livres, que pode continuar com uma polimerização química da fase resinosa.

Jedrychowski et al.,⁵⁴ (1998), avaliaram a tensão de contração, gerada pela inserção da resina composta usando diferentes técnicas de inserção. Foi confeccionada uma cavidade conservadora (2x de aumento) em material fotoelástico simulando o segundo molar, em seguida o material fotoelástico foi jateado com jato de óxido de alumínio, aplicado primer e adesivo. Em seguida a resina composta foi fotopolimerizado por 60s. As técnicas restauradoras incluíram: oblíqua, gengivo/oclusal, vestíbulo lingual, incremento único modificada e incremento único convencional. As tensões geradas durante a contração de polimerização, mostraram não haver vantagens na inserção pelas técnicas incrementais, quando comparado às tensões que ocorreram

utilizando a técnica em incremento único. Apesar dos resultados indicarem o melhor comportamento para a técnica de inserção em incremento único, os autores destacaram que existem muitas situações clínicas, em que a profundidade está aumentada (maior que 4,0 mm). Nestas situações os autores recomendam que incrementos horizontais em finas camadas, ao invés de oblíquos devem ser utilizados.

Kim & Hirano,⁶¹ (1999), avaliaram o efeito das alterações do Fator C, em função do volume da cavidade e expansão higroscópica do ionômero de vidro modificado por resina. Os valores de expansão volumétrica e expansão hidrosférica diminuíram com o aumento do FatorC. Quanto maior o volume de material na cavidade, maiores as alterações volumétricas dimensionais. Desta forma, os autores verificaram que maiores tensões de contração durante a polimerização são esperadas em cavidades com alto valor para o FatorC. Foi confirmado que as alterações volumétricas dimensionais dos ionômero de vidro modificado por resina foram influenciadas pelos valores do Fator C da cavidade.

Rees et al.,⁹⁸ (1999) avaliaram a capacidade de redução das tensões de contração pelo aumento da espessura da camada de adesivo utilizando o Método dos Elementos Finitos. Um modelo bidimensional, contendo uma cavidade classe V (3,0 mm diâmetro e 2,0 mm de profundidade) e espessura da camada adesiva de 0 a 80µm foi construído. As tensões máximas de cisalhamento (11,1 a 22,4 MPa)

foram verificadas nas paredes de fundo da cavidade. Os autores verificaram que os valores de tensão diminuíram em cerca de 38% quando uma camada de 80,0 μm foi empregada.

Unterbrink et al.,¹¹³ (1999), apresentaram os novos materiais lançados no mercado. Destacaram que a contração de polimerização pode ser influenciada por muitos fatores e que a geometria da cavidade consiste no fator mais importante, entretanto, não pode ser controlada pelo operador. A contração e velocidade de reação envolvem fatores como tipo de monômeros, catalisadores e intensidade de luz. Em geral, alto módulo de elasticidade e rápida polimerização podem aumentar a contração de polimerização. As resinas de baixa viscosidade, combinadas aos sistemas adesivos podem auxiliar a superação destas dificuldades.

Kinomoto et al.,⁶³ (1999), realizaram um estudo para determinar a distribuição e magnitude das tensões de resinas compostas auto e fotopolimerizáveis, resultantes da contração de polimerização, utilizando o Método de Fotoelasticidade. Cavidades em forma de caixa, simulando uma cavidade classe I, com dimensões de 5,0 x 2,0 x 2,0mm, foram confeccionadas em um molde de resina e restauradas com resina composta transparente auto ou fotopolimerizável (Palfique Clear). As Tensões Principais nas restaurações e as Tensões Normal e Cisalhante nas paredes da cavidade foram calculadas. Os resultados mostraram que a distribuição das Tensões Principais geradas na parede da cavidade em

ambas resinas auto e fotopolimerizável foram similares, no entanto, a magnitude foi diferente. As tensões máximas geradas na parede da cavidade pela resina composta fotopolimerizável foram duas vezes maiores (23,0 MPa) que para a resina composta autopolimerizável (12,0 MPa).

Labella et al.,⁶⁵ (1999) avaliaram a relação entre as propriedades: módulo de elasticidade, velocidade de polimerização e porcentagem de contração de polimerização de resinas compostas de baixa viscosidade microhíbridas, comparadas às resinas híbridas (convencionais) e adesivos com e sem carga. Os valores de contração de polimerização foram obtidos utilizando imagem de vídeo digital antes e depois da fotopolimerização. A velocidade de polimerização foi obtida pelo método de deflexão de discos e o módulo de elasticidade foi determinado pela análise do período fundamental de vibração. Os resultados indicaram que as resinas compostas de baixa viscosidade geralmente apresentam maior contração que as resinas compostas convencionais, enquanto os adesivos sem partículas de carga apresentam maior contração de polimerização que os adesivos com partículas de carga. Os autores concluíram que a alta contração de polimerização das resinas de baixa viscosidade em comparação com resinas microhíbridas convencionais, indica um potencial para gerar altas tensões na interface adesiva. No entanto, a baixa rigidez pode ser um fator que possa contrabalançar.

Cook et al.,²⁴ (1999), determinaram a contração de polimerização de compósitos dentários selecionados, utilizando um novo método de não contato. Este método empregou o deslocamento de um gás picnometro que permitiu uma rápida e precisa medida do volume da resina composta antes e depois da polimerização. De acordo com os resultados a contração de polimerização variou entre 1,6 e 2,5% sendo 2,47% - Prodigy (Keer), 2,12% - Z100 VitaShade (3M), 2,04% - Charisma (Kulzer) e 1,63% - Glacier (SDI).

Toparli et al.,¹¹² (1999), investigaram experimentalmente e numericamente a distribuição de tensões no segundo pré-molar restaurado com amálgama. No estudo experimental, uma cavidade MOD foi preparada e restaurada utilizando amálgama, com e sem base de ionômero de vidro. Três extensômetros foram colados na superfície lingual de cada dente e medidas as tensões durante a expansão do amálgama e com a aplicação de carga de 100, 200 e 300N. As mesmas condições em estudo foram realizadas para o Método dos Elementos Finitos. A partir da análise dos resultados os autores concluíram que quando não foi utilizada uma base de ionômero de vidro, observaram-se os maiores níveis de tensão. Os valores numéricos e experimentais foram comparados e verificou-se uma diferença de 8,0 e 10,0% entre os dois métodos, demonstrando uma convergência de resultados satisfatória.

Cox et al.,²⁶ (1999), analisaram por meio de extensa revisão da literatura, o uso rotineiro dos sistemas adesivos como

substitutos das tradicionais bases e forradores hidrossolúveis. De acordo com os autores, a hibridização da dentina previne a hipersensibilidade pós-operatória, reduz cáries recorrentes, confere o selamento da interface e fortalece os tecidos subjacentes. Relataram que os dados biológicos apresentados em 1991, no Simpósio Internacional sobre Adesivos em Odontologia afastaram vários mitos sobre o tema, como a não remoção da *smear layer*, não realizar condicionamento ácido da dentina e considerar o hidróxido de cálcio como protetor ideal para a polpa. A validade científica dos conceitos atribuídos ao hidróxido de cálcio foi seriamente questionada como: o efeito bacteriostático e bactericida temporário, o amolecimento e desintegração permitindo a colonização de bactérias nos resíduos dissolvidos, falta de selamento mecânico da interface e diminuição da área de superfície para hibridação total. Recomendaram que é importante o conhecimento dos fatores biológicos e da sensibilidade técnica dos sistemas adesivos hidrofílicos para obter maior eficácia e sucesso clínico.

Hara et al.,⁴⁷ (1999), compararam a resistência adesiva ao cisalhamento de quatro sistemas adesivos: Scotchbond Multi-Purpose Plus, Stae, Single Bond e Etch & Prime. Todos os sistemas adesivos foram utilizados de acordo com as instruções do fabricante. Os valores médios obtidos foram: Single Bond ($24,28 \pm 5,27$ MPa); Scotchbond Multi-Purpose Plus ($21,18 \pm 4,35$ MPa); Stae ($19,56 \pm 4,71$ MPa) e Etch &

Prime 3.0 ($15,13 \pm 4,92$ MPa). Os autores concluíram que os sistemas adesivos auto condicionantes não aumentaram a adesão ao esmalte.

Hebling et al.,⁴⁸ (1999), avaliaram a resposta do complexo dentina-polpa à aplicação de sistemas adesivos dentinários, em cavidades profundas. Foram preparadas cavidades de classe V, na face vestibular de 46 pré-molares, em pacientes entre 12 a 15 anos. As cavidades foram divididas em três grupos. DA - as paredes remanescentes de esmalte e dentina foram condicionadas com ácido fosfórico a 10%, seguido da aplicação do sistema adesivo, CH - o cimento de hidróxido de cálcio (Hidro C) foi aplicado previamente ao condicionamento ácido e sistema adesivo e DAC - antes do condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo a parede axial foi contaminada por 5 minutos, com placa bacteriana coletada do próprio paciente. No exame histopatológico foi constatada resposta inflamatória mais evidente nos grupos que não receberam a proteção com hidróxido de cálcio. Os autores sugeriram que os monômeros que alcançaram o tecido pulpar foram responsáveis pela persistente reação inflamatória observada no último período de avaliação. Nas cavidades em que a espessura de dentina remanescente no assoalho da cavidade foi menor que 300 μm , a resposta pulpar inflamatória foi mais persistente.

Versluis & Tantbirojn,¹¹⁵ (1999), apresentaram algumas considerações teóricas sobre a contração de polimerização. Relataram que a contração de polimerização dos materiais compósitos pode causar

problemas clínicos devido às tensões residuais no dente restaurado. Estas tensões podem levar, dentre outros danos, à propagação de trincas no esmalte, microinfiltração e sensibilidade pós-operatória. A intensidade das tensões não depende apenas da contração do material, mas também do módulo de elasticidade do material, forma da cavidade e da adesão estabelecida entre o dente e a restauração. A relação entre estes muitos fatores pode ser descrita pelas leis da física universais. Para analisar as tensões de contração, modelos teóricos podem ser utilizados.

Price et al.,⁹³ (2000), determinaram o efeito da distância na redução da densidade de potência de aparelhos de luz halógena. A densidade de potência foi medida entre 0 e 10,0 mm de distância. A partir dos resultados foi verificado que uma distância de 6,0 mm promoveu uma redução em cerca de 50% da densidade de potência.

Choi et al.,¹⁶ (2000), verificaram a capacidade da espessura da camada de adesivo absorver parte da tensão de contração de polimerização da resina e diminuir a infiltração marginal. A força máxima de contração foi medida em um Tensilômetro, para a resina Herculite XRV e o adesivo Scotchbond Multiuso Plus, aplicado com espessura variável entre 20 a 300 µm. Para correlacionar os resultados das medidas de tensão de contração com infiltração marginal, os autores prepararam cavidades de classe V, nas faces vestibulares de dentes bovinos. A partir da análise dos resultados verificou-se que a tensão de contração diminuiu significativamente quando a espessura da camada

adesiva foi aumentada e as camadas adicionais de adesivo reduziram a microinfiltração em todas as amostras.

Gordan et al.,⁴⁴ (2000), avaliaram o programa de ensino da dentística com relação às restaurações de dentes posteriores com resina composta em faculdades de Odontologia do Brasil. Os resultados obtidos foram comparados com outros de pesquisas semelhantes realizadas nos Estados Unidos, Europa e Japão. Um questionário contendo quinze perguntas foi distribuído para 92 escolas brasileiras, sendo que 64 ou seja 70% retornaram as respostas. Nenhuma escola brasileira recomendou o uso de base ou forradores em preparos rasos, 90% delas indicaram a colocação de uma base de cimento de ionômero de vidro em cavidades profundas. Foi observado que 33% das escolas brasileiras informaram problemas com sensibilidade pós-operatória. Nenhuma diferença significativa foi observada comparando os dados brasileiros obtidos com os de pesquisas semelhantes feitas na América Norte, Japão e Europa.

Lee et al.,⁶⁷ (2000), avaliaram as tensões térmicas na interface matriz/partícula de carga utilizando o Método dos Elementos Finitos. Resinas compostas (BisGMA e TEGDMA) reforçadas com 0, 25, 50 e 75% em peso, tamanho de 8,0 μm , silanizadas e não silanizadas foram avaliadas previamente em estudos experimentais para modelagem do estudo numérico. A partir da análise dos resultados os autores concluíram que a energia de deformação e as tensões cisalhantes

interfaciais calculadas por meio do Método dos Elementos Finitos foram validadas. Quando as partículas silanizadas foram aquecidas, as tensões térmicas foram transferidas da partícula, através do silano para a matriz, mas quando as partículas não silanizadas foram aquecidas, a matriz e carga expandiram individualmente, sem influência mútua. O maior coeficiente expansão térmica da matriz faz com que esta sofra maior expansão, comprimindo a carga. Assim, as tensões cisalhantes interfaciais foram crescentes na seqüência 25 > 50 > 75% em peso para os modelos com partículas não silanizadas.

Magne & Douglas,⁷³ (2000), compararam o dente natural ao dente restaurado com faceta estética de porcelana, quanto aos seguintes parâmetros: flexão coronária e morfologia da interface dente-restauração. Para o dente natural e dente restaurado a deformação foi verificada em cinco passos seqüenciais: dente intacto, classe III, classe III e resina composta, tratamento endodôntico e restauração do acesso endodôntico (sem pino). Não foram verificadas diferenças significativas na flexão do dente natural e dente restaurado com faceta de porcelana quando comparado aos demais passos experimentais. Os autores verificaram que a redução da estrutura dental aumentou a flexibilidade da coroa dental. A coroa de porcelana apresentou um comportamento biomimético perfeito, aproximando dos efeitos do dente natural sob aplicação de cargas.

Ernest et al.,³³ (2000) avaliaram a redução de tensões de contração utilizando a técnica de polimerização em dois passos, para as resinas compostas (Pertac II, Tetric Ceram, Charisma F, Solitaire, Dyract, Dyract AP, Definite), utilizando Fotoelasticidade. Dez corpos-de-prova foram confeccionados e polimerizados por 40 segundos com intensidade de 700 mW/cm². Outros dez corpos-de-prova foram confeccionados e polimerizados durante 10 com intensidade de luz de 150 mW/cm² + 30 segundos com 700 mW/cm². Os resultados indicaram redução das tensões de contração de polimerização de 15,5% para Pertac II na técnica de dois passos, 14,5% para Tetric Ceram, 8,1% para Solitaire; 6,5% para Dyract AP e 4,7% para Definite. Não foi verificada diferença estatística significativa entre as resinas Charisma F e Dyract.

Szep et al.,¹⁰⁵ (2001), realizaram um estudo *in vitro*, para avaliar o efeito de duas técnicas de restauração proximal (incremental *versus* técnica de inserção centrípeta), com diferentes sistemas de matriz (metálica e transparente) e cunhas (madeira e refletiva) no selamento marginal de restauração de resina composta em cavidades classe II tipo caixa. Os resultados encontrados não foram diferentes estatisticamente para as variáveis testadas e mostraram infiltração marginal na parede gengival de todos os grupos independente da técnica utilizada (incremental ou centrípeta) ou localização da parede cervical (em dentina ou esmalte). Os autores concluíram que nenhuma técnica de inserção ou fita matriz utilizada neste estudo foi capaz de prevenir a extensão da

microinfiltração marginal na parede cervical de restaurações classe II de resina composta. A profundidade do preparo influencia significativamente nos resultados, onde as menores infiltrações localizaram-se em esmalte.

Ausiello et al.,⁵ (2001), utilizando o Método dos Elementos Finitos, avaliaram a distribuição de tensões no pré-molar superior, restaurado com diferentes bases de resina composta. Para tanto, um modelo tridimensional sólido do pré-molar superior com preparo cavitário classe II clássico foi realizado. Duas condições diferentes foram simuladas: A - tensão originária da contração de polimerização e B – tensão resultante da contração de polimerização em combinação com a aplicação de carga vertical oclusal. Foram analisados três diferentes modelos: dente hígido, dente com cavidade classe II MOD, adesivamente restaurada com resina composta de alto módulo de elasticidade (25,0 GPa) e baixo (12,5 GPa). Este estudo mostrou que o módulo de elasticidade do material restaurador é um fator importante a ser considerado no momento da seleção e essencial para garantir o sucesso da restauração. A falha prematura pelas tensões originárias da contração de polimerização e cargas oclusais podem ser prevenidas pela seleção correta e combinação de diferentes materiais.

Chen et al.,¹⁵ (2001), determinaram as tensões geradas pela contração de polimerização de compósitos condensáveis em comparação às resinas híbridas convencionais. As forças máximas de contração foram registradas durante 300 segundos. As máximas tensões

verificadas foram Alert ($4,6 \pm 0,3$ MPa), Definite ($4,1 \pm 0,1$ MPa), Solitaire2 ($3,3 \pm 0,08$ MPa), Solitaire ($3,3 \pm 0,23$ MPa) e Surefil ($3,13 \pm 0,18$ MPa), significativamente maior que Tetric Ceram ($2,51 \pm 0,14$ MPa). A curva Força X Tempo apresentou formato em “S”. Altas tensões de contração e desenvolvimento de rápidas forças de contração podem levar à falha adesiva da interface.

Bouillaguet et al.,⁹ (2001), compararam a resistência adesiva à dentina de oito sistemas adesivos, utilizando o teste de microtração em dentes humanos. A partir dos resultados verificou-se que o Scotchbond Multiuso Plus apresentou maiores valores de resistência adesiva ($30,3 \pm 9,4$ MPa) que os demais materiais. Os autores concluíram que de maneira geral os sistemas adesivos convencionais apresentaram maior resistência adesiva à dentina que muitos sistemas adesivos de frasco único ou auto condicionantes.

Montes et al.,⁸¹ (2001), avaliaram a resistência adesiva, utilizando o teste de microtração, da resina composta híbrida e três resinas de baixa viscosidade, em associação com adesivos com e sem carga de um e dois frascos, respectivamente. Além disso, utilizaram microscopia eletrônica para classificar o padrão de fratura. Foram utilizados 120 dentes bovinos, randomizados e divididos em seis grupos. Os dentes foram desgastados na superfície vestibular e exposto uma área adesiva de 4,0 mm de diâmetro. Em seguida foram restaurados: G1 – Scotch Bond + Z100; G2 – Scotch Bond + Flow It + Z100; G3 – Scotch Bond

+ Protect Liner F + Z100; G4 – Optbond Solo + Z100; G5 – Optbond Solo (2 camadas) + Z100 e G6 – Scotch Bond + material experimental (resina flow) + Z100. Os valores de resistência adesiva não foram estatisticamente significativos entre os grupos analisados, mostrando que a utilização da resina de baixa viscosidade não interferiu na resistência adesiva. No entanto, o modo de fratura foi significativamente diferente. Quando foi utilizada uma resina de baixa viscosidade, houve a redução de fratura Tipo 3 (fratura coesiva em dentina). Os autores concluíram que a resina de baixa viscosidade funcionou como uma camada de absorção de tensões pelo seu baixo módulo de elasticidade, podendo melhorar o selamento marginal, aumento a durabilidade da adesão dentinária.

Rees,⁹⁶ (2002), avaliaram o efeito da variação de cargas oclusais no desenvolvimento de lesões de abfração no segundo pré-molar inferior utilizando o Método dos Elementos Finitos. Uma carga de 500N foi aplicada verticalmente em ambas cúspides ou ao longo de cada cúspide com diferentes inclinações. As tensões de tração, compressão e cisalhamento foram determinadas e relacionadas ao desenvolvimento de lesões de abfração.

Ozgunaltay & Onen,⁸⁶ (2002), apresentaram a avaliação clínica de três anos para cavidades classe V restauradas com resina composta ou ionômero de vidro modificado por resina. As restaurações foram avaliadas clinicamente durante 6, 12 , 24 e 36 meses. Todas as restaurações apresentaram-se clinicamente aceitáveis para os critérios

adaptação marginal, anatomia e forma. No entanto, as cavidades restauradas com ionômero de vidro modificado por resina Vitremer apresentaram maior alteração de cor e descoloração marginal que as cavidades restauradas com a resina Z100.

Ernst et al.,³¹ (2002), determinaram o efeito da associação da resina composta (convencional e compactável + resina de baixa viscosidade), além disso, avaliaram a utilização de adesivos de quarta geração de frasco único e convencional na adaptação marginal. Cavidades classe II MOD, foram realizadas em dentes humanos e a penetração marginal do corante foi analisada separadamente em cada parede (esmalte, dentina e cimento). A resina de baixa viscosidade usada em combinação com as resinas compactáveis melhorou a vedação marginal, no entanto, quando a resina de baixa viscosidade foi usada com as resinas convencionais não houve diferença significativa. Os sistemas adesivos convencionais de múltiplos passos mostraram melhor selamento marginal que os adesivos de frasco único.

Ausiello et al.,⁴ (2002), avaliaram a espessura e flexibilidade ideal da camada adesiva na absorção de tensões utilizando o Método de Elementos Finitos. Para isso, um modelo tridimensional sólido do pré-molar superior com preparo cavitário classe II clássico foi realizado e restaurado. Foram construídos quatro modelos com a espessura de camada híbrida de 0, 50, 100 e 150 μm e restaurado com resina composta de diferentes módulos de elasticidade 25,0 e 12,5 GPa. Os

autores observaram que a tensão de contração de polimerização aumentou com o aumento da rigidez do material utilizado para restauração, enquanto o movimento da cúspide sob cargas oclusais, foi inversamente proporcional à rigidez do material. De acordo com os autores, a deformação da camada adesiva foi considerada como fator importante na atenuação das tensões provenientes da contração de polimerização e da aplicação de cargas oclusais, diminuindo as tensões transmitidas à estrutura dentária e que a aplicação de uma fina camada adesiva mais flexível (menor módulo de elasticidade) leva ao mesmo alívio de tensões que uma camada mais espessa de adesivo menos flexível (maior módulo de elasticidade).

Sabbagh et al.,¹⁰⁰ (2002) compararam o módulo de elasticidade de 34 materiais à base de resina composta. Foi determinado o módulo de elasticidade dinâmico e estático e em seguida a porcentagem das partículas de carga, em peso. Os menores valores para o módulo de elasticidade e porcentagem de partículas de carga foram verificados para a resina de baixa viscosidade. Os autores destacaram que os baixos valores para o módulo de elasticidade das resinas de baixa viscosidade não possibilitam sua indicação para a região posterior sujeita aos esforços mastigatórios.

Asmussen & Peutzfeudt,² (2002) investigaram a relação entre a contração de polimerização e a composição dos materiais fotoativados. Para o estudo, as resinas continham alterações na

quantidade de iniciadores, co-iniciadores, inibidores, partículas de carga e misturas dos monômeros BisGMA, TEGDMA e HEMA. Foi verificado que a concentração de iniciadores e co-iniciadores na mistura de monômeros promoveu pequena alteração na velocidade de polimerização. A polimerização aumentou com o aumento dos níveis de HEMA e TEGDMA.

Laughlin et al.,⁶⁶ (2002), utilizaram o Método dos Elementos Finitos para avaliar o ensaio de Tensilometria na análise das tensões geradas durante a contração de polimerização de compósitos dentais. O teste de Tensilometria foi modelado a partir dos resultados de três publicações onde foram utilizados materiais para as bases com alta, média e baixa deformação. Os autores concluíram que o Método dos Elementos Finitos foi capaz de determinar que o estado triaxial de tensões no ensaio de Tensilometria é altamente influenciado pela capacidade de deformação do sistema. Os materiais com maior módulo de elasticidade promoveram maiores níveis de tensão durante a contração de polimerização.

Costa et al.,²⁵ (2002), avaliaram a resposta pulpar ao condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo em cavidades profundas. Foram selecionados vinte pré-molares, em pacientes com idade entre 12 a 17 anos. Cavidades de classe V foram preparadas e divididas em três grupos. Grupo 1- condicionamento ácido do esmalte e dentina seguido da aplicação do sistema adesivo (Single Bond). Grupo 2- condicionamento ácido somente do esmalte e aplicação do sistema

adesivo. Grupo 3 - forramento do assoalho da cavidade com cimento de hidróxido de cálcio (Dycal) seguido do condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo. Cortes histológicos das amostras do Grupo 1 mostraram moderada resposta inflamatória, desorganização do tecido pulpar e deposição de uma fina camada de dentina reacional. No Grupo 2 foi observada resposta inflamatória leve somente em uma amostra, na qual a espessura da dentina remanescente era de 162 μm . No Grupo 3, todos os dentes mostraram características histológicas normais, semelhantes aos dentes íntegros usados como controle. Os autores recomendaram a aplicação de um forrador biocompatível em dentina profunda, antes do condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo.

Chung et al.,²⁰ (2002), avaliaram o potencial de um novo componente de resinas compostas fotopolimerizáveis o trifuncional metacrilato, reduzir a contração de polimerização. O material proposto, tri[4-(2'-hidroxy-3'-methacryloyloxypropoxy) phenyl]methane (TTEMA) foi sintetizado pela reação do triphenylolmethane triclycidyl ether (TTE) com o metacrilato ácido na presença de 4-(dimethylamino)pyridine. Os resultados encontrados foram comparados aos monômeros convencionais. De acordo com os autores, o material proposto (TTEMA) foi mais facilmente preparado e apresentou a mesma reação de polimerização. A contração de polimerização foi de 2,09%, cerca de 10,0% menor que o Bis-GMA convencional. Os autores destacaram que o

TTEMA é um material promissor para ser aplicado como monômero dental fotopolimerizável e que outros testes devem ser realizados.

Lopes,⁷⁰ (2003), avaliou as tensões geradas durante a contração de polimerização, utilizando Fotoelasticidade e Extensometria. Foram avaliados os sistemas de fotopolimerização LED (130 mw/cm²) com o sistema halógeno na forma convencional (60 segundos – 600 mw/cm²) e pulso de fotopolimerização (3 segundos - 200 mw/cm² / 3 minutos / 59 segundos – 600 mw/cm²) e as categorias de resina híbrida (Z100 3M ESPE), resina de micropartículas (A110 – 3M ESPE), resina condensável (Surefil - Dentsply) e resina de ativação química (Bisfil II - Bisco). A partir dos resultados verificou-se que a técnica de pulso interrompido reduziu os níveis de tensão gerados quando comparado com as técnicas convencionais de fotopolimerização e o sistema químico de ativação (Bisfil II - Bisco), produziu os menores valores de tensões durante a contração de polimerização.

Inoue et al.,⁵³ (2003), compararam a resistência adesiva ao esmalte de dez sistemas adesivos, utilizando o teste de microtração em dentes humanos extraídos. A partir dos resultados verificou-se valores de resistência adesiva de 3,2 MPa (PQ/Universal) a 43,9 MPa (ScotchBond Multiuso).

Ernest et al.,³² (2003), avaliaram a influência da técnica de fotopolimerização, nas tensões geradas durante a contração de polimerização e na integridade marginal. Para isso, utilizaram a

Fotoelasticidade e o Teste de Infiltração marginal. Seis materiais foram utilizados (Pertac II, Tetric Ceram, Definite, Surefil, Solitaire, and Visio-Molar) para restaurar o modelo fotoelástico e fotopolimerizados de forma convencional (800 mW/cm^2 durante 40 segundos) e exponencial (de 150 mW/cm^2 para 800 mW/cm^2 nos primeiros 15 segundos até o total de 40 segundos). Para o teste de microinfiltração cavidades classe V foram confeccionadas nas faces vestibular e lingual de molares humanos. A partir dos resultados verificou-se uma redução significativa das tensões: 7,1% para Pertac II, 4,1% para Tetric Ceram, 3,6% para Definite, 3,7% para Surefil, e 6,2% para Solitaire quando utilizada a técnica de polimerização exponencial, como também uma redução nos níveis de infiltração marginal.

Peliz Fernandez,⁸⁷ (2003), avaliou a formação de microfendas entre diferentes agentes de proteção do complexo dentina-polpa e a estrutura dental utilizando MEV. A partir dos resultados verificou-se que o cimento de hidróxido de cálcio e ionômero de vidro modificado por resina aplicados sozinhos ou em conjunto, sob restauração de resina composta, resultaram em microfendas com amplitude estatisticamente maior do que quando a dentina foi somente hibridizada previamente à restauração. A hibridização dentinária permitiu selamento superior que os demais agentes protetores avaliados na interface dentina/restauração.

Haak et al.,⁴⁶ (2003), avaliaram a adaptação marginal e interna de cavidades classe I amplas restauradas em incremento único, após forramento cavitário com resina de baixa viscosidade. Quarenta cavidades classe I, com margens em esmalte, não suportadas por dentina, foram divididas em quatro grupos, sendo restauradas pela técnica de incremento único e forramento com resina de baixa viscosidade ou dois incrementos oblíquos com resina de alta viscosidade. Nenhuma diferença na adaptação marginal foi identificada, para ambas técnicas de aplicação quando os mesmos adesivos foram utilizados. O forramento utilizando a resina Revolution resultou em porcentagem significativa de continuidade marginal e menor fratura do esmalte, comparada à resina Tetric Flow. De acordo com os autores cavidades amplas sem suporte dentinário mostraram alta porcentagem de fratura de esmalte imediatamente após a inserção do material.

Yaman et al.,¹²² (2003), avaliaram o efeito de vários materiais restauradores utilizados na restauração de cavidades classe V (resinas compostas microhíbrida, resina flow e compômeros) quanto aos níveis de tensão utilizando o Método dos Elementos Finitos. Os dados foram processados e os autores concluíram que o aumento da cavidade, ângulo de aplicação e/ou níveis de carga aumentaram as tensões desenvolvidas no dente. Destacaram que, do ponto de vista estritamente mecânico, as tensões desenvolvidas no dente, foram inversamente proporcionais ao módulo de elasticidade do material restaurador utilizado.

A resina composta microhíbrida Z100, a qual apresentou o maior módulo de elasticidade pareceu superior aos demais materiais utilizados.

Figueiredo Reis et al.,⁴² (2003), avaliaram o efeito da técnica restauradora, configuração da cavidade e uso de forramento com resina de baixa viscosidade na resistência adesiva à dentina e o modo de fratura dos espécimes. Cavidades classe II padronizadas foram preparadas na superfície proximal de terceiros molares humanos, os quais foram randomizados em dez grupos experimentais. Os espécimes foram submetidos ao teste de microtração e registrado o momento da fratura. A técnica de incremento único apresentou os menores valores de resistência adesiva. Os autores concluíram que a aplicação de uma base de resina de baixa viscosidade não melhora a resistência adesiva, mas influencia no modo de fratura e que a técnica incremental melhora a adesão entre o material restaurador e a estrutura dental. A partir da análise do modo de fratura os autores ressaltaram que a resina de baixa viscosidade pode agir como uma camada de absorção de tensões devido ao seu baixo módulo de elasticidade e impedir a ruptura de adesão durante a contração de polimerização e na ruptura da adesão há uma grande chance que os túbulos dentinários permaneçam selados.

Barink, et al.,⁶ (2003), simularam o processo de contração de polimerização em um modelo tridimensional do segundo pré-molar superior, utilizando o Método dos Elementos Finitos. Os níveis de tensão de tração e cisalhamento foram determinados e mostraram-se menores

que os valores de resistência adesiva do material às estruturas dentárias. Desta forma, os autores ressaltaram que a falha imediata da restauração é improvável. O risco de falha na interface dente/restauração mostrou-se maior que falhas no corpo da restauração, pois as tensões na interface adesiva foram significativamente maiores. Destacaram ainda, que artifícios para aumentar a retenção do material à cavidade pode comprometer a restauração pela alta concentração de tensões gerada.

Oliveira,⁸⁵ (2003), avaliou as propriedades do material Adesivo Brinde Flexível Componente A e B, Polipox, à base de resina epóxi, para utilização em Fotoelasticidade. O autor verificou que a resina mostrou-se adequada para confecção de modelos fotoelásticos, permitindo boa leitura, resposta óptica satisfatória, ausência de tensões residuais e potencial para aplicação em pesquisas odontológicas.

Price et al.,⁹² (2003), avaliaram o efeito da termociclagem nos valores de resistência adesiva ao cisalhamento em dentina utilizando moldes com diferentes Fator-C. A resina composta microhíbrida foi aderida à dentina humana de terceiros molares em moldes cilíndricos com diâmetro de 3,2 mm e 1 ou 2,5 mm de profundidade. A profundidade de 1,0 mm proporcionou um fator-C de 2,2 e a profundidade de 2,5 mm um fator-C de 4,1. O ensaio mecânico de resistência adesiva ao cisalhamento foi realizado 10 minutos após a adesão à dentina ou depois de sete dias de estocagem em água ou após ciclagem térmica de 5000 ciclos, durante sete dias. Verificou-se que para os corpos-de-prova com fator-C de 4,1

houve uma diminuição na resistência adesiva em cerca de 47,2% após a ciclagem térmica.

Mondelli et al.,⁷⁹ (2003), determinaram as forças geradas durante a contração de polimerização de 17 resinas híbridas, utilizando Tensilometria. As forças foram registradas durante 120 segundos iniciando simultaneamente com a ativação da luz. Depois de realizada análise estatística dos dados, foi verificado que os menores valores foram obtidos para Renamel (5,6N), Admira (5,8N), Synergy (5,9N) e Z250 (5,9N) e os maiores valores de força foram registrados pelas resinas Z100 (8,5N) e Renew (10,0N), com diferença estatisticamente significativa em relação aos demais materiais em estudo.

Civelek et al.,²² (2003), investigaram a contração de polimerização de materiais restauradores e a infiltração marginal de cavidades classe II em forma de caixa. Para o estudo de microinfiltração, 20 dentes molares humanos foram preparados nas faces mesial e distal e divididos em grupos: Grupo1: Single bond/Filtek Z250; Grupo2: Single Bond/Filtek Flow/Filtek Z250; Grupo3: Admira Bond/Admira; Grupo4: Ariston Liner/Ariston. A penetração de corantes foi determinada separadamente para a margem oclusal e junção cimento/esmalte. A contração volumétrica dos materiais foi determinada de acordo com a metodologia proposta por Watts e Cash (1991), durante 300 segundos. Os resultados da contração de polimerização foram: Filtek Flow (3,5% +/- 0,1) > Admira (2,1% +/- 0,1) = Ariston AT (2,3% +/- 0,1) > Filtek Z250

(1,8% +/- 0,1). A penetração do corante em dentina foram: Filtek Flow + Filtek Z-250 = Admira < Ariston AT = Filtek Z250.

Braga et al.,¹² (2003), compararam as tensões produzidas pela contração de polimerização de resinas compostas de baixa viscosidade, resinas convencionais e a associação de uma camada de resina de baixa viscosidade e resina convencional, utilizando Tensilometria. A média dos valores de tensão para as resinas de baixa viscosidade foi de 8,19 MPa e para as resinas convencionais de 7,93 MPa. Os autores concluíram que as resinas de baixa viscosidade promoveram níveis de tensão semelhante às resinas convencionais e que as resinas de baixa viscosidade não promoveram redução significativa de tensões quando associadas às resinas convencionais.

Ferracane et al.,⁴¹ (2003), avaliaram o efeito da substituição de partículas de carga convencionais das resinas compostas híbridas e nanopartículas por esferas de polietileno de alta densidade, na redução da contração de polimerização sem alteração das propriedades mecânicas. As tensões geradas durante a contração de polimerização do material experimental foram avaliadas em um Tensilômetro durante dez minutos. As propriedades mecânicas resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza foram determinadas. Os autores concluíram que a adição de esferas reduziu a contração de polimerização em cerca de 23 a 29% sem alterar as propriedades mecânicas do material.

Chutinan et al.,²¹ (2004), avaliaram a influência das alterações dimensionais de seis materiais indicados para núcleo de preenchimento usando o princípio de Arquimedes. Os materiais utilizados foram: resinas compostas duais (CoreStore and Build-It FR), ionômero de vidro reforçado por prata (Ketac-Silver) e ionômero de vidro modificado por resina (Fuji II LC Core). As alterações dimensionais foram medidas em intervalos de 1, 14 e 56 dias. Todos os materiais exibiram alterações dimensionais, sendo que Ketac Silver exibiu as maiores contrações de polimerização e Fuji II LC apresentou a maior expansão em água destilada. Os materiais ionoméricos mostraram maiores alterações volumétricas que a resina composta.

Oberholzer et al.,⁸⁴ (2004), compararam a contração volumétrica de diferentes materiais fotopolimerizáveis quando expostos à luz halógena convencional durante 40 segundos, utilizando Dilatômetro de mercúrio. Uma alta contração ocorreu durante os 10 segundos iniciais de polimerização. Os materiais com maior conteúdo de carga apresentaram menor contração de polimerização Surefill (0,96%), seguido pela Z250 (0,99%), Dyract AP (1,18%), Herculite (1,27%), Compoglass (1,32%), Amelogen (1,34%) e TPH-Spectrum (1,6%). Os materiais com menor conteúdo de partículas de carga, Compoglass Flow (2,3%), Permaflo (2,31%), Dyract Flow (3%), FilteKFlow (3,6%) apresentaram maior contração polimerização. O aumento do conteúdo de partículas de carga significou menor contração de polimerização enquanto a maior

concentração de monômeros promoveu maior contração de polimerização. As resinas de baixa viscosidade apresentaram uma considerável alteração volumétrica.

Tachibana et al.,¹⁰⁶ (2004), utilizaram a fotoelasticidade para avaliar as tensões geradas durante a contração de polimerização relacionadas à utilização de vários materiais para núcleo de preenchimento e resina de baixa viscosidade. Foram preparados modelos fotoelásticos de molares tratados endodonticamente, incluindo o acesso endodôntico e quatro paredes laterais. Os seguintes materiais foram avaliados: resina dual Cleafil Core, Biscore, resina de baixa viscosidade Aeliteflow e resina quimicamente ativada Core-flo. Os valores máximos tensão foram verificados nas regiões de ângulos e paredes de fundo da cavidade, para todas as condições testadas. Os autores destacaram que a utilização de compósitos com baixo módulo de elasticidade não reduziram os níveis de tensão durante a contração de polimerização.

3. Proposição

O objetivo da presente investigação científica foi analisar o efeito da presença de materiais para base ou forramento, nas tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas em restaurações simuladas de resina composta.

4. Material e Método

O presente estudo transcorreu em três fases. Na primeira e segunda fase foram avaliadas as tensões geradas durante a contração de polimerização empregando os Métodos de Fotoelasticidade e Tensilometria. Na terceira fase, as tensões de contração de polimerização foram somadas às tensões geradas pela aplicação de cargas utilizando o Método dos Elementos Finitos.

4.1 – Método de Fotoelasticidade

A Fotoelasticidade pode ser dividida basicamente em Fotoelasticidade de Transmissão (Plana e Tridimensional) e Fotoelasticidade de Reflexão.^{27,109} Na Fotoelasticidade de Transmissão - Plana, um material plástico transparente, quando submetido a um estado de tensão/deformação e observado em um campo de luz polarizada, utilizando um Polariscópio (Figura 1) produz manifestação dos efeitos ópticos como bandas coloridas, cobrindo a faixa do espectro visível, quando utilizada uma fonte de luz branca.¹⁰⁹ As ordens ou números das

franjas estão relacionadas com o estado de tensões no modelo, por meio da relação conhecida como Lei Óptica das Tensões.^{27,74,109}

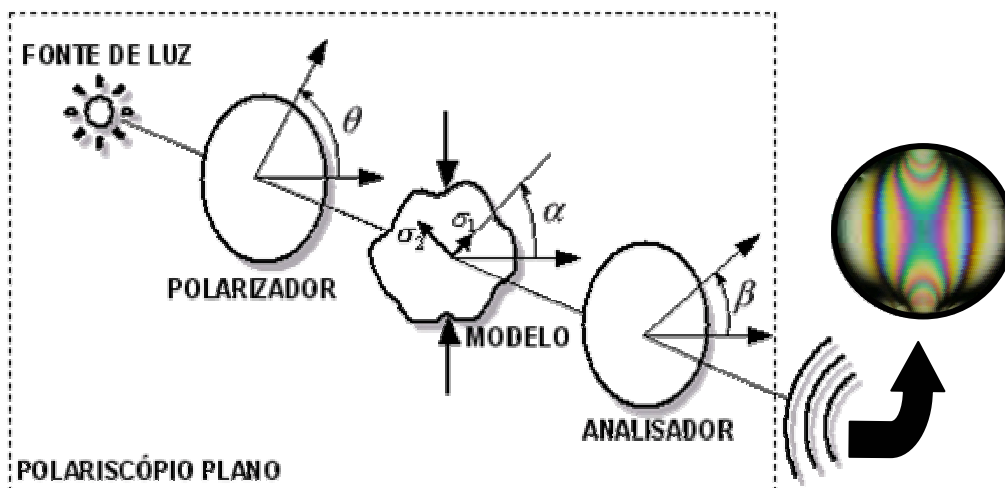


Fig ra 1 - Esquema de funcionamento de um polariscópio plano na fotoelasticidade de transmissão.

A interpretação destas franjas mostra a distribuição das tensões e pode ser realizada de forma qualitativa indicando a localização e direção das tensões principais, ou ainda de forma quantitativa com a verificação da magnitude das tensões para quaisquer pontos do modelo.^{27,74,109}

A Figura 2 apresenta a seqüência de cores e o correspondente valor de ordem de franja verificado durante a observação do modelo em campo de luz polarizada, submetido a um carregamento. Na análise fotoelástica, a variação de cores presentes está diretamente ligada à variação localizada do estado de tensão, permitindo uma imediata análise qualitativa.⁷⁴ Uma região de cores uniformes, indicará a

distribuição uniforme de tensão, por outro lado, regiões com várias cores concentradas indicarão áreas de alta concentração de tensões. Estas informações podem indicar a localização de falhas estruturais, ou seja, locais críticos susceptíveis à fratura.^{27,74,109}

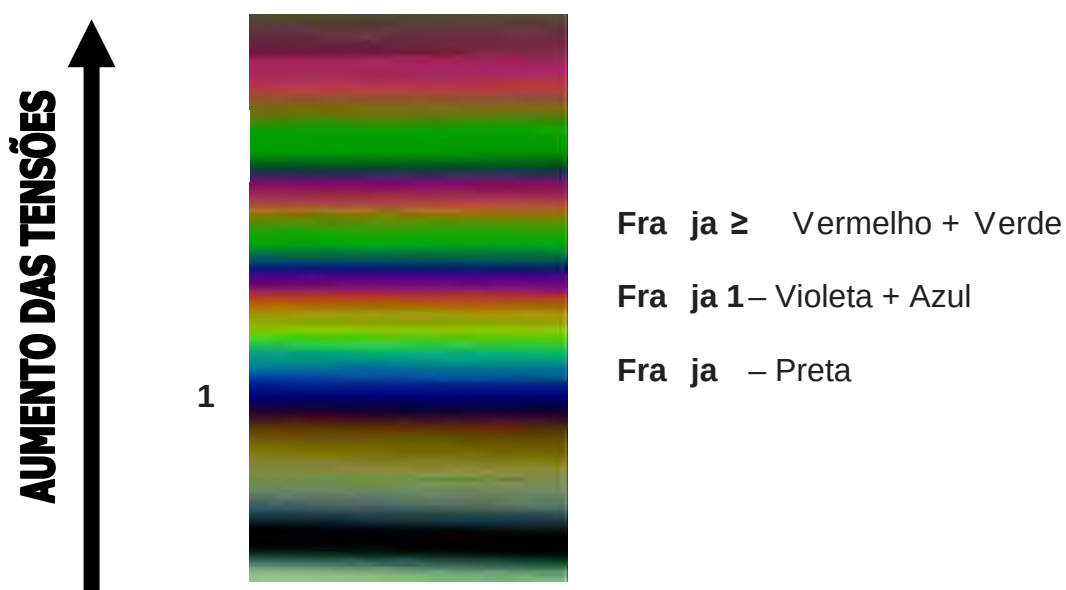


Fig ra - Seqüência de cores para determinação do valor de ordem de franja.

Em resumo, na Fotoelasticidade de Transmissão, um modelo similar à estrutura em estudo é confeccionado em material transparente que possui propriedades fotoelásticas. Em seguida, este modelo é submetido a um carregamento representativo das condições em estudo, o qual provoca um estado de tensão/deformação. A seguir, o modelo é examinado em campo de luz polarizada, por um aparelho denominado *polariscópio*, permitindo a análise das tensões por meio da interpretação dos parâmetros ópticos observados.²⁷

A seguir, todas as etapas realizadas para construção do modelo fotoelástico, serão descritas. Para isso, deste ponto em diante, será adotada a denominação das estruturas dentárias, que foram simuladas, da mesma forma que para um dente natural.

4.1.1 – Etapas para confecção do modelo fotoelástico representativo do segmento pré-molar superior

A – Seleção do dente e modelagem geométrica

Inicialmente um segundo pré-molar superior humano, íntegro, recém-extraído por razões ortodônticas, foi selecionado com base nas dimensões médias descritas por Wheller.¹¹⁸ O dente selecionado passou por uma limpeza minuciosa, utilizando pedra pomes e escova de Robinson em contra-ângulo de baixa rotação. Em seguida, foi avaliado em lupa estereoscópica Carl Zeiss, (Modelo 4 75 200/9901, West-Germany) com 10x de magnificação para detectar a presença de fendas ou trincas que pudessem comprometer os resultados da presente investigação científica. Depois de limpo, o dente foi imediatamente armazenado em recipiente contendo soro fisiológico, vedado e armazenado a 5°C durante 24 horas.

Em seguida o dente foi fixado com godiva de baixa fusão em uma base de madeira, com medidas de 45,0 X 45,0 X 10,0 mm, para possibilitar a apreensão na máquina de corte Isomet[®] 1000 (Buehler Ltda, Lake Bluff, IL, USA), equipada com disco diamantado com 0,3 mm de espessura. Foi realizada então uma secção completa do dente no seu

longo eixo, no sentido vestibulo-lingual, com velocidade de 300 rpm e constante refrigeração à água.

As duas hemi-seções obtidas após o corte, foram removidas da base de madeira, limpas e reavaliadas em lupa estereoscópica Carl Zeiss, (Modelo 475200/9901, West-Germany) com 10x de magnificação. A hemi-seção que apresentou melhor integridade das estruturas dentárias, foi selecionada e então escaneada utilizando um Scanner Digital Scanjet 3200C HP (Hewlett Packard de México, S.A. Guadalajara, Jalisco, México) com resolução de 600 dpi (Figura 3), juntamente com uma régua milimetrada possibilitando estabelecer as proporções reais da imagem, depois de digitalizada.



Figura 3 - Imagem do segundo pré-molar superior escaneada juntamente com régua milimetrada.

A imagem obtida foi inserida em um programa de CAD [Computer Aided Designer] (Microstation™, MicroStation™ Bentley Systems, Inc. St. Louis, USA), (Figura 4) para que a geometria das estruturas dentais, especificamente da parte coronária, fossem capturados compondo um modelo geométrico esquemático inicial. (Figura

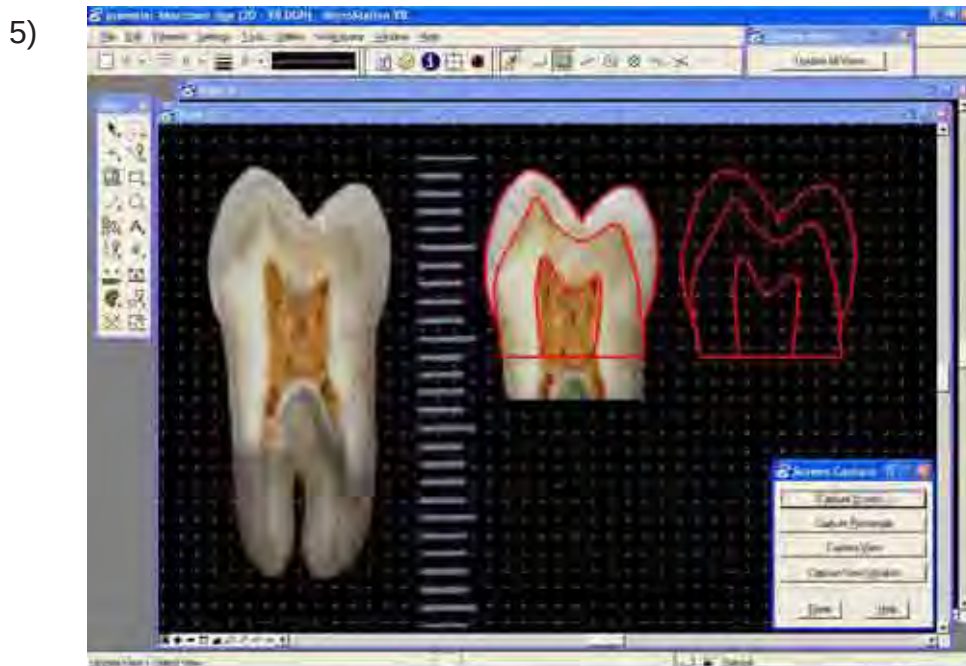


Fig ra 4 - Imagem inserida no programa de CAD, e contornos externos definidos para obtenção da geometria das estruturas dentais.

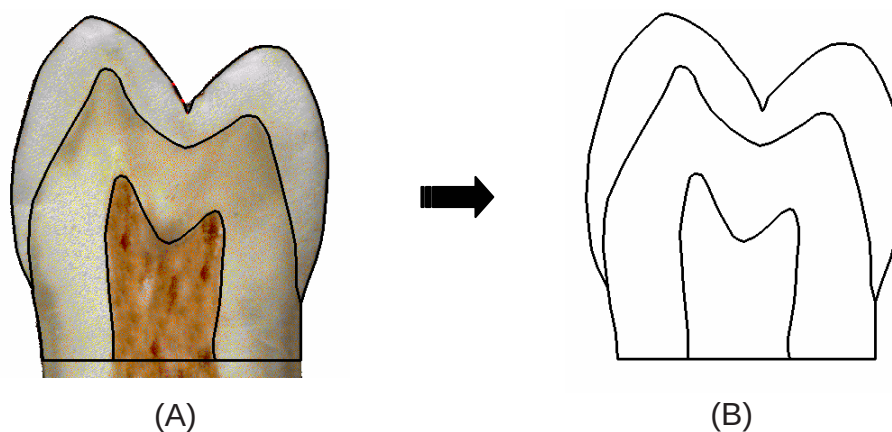


Fig ra – A) Modelo geométrico esquemático inicial, com sobreposição das linhas sobre a imagem real do segundo pré-molar superior e B) Modelo finalizado.

B – Definição da cavidade

Depois de definida a geometria do modelo do dente hígido, foram estabelecidas as dimensões da cavidade a ser utilizada no presente experimento científico. Para a confecção da cavidade foi utilizada como referência as características de uma cavidade preparada com a fresa carbide nº 245 (KG Sorensen, Alphaville, SP, Brasil), definindo paredes circundantes convergentes para oclusal, autoretentiva e ângulos internos arredondados.

A cavidade resultante apresentava média profundidade, envolvendo 1/3 da distância intercuspídea e parede polpar distando 2,0 mm da junção amelodentinária. A Figura 6 apresenta as medidas utilizadas na construção do modelo, além da cavidade que apresentou as seguintes dimensões:

- Abertura vestíbulo lingual = 2,04 mm
- Parede polpar = 2,79 mm de extensão vestibulo-lingual
- Paredes circundantes = 3,89 mm de extensão

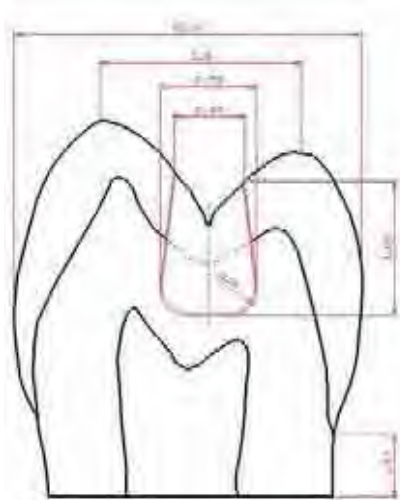


Figura - Dimensões da cavidade preparada com fresa nº 245 em relação às dimensões do segundo pré-molar superior.

C – Definição dos grupos em estudo

A partir desta cavidade, foram definidos quatro grupos experimentais, de acordo com a variação da técnica restauradora e materiais empregados, os quais estão apresentados na Figura 7 de A a D; e descritos na Tabela 1.

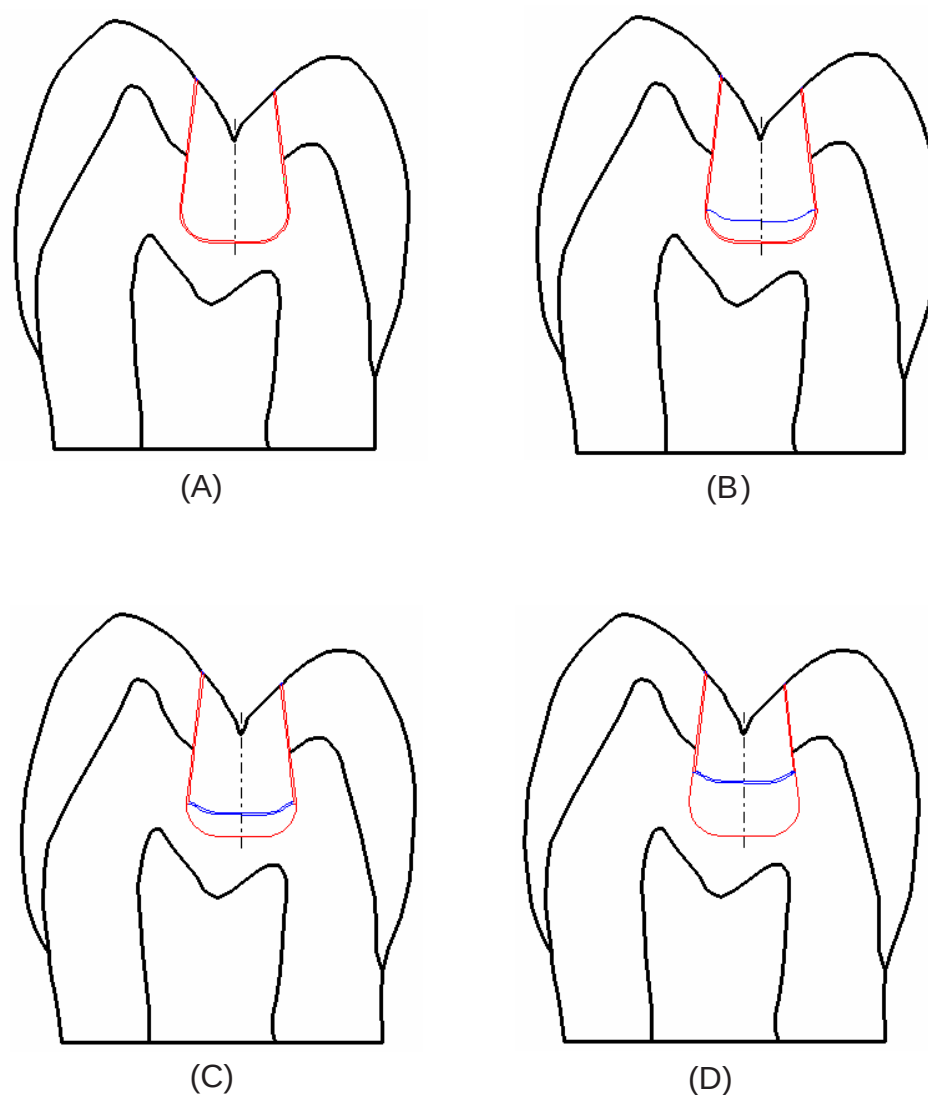


Fig 7a - Grupos em estudo de acordo com a técnica restauradora: A) Resina composta microhíbrida; B) Resina composta microhíbrida + forramento com resina de baixa viscosidade; C) Resina composta microhíbrida + forramento com ionômero de vidro modificado por resina e D) Resina composta microhíbrida + base com ionômero de vidro modificado por resina.

Tabela 1 – Grupos experimentais estudados. (FOAr - UNESP - 2004)

F1	Resina composta microhíbrida
F2	Resina composta microhíbrida + forramento com resina de baixa viscosidade
F3	Resina composta microhíbrida + forramento com ionômero de vidro modificado por resina
F4	Resina composta microhíbrida + base com ionômero de vidro modificado por resina

D – Teste experimental piloto

Inicialmente foi realizado o teste experimental piloto que teve como finalidade permitir uma correta investigação da metodologia e materiais a serem utilizados, definir o número de repetições necessárias, técnica de confecção dos modelos, técnica restauradora, técnica de leitura para análise, interpretação dos resultados e calibração do pesquisador.

A quantidade de repetições foi estabelecida em número de sete, para cada um dos quatro grupos experimentais, num total de vinte e oito corpos-de-prova, de acordo com o planejamento estatístico.

Foi estabelecido também nesta etapa que, a ampliação do modelo em três vezes em relação ao tamanho real do dente

proporcionaria maior facilidade para leitura dos parâmetros fotoelásticos.⁵⁴ Assim, as dimensões citadas na Figura 6, foram multiplicadas por três.

E – Confeção da matriz

Inicialmente, para definição do contorno externo do dente, a imagem do grupo F1, com a cavidade preparada, gerada no programa de CAD, foi impressa em papel comum com ampliação de três vezes, recortada e colada na frente e verso de uma placa de acrílico transparente com espessura de 5,0 mm e dimensões de 30,0 x 30,0 mm. (Figura 8 A e B).

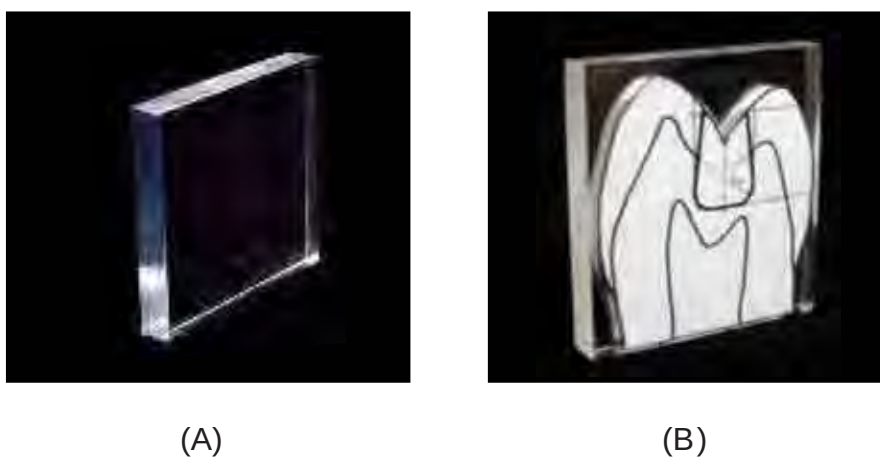


Figura 8 - A) Placa de acrílico e B) Imagem impressa colada na placa de acrílico.

Para realizar o desgaste, uma broca carbide-tungstênio “Maxicut” (Modelo 79 GX, Meisinger, Alemanha) em peça reta foi utilizada. O corte foi realizado seguindo como orientação os limites da imagem colada na placa, como mostrado na Figura 9 A e B, reproduzindo o contorno externo do dente.

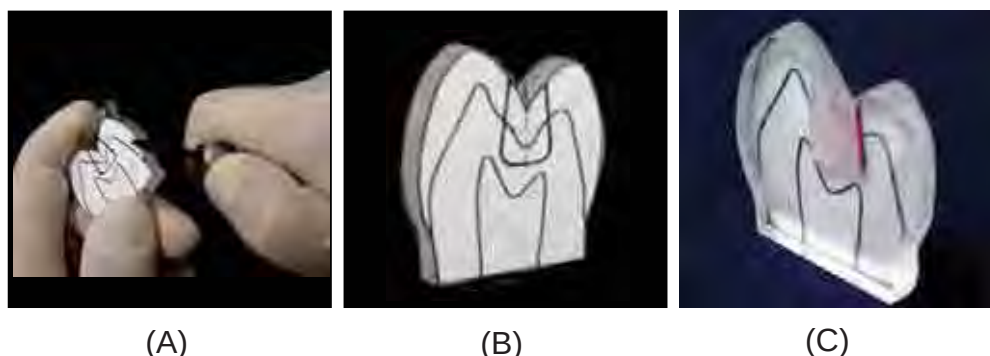


Figura 9 - A) Realização do desgaste com broca, B) Definição do contorno externo do dente, depois de finalizado desgaste e C) Imagem impressa na frente removida e destaque para os limites da cavidade.

Depois de definido o contorno externo a imagem impressa colada na parte da frente da placa de acrílico foi removida deixando-se a imagem do verso ainda colada. O destaque na região da cavidade, serviu como guia para facilitar o preparo cavitário. (Figura 9C)

A cavidade foi confeccionada utilizando uma ponta diamantada cilíndrica com extremidade arredondada. De acordo com as dimensões que foram ampliadas, foi selecionada a ponta diamantada nº 3216 (KG Sorensen, Alphaville, SP, Brasil) em alta rotação convencional, acompanhando os limites externos da cavidade. O acabamento foi realizado em baixa rotação convencional. As dimensões finais foram verificadas com um paquímetro digital e minuciosamente conferidas com as medidas da cavidade definida e obtida no item 4.1.1 - B.

O preparo cavitário finalizado apresentou-se com aspecto tridimensional, ficando contido no interior da placa, onde os limites externos na parte frontal e no verso ficaram com espessura de 1,0 mm. A

Figura 10 (A, B e C) apresenta a imagem da matriz finalizada e as diferentes vistas das características tridimensionais da cavidade.

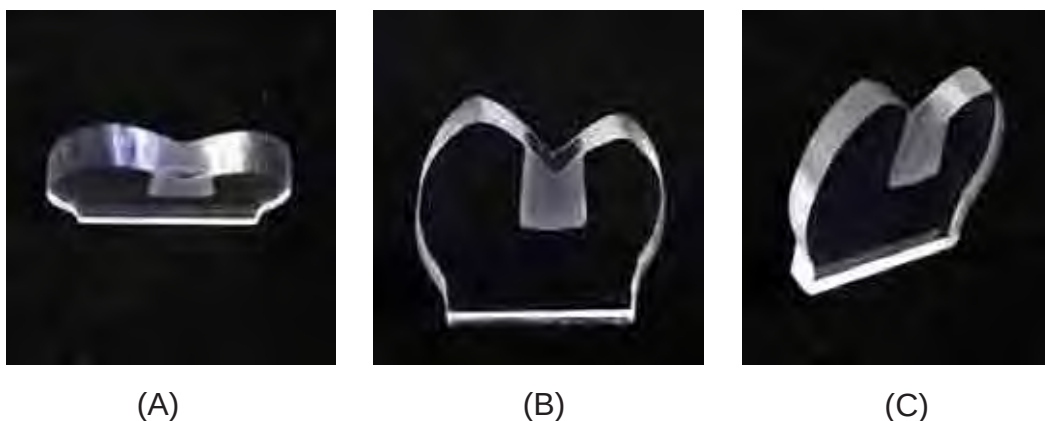


Figura 10 - Vistas do aspecto tridimensional da cavidade na matriz finalizada: A) Vista superior, B) Vista frontal e C) Vista lateral.

F – Moldagem da matriz

A moldagem da matriz foi realizada utilizando a “Técnica para moldes em borracha de silicone unilateral” indicada para matrizes que apresentam uma das faces planas.

Para esta técnica, inicialmente foi confeccionada uma caixa em papel cartão, para conter a matriz, com dimensões de 40,0 x 40,0 x 10,5 mm, deixando 10,0 mm de folga ao redor e também acima do ponto mais alto da caixa. Esse procedimento garantiu ao molde resistência e evitou uma possível ruptura depois da moldagem.

Finalizada a confecção da caixa de papelão, foi aplicada cola branca na face plana inferior da matriz, a qual foi colada no fundo da caixa. Depois de seca a cola branca, foi aplicada uma fina e delicada

camada de glicerina líquida, em toda área do papelão, exceto na matriz, com o objetivo de facilitar o desmolde.

Uma silicona por adição, ASB 10 Azul (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, lote 8072), foi utilizada para moldagem da matriz. (Figura 11 A) O volume do material foi calculado para preencher completamente a caixa, a qual foi homogeneizada juntamente com a proporção de 5% de catalisador, seguindo rigorosamente as instruções do fabricante.

O material foi deixado em repouso por um minuto e em seguida pincelou-se uma pequena quantidade no interior da cavidade garantindo a ausência de falhas no preenchimento de detalhes da cavidade e o restante foi vertido, no interior da caixa. (Figura 11 B) O conjunto foi deixado em repouso em local plano e livre de umidade. Depois de decorridas três horas, foi verificado o ponto de desmolde.



(A)



(B)

Figura 11 - A) Material utilizado para moldagem da matriz e B) Manipulação do material de moldagem e inserção na caixa de papelão contendo a matriz de acrílico.

Para retirada da matriz, inicialmente removeram-se as laterais deslocando a matriz do fundo da caixa e deixando o ar penetrar (Figura 12 A). A seguir removeu-se todo o conjunto, finalizando a confecção do molde (Figura 12 B). De acordo com o planejamento deste experimento científico, o mesmo processo foi repetido para a confecção dos vinte e oito moldes de silicone.

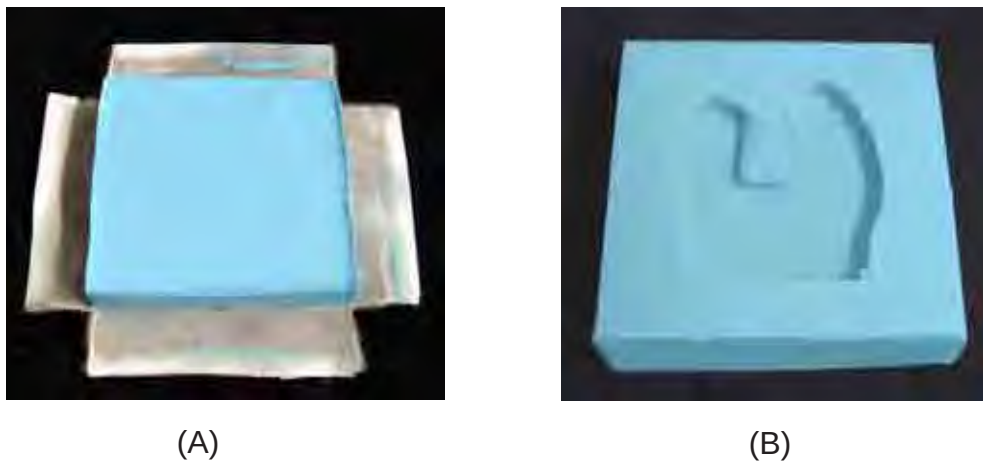


Figura 12 – A) Desmolde iniciado com a remoção das laterais da caixa de papelão e B) Molde de silicone finalizado.

G – Seleção do material fotoelástico

Na seleção do material fotoelástico foi considerada a resposta óptica do material, ou seja, a capacidade de exibir tensões de pequena grandeza.⁸⁵ Nesta categoria de materiais a resina epóxi exibiu excelente resposta óptica, quando submetida a baixos valores de aplicação de carga. Além disso, a forma de apresentação do material (placas, pó e líquido ou líquido/líquido), foi verificada, optando-se pela

possibilidade de fundição do modelo por meio da mistura de dois líquidos viscosos, evitando a necessidade de corte e possível formação de tensões residuais.²⁷

Levando em consideração estas características, o material selecionado à base de resina epóxi (Adesivo Brinde Flexível, Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo – SP,) (Figura 13) representou uma, categoria de materiais com excelentes propriedades fotoelásticas satisfazendo as necessidades do presente estudo.⁸⁵



Figura 13 - Material fotoelástico utilizado Adesivo Brinde Flexível componente A e B.

H – Manipulação do material fotoelástico

Durante o teste experimental piloto foi observado que o material selecionado apresentou manipulação extremamente crítica, sendo que qualquer alteração na proporção, conduzia a consistências diferentes, podendo interferir nos resultados. Desta forma tomou-se o cuidado de manipular, de uma única vez, todo material necessário para os

vinte e moldes de silicone, para não induzir a possibilidade de artefatos de técnica no presente estudo científico.

O volume de material necessário para preencher os vinte e oito moldes de silicone foi calculado. Em seguida, os componentes A e B foram proporcionados, na relação de 2:1, ou seja, duas partes do componente A para uma parte do componente B.

A manipulação do material consistiu em misturar os dois componentes, realizando lentos movimentos circulares com uma espátula de vidro, durante 10 minutos, à temperatura controlada de $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$.

O material fotoelástico foi então vertido no molde de silicone de maneira lenta e contínua, evitando a formação de bolhas de ar. (Figura 14 A) Todo o conjunto permaneceu em estufa com temperatura de 35°C durante sete dias para completa polimerização. Ao final deste período, os modelos fotoelásticos foram retirados do molde de silicone e estavam prontos para o próximo passo, a restauração. (Figura 14 B)



(A)



(B)

Figura 14 - A) Material fotoelástico sendo vertido no molde de silicone e B) Modelo fotoelástico finalizado.

I – Restauração do modelo fotoelástico

Os materiais empregados nesta etapa do estudo estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Materiais utilizados no estudo. (FOAr - UNESP - 2004)

Material	Composição	Fabricante	Número de Lote
Resina composta microhíbrida	Bis-GMA Bis-HEMA UDMA Fotoiniciadores Zircônio/silica	Filtek Z250 (cor A3) 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	3FG
Resina microhíbrida de baixa viscosidade	BisGMA TEGDMA Fotoiniciador Zircônio/silica	Filtek Flow (cor A3) 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	3FK
Ionômero de vidro modificado por resina	Pó – Fluoralumíniosilicato de vidro Líquido – HEMA, solução fotosensível de ácido polialquenoico + água	Vitrebond 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Pó -3FE; Líquido - 3EB
Resina Fluida	BisGMA, HEMA, fotoiniciador	Scotchbond Multi Purpose Adhesive 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	1MH
Condicionador	Ácido fosfórico a 35%	Scotchbond Etchant 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	3M5

A seguir, os passos da etapa de restauração será descrita para cada grupo:

F1 – Restauração de resina composta

Inicialmente foi aplicado ácido fosfórico 35% (Scotchbond Etchant, 3M ESPE) durante 60 segundos, no interior da cavidade com o objetivo de desengordurar a superfície removendo os resíduos deixados pelo material de moldagem. Depois de lavado abundantemente por 60 segundos, a cavidade foi completamente seca com papel absorvente e jatos de ar. Em seguida, uma gota do adesivo (Scotchbond Multi Purpose Adhesive, 3M ESPE), foi dispensada em um casulo descartável e pincelada no interior da cavidade, até se obter uma fina e homogênea camada, seguido da aplicação de um leve jato de ar.

Para a etapa de fotopolimerização um dispositivo de acrílico foi construído garantindo a padronização da posição da ponta de fibra óptica no momento da polimerização, que foi posicionada o mais próximo possível do material restaurador. O aparelho fotopolimerizador Gnatus II, Gnatus (Ribeirão Preto, São Paulo – SP, Brasil) com intensidade de luz de 600 mW/cm^2 (média de três aferições consecutivas após um minuto) medido em radiômetro Newdent (Ribeirão Preto, São Paulo – SP, Brasil), foi utilizado.

Desta forma, a resina fluída (Scotchbond Multi Purpose Adhesive, 3M ESPE) foi polimerizada por 60 segundos. Em seguida,

incrementos horizontais de 2,0 mm, de resina composta microhíbrida (Filtek Z250, 3M ESPE), foram inseridos na cavidade e polimerizados durante 60 segundos cada (Gnatus II, Gnatus, Ribeirão Preto, São Paulo – SP, Brasil), até o completo preenchimento, que ocorreu depois de seis incrementos horizontais. Para padronizar a espessura dos incrementos foi utilizado um gabarito milimetrado posicionado na parte posterior do modelo e uma sonda milimetrada foi utilizada durante todo procedimento para verificar a espessura correta de cada incremento.

F2 – Restauração de resina composta e forramento com resina de baixa viscosidade

Os mesmos passos para limpeza da cavidade e aplicação do adesivo descritos para o grupo F1 foram realizados para o grupo 2.

Para simular o forramento da cavidade, uma camada horizontal de 2,0 mm de espessura de resina de baixa viscosidade (Filtek Flow, 3M ESPE) foi aplicada nas paredes de fundo da cavidade e polimerizada durante 60 segundos.

Em seguida, incrementos horizontais de 2,0 mm de espessura, de resina composta microhíbrida (Filtek Z250, 3M ESPE), foram inseridos na cavidade e polimerizados durante 60 segundos cada, até o completo preenchimento, que ocorreu depois de cinco incrementos horizontais.

F3 – Restauração de resina composta e forramento com ionômero de vidro modificado por resina.

Inicialmente foi aplicado ácido fosfórico 35% durante 60 segundos no interior da cavidade com o objetivo de desgordurar a superfície. Depois de lavado abundantemente por 60 segundos, foi completamente seco com papel absorvente e jatos de ar. Em seguida, para simular um forramento com material ionomérico, o ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond, 3M ESPE), foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e uma camada horizontal com espessura de 2,0 mm foi aplicada nas paredes de fundo da cavidade, sendo polimerizado durante 60 segundos.

A seguir, uma gota de adesivo (Scotchbond Multi Purpose Adhesive, 3M ESPE) foi dispensada no casulo descartável e pincelada no interior da cavidade até formar uma fina camada. Um leve jato de ar foi aplicado para eliminar os excessos e realizada a polimerização durante 60 segundos.

Incrementos horizontais com espessura de 2,0 mm de resina composta microhíbrida (Filtek Z250, 3M ESPE), foram inseridos na cavidade e polimerizados durante 60 segundos cada, até o completo preenchimento, que ocorreu depois de cinco incrementos horizontais.

F4 – Restauração de resina composta e base com ionômero de vidro modificado por resina

Inicialmente foi aplicado ácido fosfórico 35% (Scotchbond Etchant, 3M ESPE) durante 60 segundos no interior da cavidade com o objetivo de desgordurar a superfície. Depois de lavado abundantemente por 60 segundos, foi completamente seco com papel absorvente e jatos de ar. Nesse grupo experimental uma base cavitária foi simulada com ionômero de vidro. Para esse fim, o ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond, 3M ESPE) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e uma camada horizontal com espessura de 2,0 mm foi aplicada nas paredes de fundo da cavidade e polimerizado durante 60 segundos. Em seguida uma nova camada com espessura de 2,0 mm o ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond, 3M ESPE), foi aplicada e polimerizada durante 60 segundos.

A seguir, uma gota do adesivo (Scotchbond Multi Purpose Adhesive, 3M ESPE) foi dispensada no casulo e pincelada sobre a base de ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond, 3M ESPE) e no interior restante da cavidade formando uma fina camada. Um leve jato de ar foi aplicado para eliminar os excessos e realizada a polimerização durante 60 segundos.

Incrementos horizontais de 2,0 mm de resina composta microhíbrida (Filtek Z250, 3M ESPE), foram inseridos na cavidade e polimerizados durante 60 segundos cada, até o completo preenchimento, que ocorreu depois de quatro incrementos horizontais.

4.1.2 – Medida dos parâmetros fotoelásticos

Depois de concluída a restauração os modelos fotoelásticos foram levados ao Polariscópio de Transmissão (Laboratório de Análise Experimental de Tensões da Faculdade de Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Uberlândia - MG) adaptado a um Projetor de Perfil Mitutoyo (Mitutoyo Corporation - Mizonokuchi, Kawasaki – Japão), (Figura 15 A) para análise.

Em todos os modelos foram verificadas regiões de concentração de tensões em torno da interface adesiva. Assim, foi realizada a análise quantitativa das tensões, calculando-se o valor da Tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{m\acute{a}x}$). Para o cálculo Tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{m\acute{a}x}$), inicialmente foi realizada a leitura dos parâmetros fotoelásticos e obtido o valor de ordem de franja (isocromáticas), em seguida, determinada a constante óptica (K_{σ}) do material e finalmente o valor da Tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{m\acute{a}x}$).

Para obtenção dos valores de ordem de franja a leitura dos parâmetros fotoelásticos foi realizada diretamente no Polariscópio de Transmissão. Assim, inicialmente foi feita uma análise dos modelos e selecionados treze pontos para leitura, ao longo da interface adesiva da cavidade. Em seguida, foi confeccionado um gabarito em transparência, o qual foi adaptado ao Polariscópio de Transmissão, determinando a padronização dos pontos de leitura em todo os modelos. (Figura 15 B)

As Figuras 15 A e 15B apresentam a projeção da imagem no Polariscópio de Transmissão e a Figura 15C uma vista aproximada do transferidor para leitura do ângulo de rotação α .

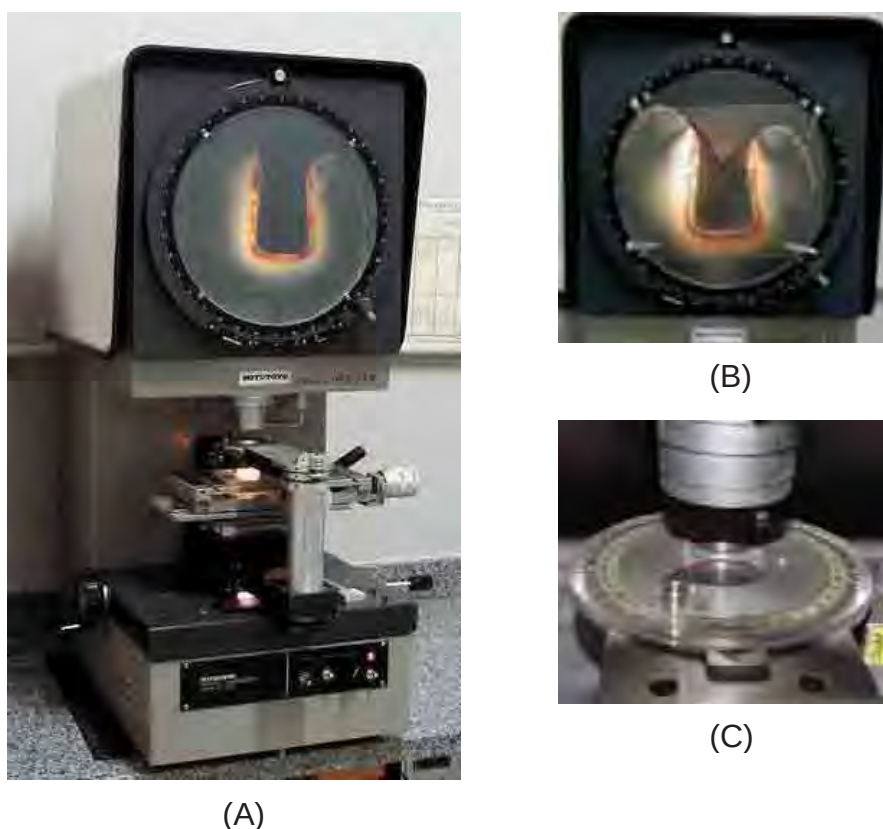


Figura 15 - A) Polariscópio de Transmissão com a projeção da imagem do modelo fotoelástico em aumento de 10 vezes. B) Polariscópio de transmissão com gabarito para leitura dos parâmetros fotoelásticos nos treze pontos selecionados na interface adesiva, em aumento de 10 vezes e C) Vista aproximada do transferidor.

De acordo com o teste experimental piloto, onde foi realizado o monitoramento da reação de polimerização dos materiais restauradores, verificou-se que o campo de tensões tornou-se estável nos

grupos F1 e F2 por volta de uma hora depois do término da restauração e nos grupos F3 e F4 depois de 48 horas. Desta forma, para padronização, em todos os grupos a leitura dos parâmetros fotoelásticos foi realizada 48 horas depois de concluída a restauração.

A - Determinação das isocromáticas (ordem de franja)

Para conseguir medidas mais precisas (franjas fracionárias), a determinação dos valores de ordem de franja, foi realizada utilizando o Método de Compensação de Tardy,^{27, 85} na sequência abaixo:

1. Fez-se com que uma isoclínica (direção das tensões principais) passasse pelo ponto em questão, girando o conjunto Polarizador-Analisador.
2. Fixou-se o conjunto nesta posição; assim os eixos de polarização ficaram alinhados com a direção das tensões principais.
3. Eliminaram-se as isoclínicas colocando as placas retardadoras de um quarto de onda a 45° com os eixos de polarização, tornando o polariscópio plano em circular.
4. Identificou-se as ordens de franja (isocromáticas apenas no espectro) próximas ao ponto de interesse.
5. Girou-se o analisador até que uma franja (observando como se movem) passasse pelo ponto.

6. Leu-se o ângulo de rotação (α) no transferidor. Caso a franja que se moveu até o ponto fosse de ordem menor (N_1), a ordem de franja fracionária no ponto seria:

$$N_p = N_1 + \frac{\alpha}{180}$$

Se uma franja de ordem maior (N_2), então:

$$N_p = N_2 - \frac{\alpha}{180}$$

Os dados obtidos para os valores de ordem de franja nos treze pontos de cada modelo.

B - Determinação da constante óptica (K_σ) do material fotoelástico

A constante óptica (K_σ) foi obtida utilizando-se a técnica de calibração definida por Dally & Riley²⁷ a qual foi calculada determinando-se as ordens de franja no centro de um modelo circular comprimido diametralmente, sendo:

$$K_\sigma = \frac{8 \cdot P}{\pi \cdot D \cdot N} \text{ onde:}$$

$K_\sigma \rightarrow$ constante óptica

$P \rightarrow$ carga aplicada (Kgf)

$D \rightarrow$ diâmetro do disco (mm)

$N \rightarrow$ ordem de franja no centro do modelo

Assim, foi confeccionado um disco com o material fotoelástico utilizado (Adesivo Brinde Flexível, Polipox Ind. e Com. São Paulo – SP), o qual foi comprimido com aplicação de carga crescente (Tabela 3).

Tabela 3: Força aplicada e valor de ordem de franja correspondente, para cálculo da constante óptica (K_σ) do material fotoelástico Adesivo Brinde Flexível. (FOAr - UNESP - 2004)

Força P (Kgf)	N (Ordem de franja)
0,61	0,66
0,86	0,82
0,99	0,92
1,12	1,07
1,20	1,24
1,35	1,38
1,66	2,17

A constante óptica (K_σ) do material fotoelástico foi determinada em:

$$K_\sigma = 0,62 \frac{N}{mm}$$

C - Determinação da tensão cisalhante máxima

A relação entre as tensões principais (σ_1, σ_2) e a Tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{m\acute{a}x}$),²⁷ é definida pela equação:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N}{t} \cdot K_{\sigma} = 2 \cdot \tau_{m\acute{a}x}$$

onde:

$\sigma_1, \sigma_2 \rightarrow$ tensões principais

$\tau_{m\acute{a}x} \rightarrow$ tensão cisalhante máxima

$N \rightarrow$ ordem de franja (isocromática)

$K_{\sigma} \rightarrow$ constante óptica

$t \rightarrow$ espessura do modelo

Assim, conhecendo o valor de ordem de franja (N), a constante óptica do material (K_{σ}) e a espessura do modelo (t), pôde-se obter a diferença das tensões principais ($\sigma_1 - \sigma_2$) e o valor da Tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{m\acute{a}x}$) solucionando a equação descrita acima.

Os dados obtidos nos treze pontos ao longo da interface adesiva de cada modelo, foram analisados por meio da Análise Variância (Anova) e Teste de Tukey ($p \leq 0,05$), apresentado no capítulo Resultado.

A análise prévia dos resultados obtidos em Fotoelasticidade lançou algumas dúvidas e questionamentos sobre o comportamento dos materiais empregados neste estudo. Diante da

ausência de trabalhos na literatura, utilizando a mesma metodologia, e que pudessem responder estes questionamentos, optou-se por empregar uma outra metodologia, a Tensilometria, para validar os resultados encontrados no Método de Fotoelasticidade e verificar individualmente o comportamento dos materiais utilizados.

4.2 – Tensilometria

No ensaio de Tensilometria o material em estudo quando inserido entre duas bases rígidas e fotopolimerizado, gera forças necessárias para manter constante a distância entre as bases durante a polimerização e contração do material.⁶⁶ A partir dos valores de força, pode-se calcular a tensão, dividindo-se a força obtida pela área da secção transversal não deformada.^{45,66,109}

A metodologia utilizada no presente estudo foi definida a partir da adaptação da metodologia descrita nos trabalhos de Davidson, de Gee e Feilzer (1984)²⁸; Feilzer, De Gee e Davidson (1987)³⁷ e Braga et al. (2003)¹².

A Tabela 4 apresenta os grupos definidos neste experimento científico.

Tabela 4 : Grupos e materiais estudados. (FOAr - UNESP - 2004)

Grupos	MATERIAL	Fabricante	Número de Lote
T 1	Resina composta microhíbrida	Filtek Z250 (cor A3) 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	4FT
T 2	Resina composta de baixa viscosidade	Filtek Flow (cor A3) 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	3FB
T 3	Ionômero de Vidro modificado por resina	Vitrebond 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Pó -3FE, Líquido - 3EB

4.2.1 – Montagem do ensaio

A – Confecção do suporte

Inicialmente foi projetado e construído um suporte metálico de formato retangular com dimensões de 150,0 x 200,0 mm, no qual foi fixado uma célula de carga de 50 Kg (Modelo MM, Kratos, São Paulo, São Paulo, Brasil) na haste superior. A célula de carga foi conectada a um dispositivo metálico com formato cilíndrico contendo no seu interior um fragmento de dentina bovina. Na haste inferior do suporte metálico, foi fixado um outro dispositivo metálico cilíndrico idêntico ao primeiro, mantido paralelo ao superior a uma distância de 2,0 mm, como mostrado na Figura 16 A. A célula de carga foi ligada também a um Indicador Digital (Modelo IK14, Kratos, São Paulo, São Paulo, Brasil) para leitura das forças geradas durante a contração de polimerização. (Figura 16B)



(A)



(B)

Figura 16 - A) Célula de carga fixada ao suporte metálico e B) Indicador digital.

B – Confeção do dispositivo metálico

Após a realização do plano experimental piloto, optou-se pela associação de aço inoxidável e dentina bovina.

Foi confeccionado um dispositivo metálico cilíndrico com roscas em uma das extremidades e na outra uma cavidade cilíndrica de 4,0mm de diâmetro e 12,0mm de profundidade, além de um pequeno orifício para escape do cimento, como mostrado na Figura 17 A. O formato cilíndrico foi definido pela maior facilidade para usinagem do metal e retirada do fragmento no dente bovino.

No interior do dispositivo metálico foi inserido um fragmento de dentina bovina, com diâmetro de 4,0 mm e 12,0 mm de comprimento. (Figura 17 B) Para retirada do fragmento, inicialmente dois incisivos centrais superiores bovinos do mesmo animal, foram selecionados.

Os dentes foram limpos com pedra pomes e escova de Robinson em contra-ângulo de baixa rotação. Em seguida os dentes foram avaliados em lupa estereoscópica Carl Zeiss, Modelo 475200/9901 (West-Germany) com 10x de magnificação para verificar trincas ou falhas que pudessem comprometer os resultados a serem obtidos. Os dentes foram armazenados em soro fisiológico a 5°C durante 24 horas.

A seguir, foram incluídos em resina de poliestireno autopolimerizável (Cristal, Uberlândia, MG, Brasil). Para inclusão dos dentes, um cilindro de PVC com 25,0 mm de altura e 18,0 mm de diâmetro foi

posicionado e fixado com cera utilidade em torno da raiz do dente. A resina foi manipulada na proporção de 1% de catalisador, de acordo com as instruções do fabricante e vertida vagarosamente no interior do cilindro de PVC, evitando a formação de bolhas. Depois de decorridas duas horas da inclusão, o conjunto foi retirado e realizado um desgaste da base em uma politriz universal (Modelo APL - 4D, São Paulo, São Paulo, Brasil), para obtenção de uma inclinação correta.

Um fragmento cilíndrico de 4,0mm de diâmetro, foi retirado do dente bovino utilizando uma trepanadora (Netzsch, Germany, Germany). O dente incluído foi fixado na base inferior deste equipamento, contendo uma broca diamantada, que realizando movimento rotacional sob refrigeração constante efetuou o desgaste.

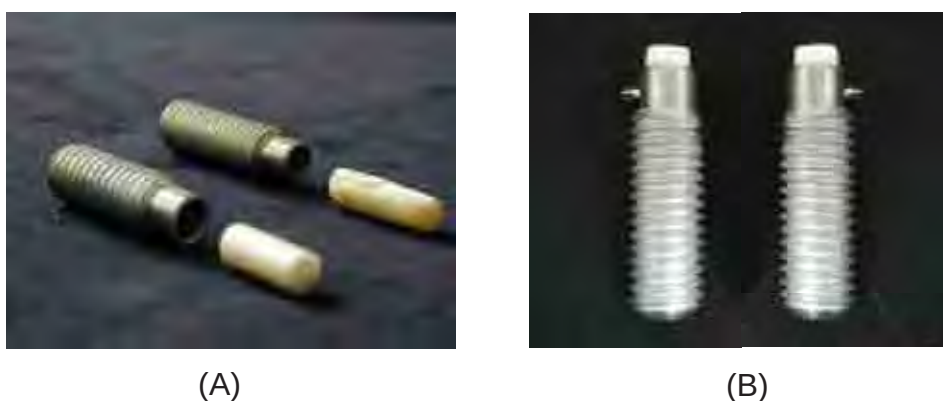


Figura 17 - A) Dispositivo metálico e fragmento de dentina bovina posicionado e B) Fragmento de dentina bovina cimentada e parafuso transfixando o fragmento.

O fragmento cilíndrico (Figura 17A) foi então fixado no parafuso metálico com cimento resinoso quimicamente ativado, Panavia (Kuraray, Okayama, Japan). Para melhor fixação, um parafuso de 4,0 mm

de comprimento e 1,4 mm de diâmetro, foi rosqueado transfixando o metal e o fragmento de dentina bovina. (Figura 17B)

Em seguida, o dispositivo metálico contendo o fragmento de dentina bovina no seu interior, foi inserido na haste inferior do suporte metálico paralelamente à haste superior a uma distância de 2mm.

C - Procedimentos para inserção e polimerização dos materiais

Os corpos-de-prova foram obtidos pela inserção dos materiais entre as duas bases cilíndricas, dentro do espaço de 2,0 mm, sendo moldados de acordo com a forma externa do cilindro.

A fotopolimerização foi realizada o mais próxima possível do dispositivo metálico utilizando um aparelho fotopolimerizador Gnatus II, Gnatus (Ribeirão Preto, São Paulo – SP, Brasil) com intensidade de luz de 600 mW/cm^2 , monitorado constantemente com radiômetro (Newdent, Ribeirão Preto, São Paulo – SP, Brasil). A polimerização foi realizada por 120 segundos, sendo que a ponteira de luz foi direcionada durante 60 segundos na metade direita e em seguida por mais 60 segundos, na metade esquerda, permitindo a completa polimerização pela passagem de luz através de 2,0 mm de espessura de material de cada lado. (Figura 18)

Para o grupo T3 ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), depois da fotopolimerização que foi realizada como descrito anteriormente, uma camada de adesivo fotopolimerizável (Scotchbond Multi Purpose Adhesive, 3M ESPE) foi aplicada sobre o ionômero e fotopolimerizado por 20 segundos de cada lado, num total de 40s, para proteção contra sinérese e embebição.

A temperatura ambiente foi monitorada durante todo ensaio e variou entre 23 ± 2 °C.



Figura 18 - Fotopolimerização de incremento de 2mm de espessura entre as duas bases rígidas.

D – Aquisição dos dados

A aquisição dos dados teve início simultaneamente com a ativação da luz e a força gerada foi registrada a cada segundo.

A partir da realização do ensaio piloto e da observação dos resultados de Fotoelasticidade, foi definido um período máximo de

duas horas para o monitoramento da resina composta e a resina de baixa viscosidade e de 40 horas para o ionômero de vidro modificado por resina.

Para facilitar o registro dos dados durante um período relativamente longo como utilizado neste estudo, o Indicador Digital (Modelo IK14, Kratos, São Paulo, São Paulo, Brasil) foi ligado a um computador, o qual utilizou um programa específico para armazenamento dos dados registrados.

E - Substituição dos corpos-de-prova

Foram realizadas sete repetições para cada grupo experimental. Depois de decorrido o tempo específico para registro da força de cada material, o corpo-de-prova foi removido aplicando-se uma força de cisalhamento utilizando um alicate para preensão. Desta forma, o sistema permaneceu inalterado e a distância entre as bases foi conferida a cada substituição, com um gabarito de 2,0 mm de espessura, depois da limpeza e remoção dos fragmentos.

4.2.2– Cálculo da tensão

Para cada uma das amostras foi obtida uma curva Força X Tempo, e em seguida foi calculada a tensão, dividindo-se a força máxima registrada pela área da secção transversal não deformada, de acordo com a equação:

$$\sigma_{(\max)} = \frac{F_{(\max)}}{A}$$

onde:

$\sigma_{(\max)}$ → Tensão máxima registrada (MPa)

$F_{(\max)}$ → Força máxima registrada durante o experimento (Kgf)

A → Área da secção transversal ($\pi r^2 = 3,14 \times 2^2 = 12,56 \text{ mm}^2$)

Os valores máximos de tensão foram registrados e analisados por meio da Análise de Variância (Anova) e do Teste de Tukey ($p \leq 0,05$).

4.3 – Método dos Elementos Finitos (MEF)

Na etapa final deste experimento científico foi realizada uma análise computadorizada de Elementos Finitos. O MEF pode ser definido como sendo um método computacional para a simulação ou análise do comportamento de estruturas ou componentes.⁷

Três etapas distintas foram definidas para a realização da análise do MEF: construção do modelo (denominada como pré-processamento), solução do problema (ou processamento) e a análise dos resultados (*pós-processamento*). (Figura 19)

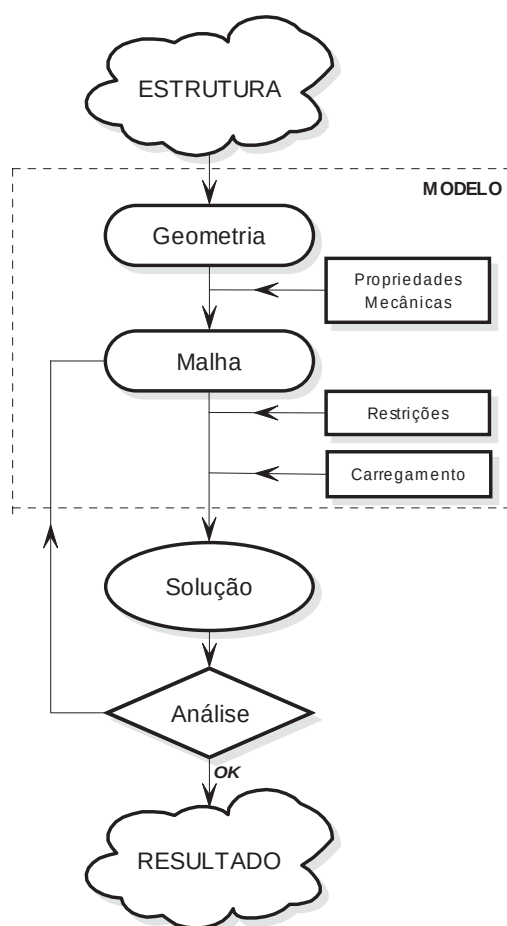


Figura 19 - Representação esquemática das etapas realizadas na análise de Elementos Finitos.

4.3.1 – Descrição das etapas para confecção do modelo representativo do segundo pré-molar superior

A – Seleção do dente e modelagem geométrica

Esta etapa foi detalhada no item 4.1.1 - A para a Fotoelasticidade sendo, portanto, uma etapa comum aos dois métodos.

B – Definição da cavidade

Esta etapa foi detalhada no item 4.1.1 - B para a Fotoelasticidade sendo, portanto, uma etapa comum aos dois métodos.

C – Definição dos modelos em estudo

Depois de realizada a modelagem geométrica no programa computacional de CAD - MicrostationTM (Computer Aided Designer - MicroStationTM Bentley Systems, Inc. St. Louis, USA), foram definidos os quatro modelos referentes à técnica restauradora, semelhantes aos utilizados na Fotoelasticidade, além do modelo do dente hígido. Os modelos para o MEF estão descritos abaixo e individualizados na Figura 20 (de A a E): E1 – Dente hígido;

E2 – Restauração com resina composta microhíbrida;

E3 – Restauração com resina composta microhíbrida + forramento com resina de baixa viscosidade;

E4 – Restauração com resina composta microhíbrida + forramento com ionômero de vidro modificado por resina;

E5 – Restauração com resina composta microhíbrida + base com ionômero de vidro modificado com resina.

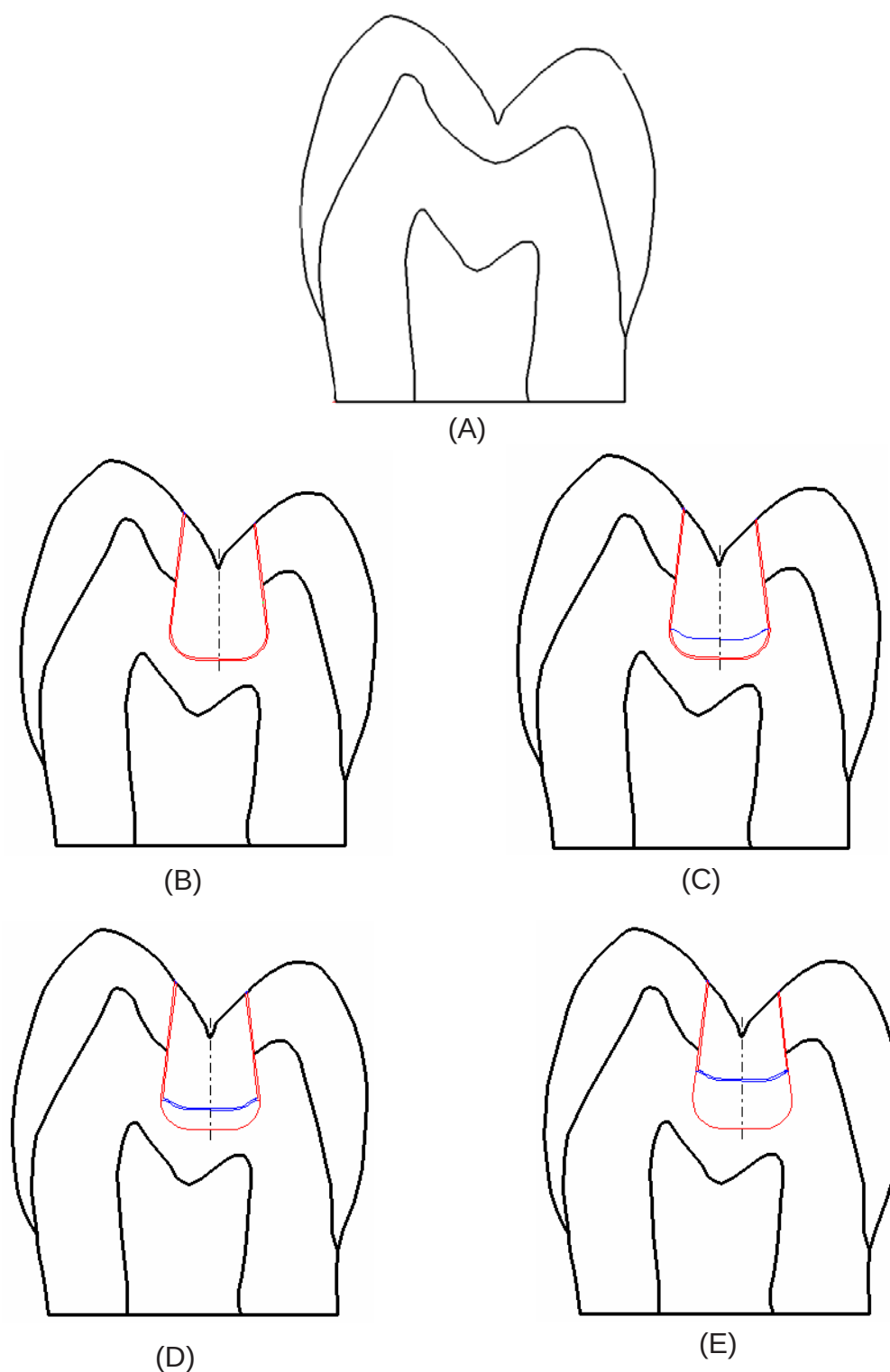


Figura 20 - Modelos em estudo: A) Dente hígido; B) Resina composta microhíbrida C) Resina composta microhíbrida + forramento com resina de baixa viscosidade; D) Resina composta microhíbrida + forramento com ionômero de vidro modificado por resina e E) Resina composta microhíbrida + base com ionômero de vidro modificado por resina.

D – Definição das áreas e tipo de análise

As imagens dos modelos geradas no programa computacional de CAD - MicrostationTM (Computer Aided Designer - MicroStationTM Bentley Systems, Inc. St. Louis, USA) foram exportadas para o programa computacional de elementos finitos AnsysTM (v5.6 Education, ANSYS Inc, Houston, Pa, USA).

Inicialmente as linhas foram suavizadas utilizando-se uma ferramenta de suavização disponível no programa computacional de elementos finitos AnsysTM (v5.6 Education, ANSYS Inc, Houston, Pa, USA), dando um aspecto mais natural à geometria do modelo. Em seguida, as áreas foram individualizadas para cada modelo, como apresentado na Figura 21.

As etapas de processamento e pós-processamento foram realizadas no pacote comercial de elementos finitos ANSYSTM (v5.6 Education, ANSYS Inc, Houston, Pa, USA). Uma análise linear elástica bidimensional foi conduzida, onde todos os materiais empregados na análise se comportaram somente no regime elástico, ou seja, sem deformação permanente.

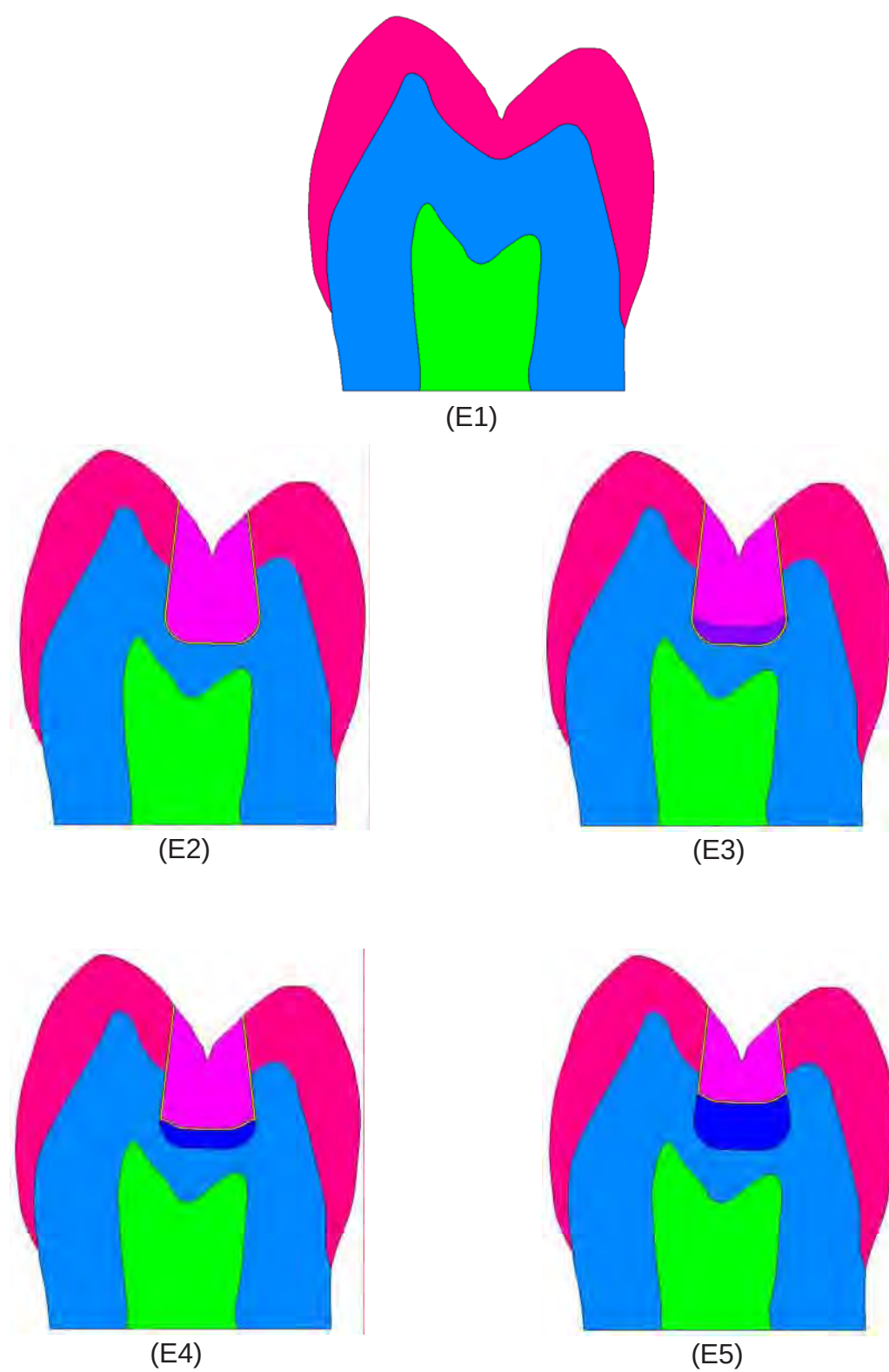


Figura 21 – Individualização das áreas em cada modelo: E1, E2, E3, E4 e E5.

O tipo de elemento utilizado foi o elemento estrutural plano quadrilátero PLANE 82,* de oito nós, apresentado na Figura 22. Esse elemento se mostrou adequado para modelos de limites curvos, ajustado para estado plano de tensões com espessura constante. Foi considerada uma união perfeita entre todos os componentes.

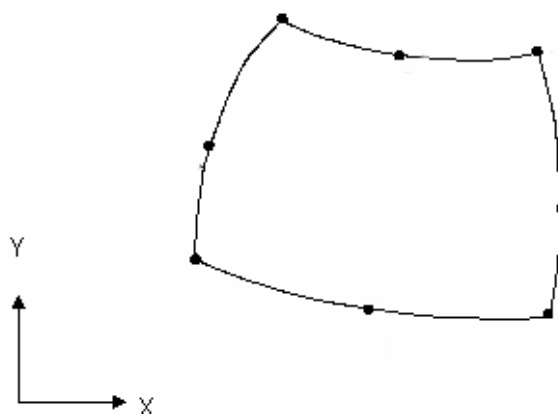


Figura 22 - Elemento estrutural PLANE 82, de oito nós selecionado para análise.

(*) Informações extraídas do Manual de referência do ANSYS

E – Malhagem dos modelos

Cada modelo foi malhado (Figura 23) utilizando um processo de *malhagem automática livre* disponível no programa ANSYS™(v5.6 Education, ANSYS Inc, Houston, Pa, USA). A malha gerada foi densa e homogênea ao longo do modelo, sendo que a resolução mínima para discretizar qualquer elemento anatômico, foi de 0,1 mm, ou seja, qualquer detalhe com esta dimensão foi representada no modelo.

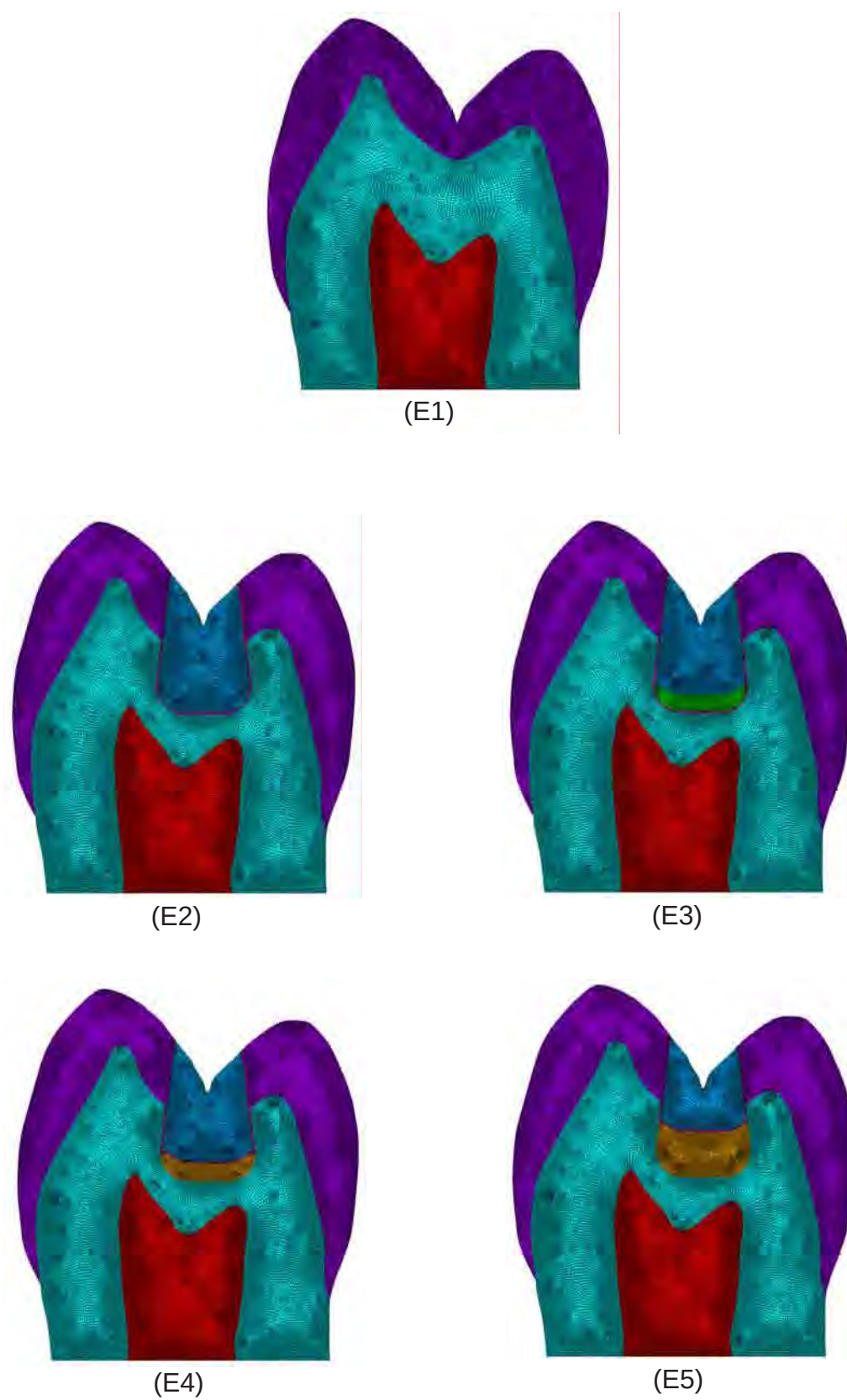


Figura 23 – Malhagem dos modelos E1, E2, E3, E4 e E5.

F – Definição das propriedades mecânicas

Os materiais presentes no modelo, foram simulados considerando-os *isotrópicos* (apresentando as mesmas propriedades em qualquer direção considerada), *elásticos* (recuperando as dimensões originais quando a carga é retirada) e *contínuo* (não apresentando espaços vazios). Conforme descrito na literatura,⁷ esta simplificação faz com que o material necessite de apenas duas propriedades mecânicas para caracterização do comportamento mecânico: o *Módulo de elasticidade* (E) o *Coefficiente de Poisson* (ν)^{*}.

A literatura científica apresenta dados relacionados às propriedades mecânicas das estruturas dentárias e materiais restauradores.⁸³ Deste modo, as propriedades mecânicas referentes às estruturas dentárias e aos materiais restauradores utilizados na análise foram comparados e selecionados de acordo com a literatura.

^{*} *Módulo de elasticidade* ou *módulo de Young*: é a medida de rigidez do material, quanto maior for o módulo de elasticidade, menor será a capacidade de deformação. *Coefficiente de Poisson*: pode ser definido como o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais.

As propriedades mecânicas de todos os materiais e estruturas dentárias utilizados neste estudo estão apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas dentais.
(FOAr - UNESP - 2004)

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Dentina	14,7	0,31	O'Brien ⁸³
Esmalte	84,0	0,33	O'Brien ⁸³
Polpa	0,002	0,45	Lee et al. ⁶⁷
Resina composta microhíbrida (Z250 – 3M ESPE)	21,0	0,30	Chung et al. ¹⁹
Resina de baixa viscosidade (FiltekFlow – 3M ESPE)	6,0	0,39	Chung et al. ¹⁹
Ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond – 3M ESPE)	1,1	0,30	O'Brien ⁸³
Camada híbrida	1,0	0,30	Ausiello et al. ^{4,5}

G – Simulação da contração de polimerização

O fenômeno da contração de polimerização não se apresenta como uma opção padronizada em muitos programas de Elementos Finitos, mas pode ser obtida pela mudança volumétrica na forma de expansão térmica.^{6,52,56,66,114,116} A contração de polimerização é basicamente uma mudança de volume.^{114,116} Desta forma a analogia da expansão térmica causada pela alteração de 1°C na temperatura, foi utilizada para simular a contração de polimerização.^{6,56,66,97,114,116}

Para esta simulação, utilizando o Método dos Elementos Finitos, são necessárias três propriedades mecânicas dos materiais envolvidos na análise: módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson (ν) e coeficiente de contração linear (α) representativo da contração de polimerização. As propriedades mecânicas, módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν), estão descritas na Tabela 5.

Neste trabalho uma estimativa para o cálculo do coeficiente de contração térmica linear (α), equivalente à contração volumétrica durante a polimerização, para cada material, foi baseado na Lei de Hooke,¹⁰⁹ que estabelece a relação linear entre tensão (σ) e deformação (ε), acoplada à deformação térmica (ε_c)¹⁰⁹, como analogia à contração de polimerização. Assim, este valor foi estimado baseado nos ensaios de Tensilometria, onde foi medida a tensão máxima gerada pela contração de polimerização de cada material.

Considerando o caso uniaxial de tensões*:

$$\left. \begin{array}{l} \overbrace{\sigma = E\varepsilon}^{\text{Lei de Hooke}} \\ \underbrace{\varepsilon_c = \alpha \cdot \Delta t}_{\text{Contração}} \end{array} \right\} \Rightarrow \sigma_c = E\alpha \cdot \overset{1^\circ}{\Delta t} \Rightarrow \overbrace{\sigma_c = \underbrace{E}_{\text{Material}} \alpha}^{\text{Tensão de contração}} \Rightarrow \alpha = \underbrace{K^*}_{\text{Coeficiente de contração estimado}} \cdot \frac{\overbrace{\sigma_c}^{\text{Tensilometria}}}{E}$$

Assim, conhecendo o módulo de elasticidade e os valores de tensão verificados para cada material no ensaio de Tensilometria, foi determinada a deformação que corresponde ao coeficiente de contração linear (α), resultante da polimerização do material. Os valores do coeficiente de contração linear (α) verificados para cada um dos materiais estão apresentados na Tabela 6.

* A constante K deve ser ajustada levando em consideração os diferentes fatores envolvidos no processo de polimerização que podem influenciar nos níveis de tensões gerados e conseqüentemente no coeficiente de contração linear (α) como por exemplo: técnica de inserção, fotopolimerização e espessura do material, aparelho fotopolimerizador utilizado, marca comercial, condições ambientes, dentre outros. Os valores de (α) são específicos para as condições estabelecidas neste estudo.

Tabela 6: Coeficiente de contração linear (α) para os materiais utilizados no estudo. (FOAr - UNESP - 2004)

<i>Material</i>	<i>E (MPa)</i>	$\sigma_{\max} \text{ (MPa)}$	$\alpha = K \cdot \frac{\sigma_{\max}}{E}$
T1 - Z250	21000	2,85	0,00013
T2 - FilteKFlow	6000	3,99	0,00066
T3 - Vitrebond	1100	8,21	0,00746

Em seguida, estes dados foram validados, para cada um dos modelos, por meio da comparação das tensões de contração de polimerização verificada experimentalmente em Fotoelasticidade.

H – Carregamento e condições de contorno

As condições de contorno estruturais foram definidas considerando-se as restrições no deslocamento de parte da estrutura e as forças aplicadas (carregamento). A região inferior do modelo foi rigidamente fixada nas direções X e Y, sem liberdade de movimento, representada por triângulos. Os modelos foram carregados simulando três diferentes situações, como detalhado abaixo e representado na Figura 24:

I. Carga axial de 60N, uniformemente distribuída no longo eixo, aplicada em dois pontos de contatos oclusais (30 N em cada ponto);

II. Carga não axial de 30N aplicada apenas na cúspide vestibular com ângulo de 45°;

III. Carga não axial de 30N aplicada apenas na cúspide palatina com ângulo de 45°.

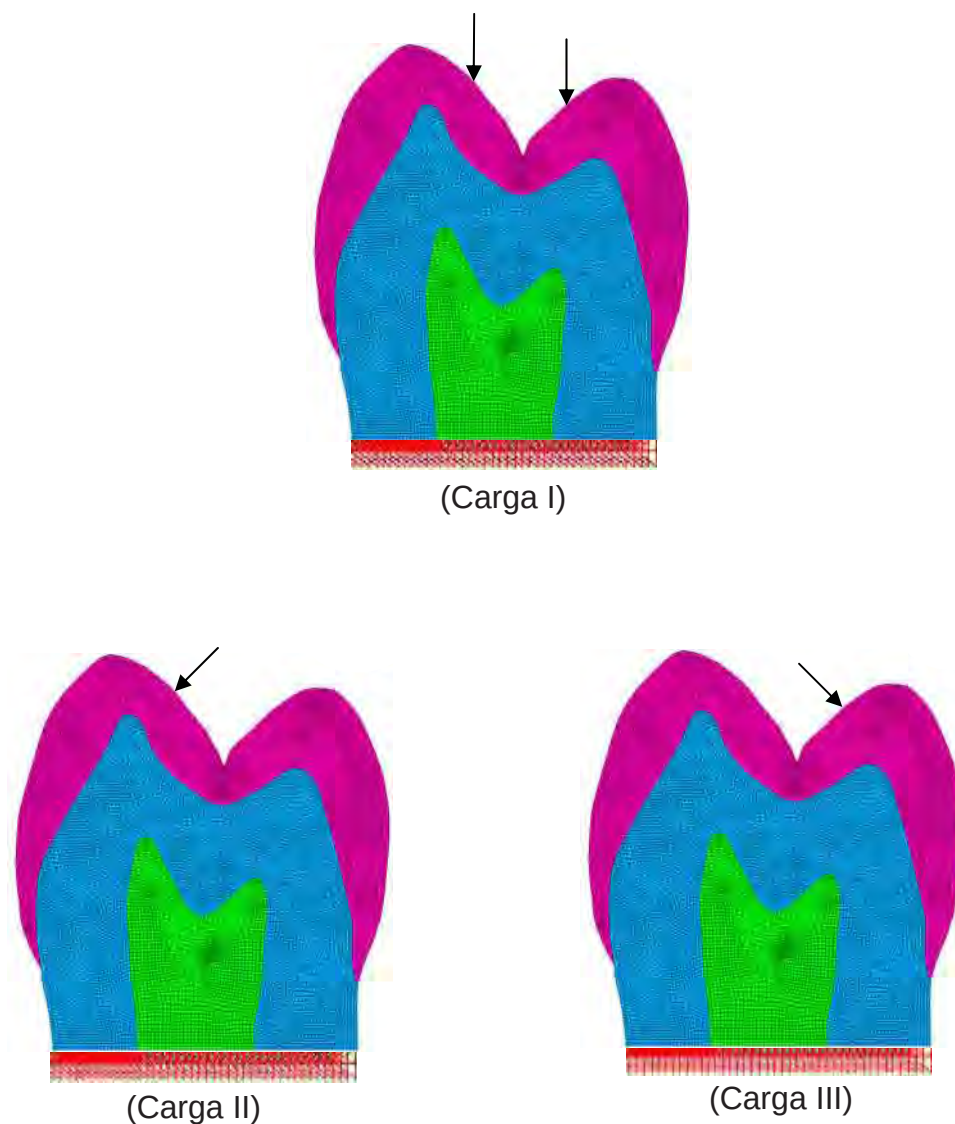


Figura 24 – Condições de carregamento e restrições de deslocamentos.

Depois da realização do processamento dos dados, foram obtidos os resultados dos campos de tensões.

5. Resultados

5.1 - Fotoelasticidade

Na Tabela 7 e no Gráfico 1 são apresentados os valores médios da Tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{\text{máx}}$), obtidos nos quatro grupos experimentais em estudo.

Tabela 7: Valores médios de tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{\text{máx}}$), em KPa, para as treze posições e médias, desvio padrão e coeficiente de variação para os quatro grupos experimentais. (FOAr - UNESP - 2004)

Grupos Posições	F1	F2	F3	F4
Posição 1	53.2	50.5	44.4	46.5
Posição 2	41.7	37.3	36.8	47.5
Posição 3	9.5	45.4	25.2	71.8
Posição 4	24.5	38.6	28.3	109.4
Posição 5	34.3	55.6	128.1	118.5
Posição 6	61.4	89	134.4	145.0
Posição 7	42.6	68.5	111.8	124.4
Posição 8	76.3	118.5	162.3	160.1
Posição 9	24.7	61	122	116.9
Posição 10	25.6	21.5	40.5	84.7
Posição 11	24.9	29.2	31.5	60.0
Posição 12	31.8	24.4	33.6	44.6
Posição 13	43.8	37.9	47.4	43.2
Média	37.99	58.29	72.82	90.24
Desvio padrão	10,72	9.39	14.34	13.58
Coeficiente de variação	9.92	8.69	13.26	12.55

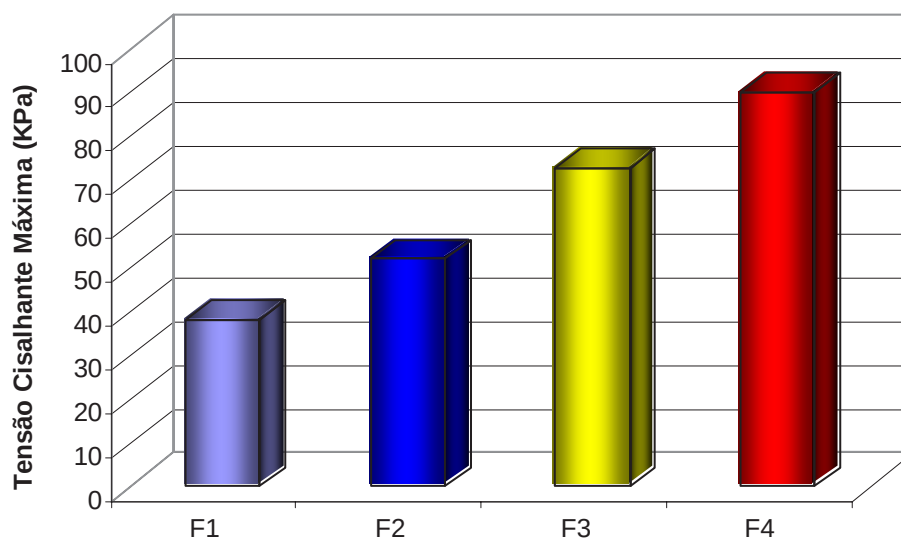


Gráfico 1: Valores médios da Tensão Cisalhante Máxima ($\tau_{\text{máx}}$) para os quatro grupos experimentais. (FOAr - UNESP - 2004)

Os dados constantes na Tabela 7 apresentaram valores com distribuição normal e homogênea. Inicialmente foi realizada a análise de variância ANOVA em fator único ($p < 0,05$), Tabela 8, verificando que existia diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados.

Tabela 8 – Análise de Variância para os fatores grupo e posição. (FOAr - UNESP - 2004)

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F calculado	Pr>Fc
grupo	3	140779.950	46926.650	175.877	0.000
posição	12	322447.765	26870.647	100.709	0.000
grupo*posição	36	118876.603	3302.127	12.376	0.000
erro	312	83246.214	66.814		
Total corrigido	363	665350.532			

CV (%) = 25.77

Média geral: 63.395

Número de observações: 364

Para identificar entre quais grupos ocorria tal diferença foi aplicado o Teste de Tukey ($p < 0,05$), cujos resultados estão apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 - Teste de Tukey para a fonte de variação grupo. (FOAr - UNESP - 2004)

Grupos	Médias	Categoria Estatística Tukey ($p < 0.05$)*
F1	38.527473	A
F2	52.13736	B
F3	72.818681	C
F4	90.098901	D

*Letras diferentes indicam valores estatisticamente diferentes.

As múltiplas comparações revelaram que houve diferença estatisticamente significativa entre os quatro grupos avaliados, sendo que os níveis médios de tensão foram na sequência: grupo F1 < grupo F2 < grupo F3 < grupo F4. ($p < 0,001$)

Os Gráficos 2, 3, 4 e 5 apresentam a distribuição de tensões ao longo da interface adesiva para os quatro grupos estudados.

Grupo - F1

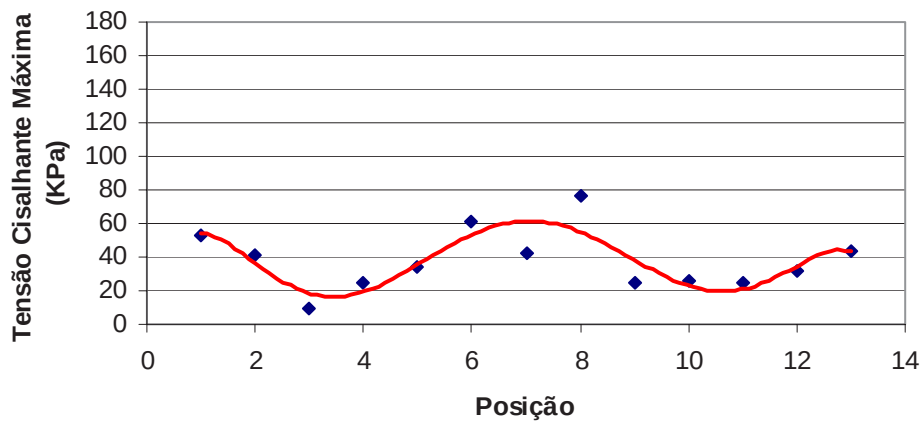


Gráfico 2: Distribuição de tensões ao longo da interface adesiva, na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE). (FOAr - UNESP - 2004)

Grupo - F2

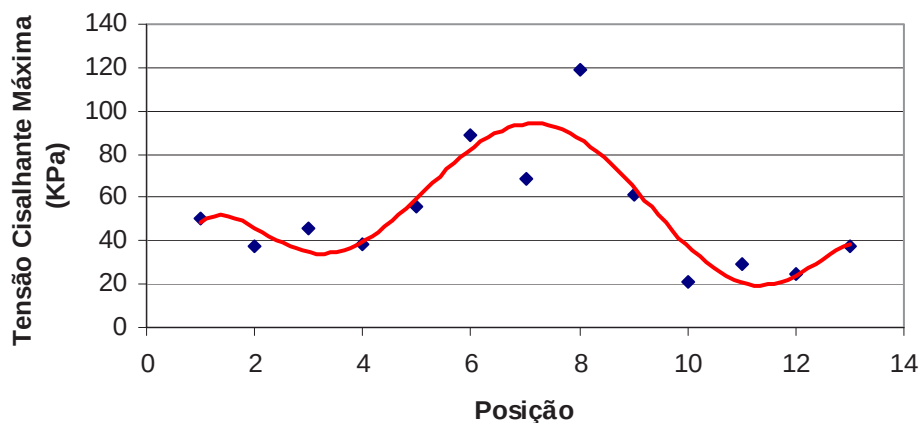


Gráfico 3: Distribuição de tensões ao longo da interface adesiva, na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com resina de baixa viscosidade FilteKFlow (3M ESPE). (FOAr - UNESP - 2004)

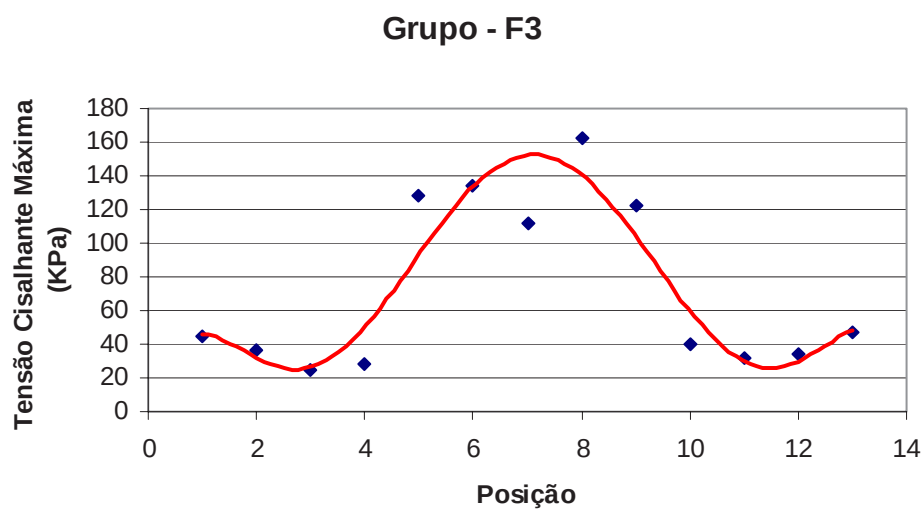


Gráfico 4: Distribuição de tensões ao longo da interface, na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE). (FOAr - UNESP - 2004)

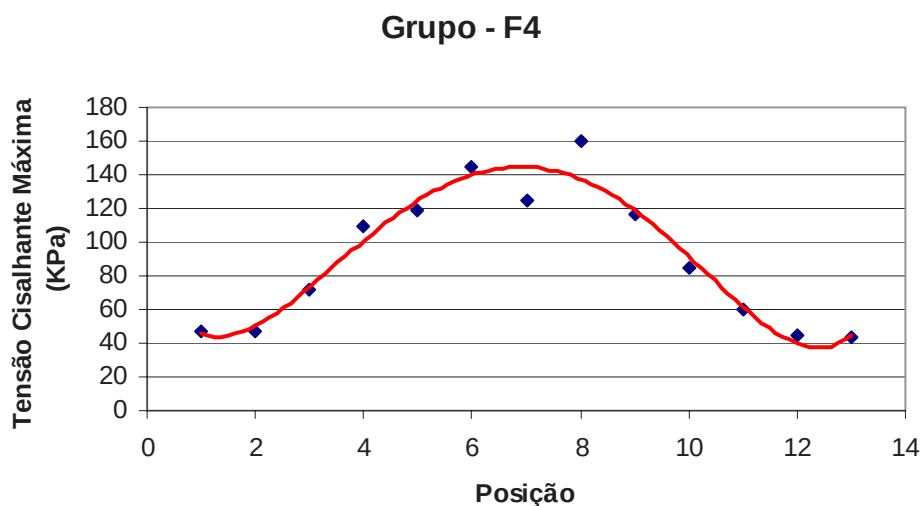


Gráfico 5: Distribuição de tensões ao longo da interface, na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e base com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE). (FOAr - UNESP - 2004)

A partir da análise dos Gráficos 2, 3, 4 e 5 verificou-se que os níveis de tensão nas posições 1, 2, 3, 11, 12 e 13 foram aproximadamente os mesmos para os quatro grupos experimentais. Em todos os modelos estas posições representaram regiões restauradas com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE). As maiores variações dos níveis de tensão ocorreram nas posições 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 10 correspondentes aos ângulos internos da cavidade, dos grupos F2, F3 e F4, onde foram inseridos diferentes materiais para base ou forramento.

Analisando os níveis de tensão ao longo da interface adesiva, verificou-se que no grupo F1 houve uma distribuição mais uniforme de tensões quando comparado aos grupos F2, F3 e F4 onde houve uma grande variação dos níveis de tensão na interface.

As Figuras 25, 26, 27 e 28, apresentam as tensões geradas durante a contração de polimerização nos modelos fotoelásticos de cada grupo experimental ao longo de 48 horas.

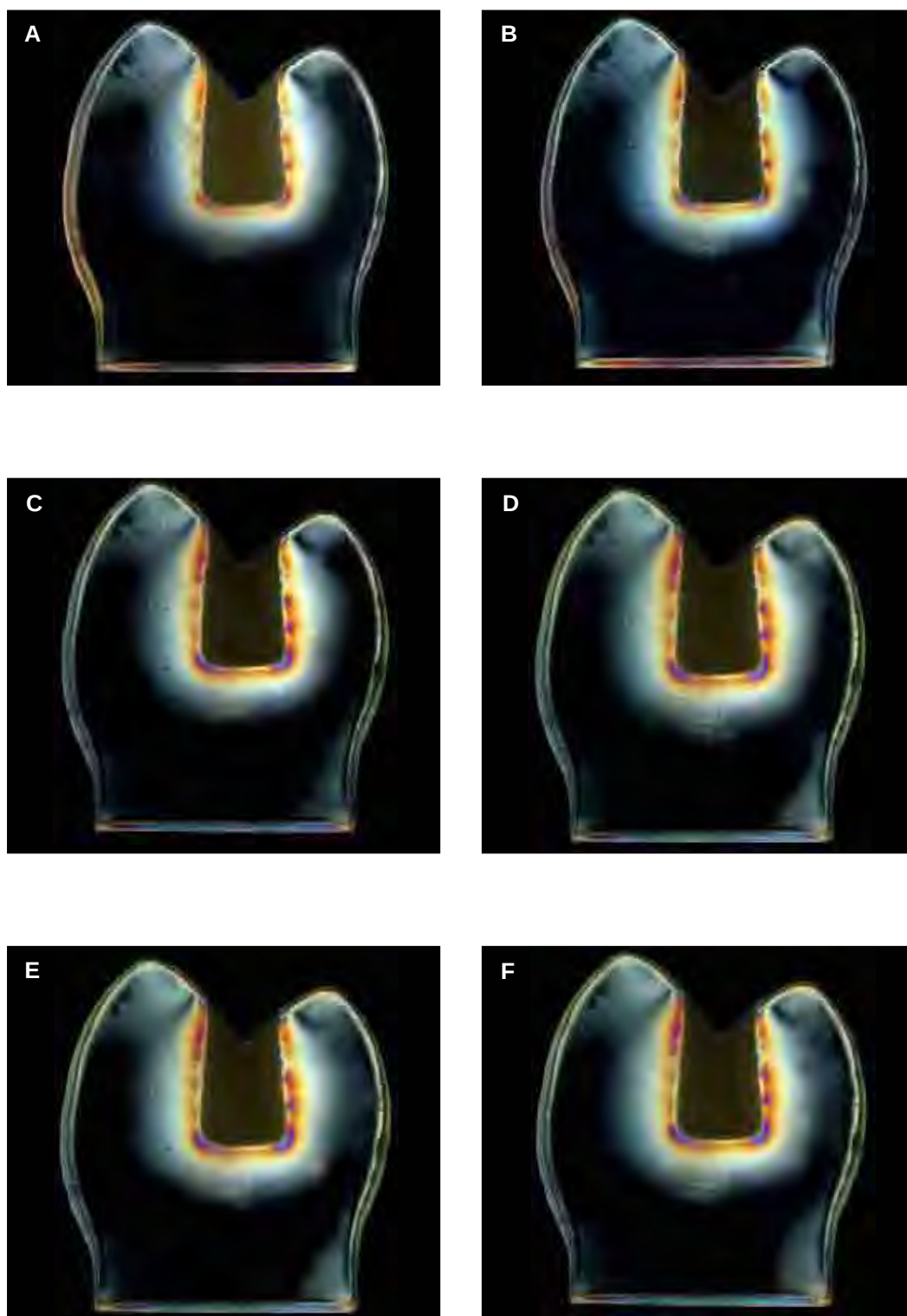


Figura 25: Grupo F1 – Imagens das franjas isocromáticas na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE); A) Imediatamente após o término da restauração, B) 15 minutos, C) 30 minutos, D) 60 minutos, E) 8 horas e F) 48 horas depois.

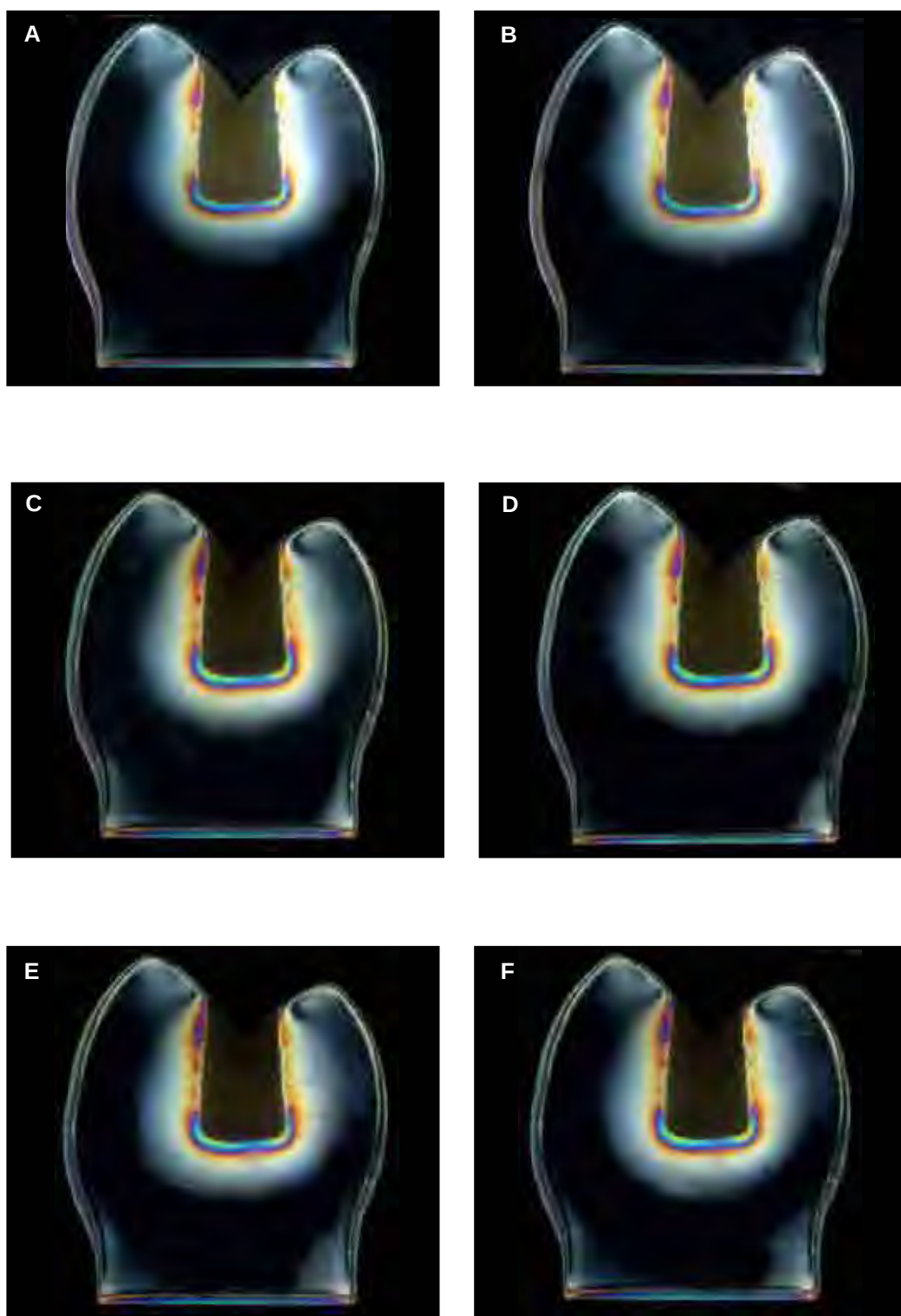


Figura 26: Grupo F2 – Imagens das franjas isocromáticas na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com resina de baixa viscosidade FiltekFlow (3M ESPE); A) Imediatamente após o término da restauração, B) 15 minutos, C) 30 minutos, D) 60 minutos, E) 8 horas e F) 48 horas depois.

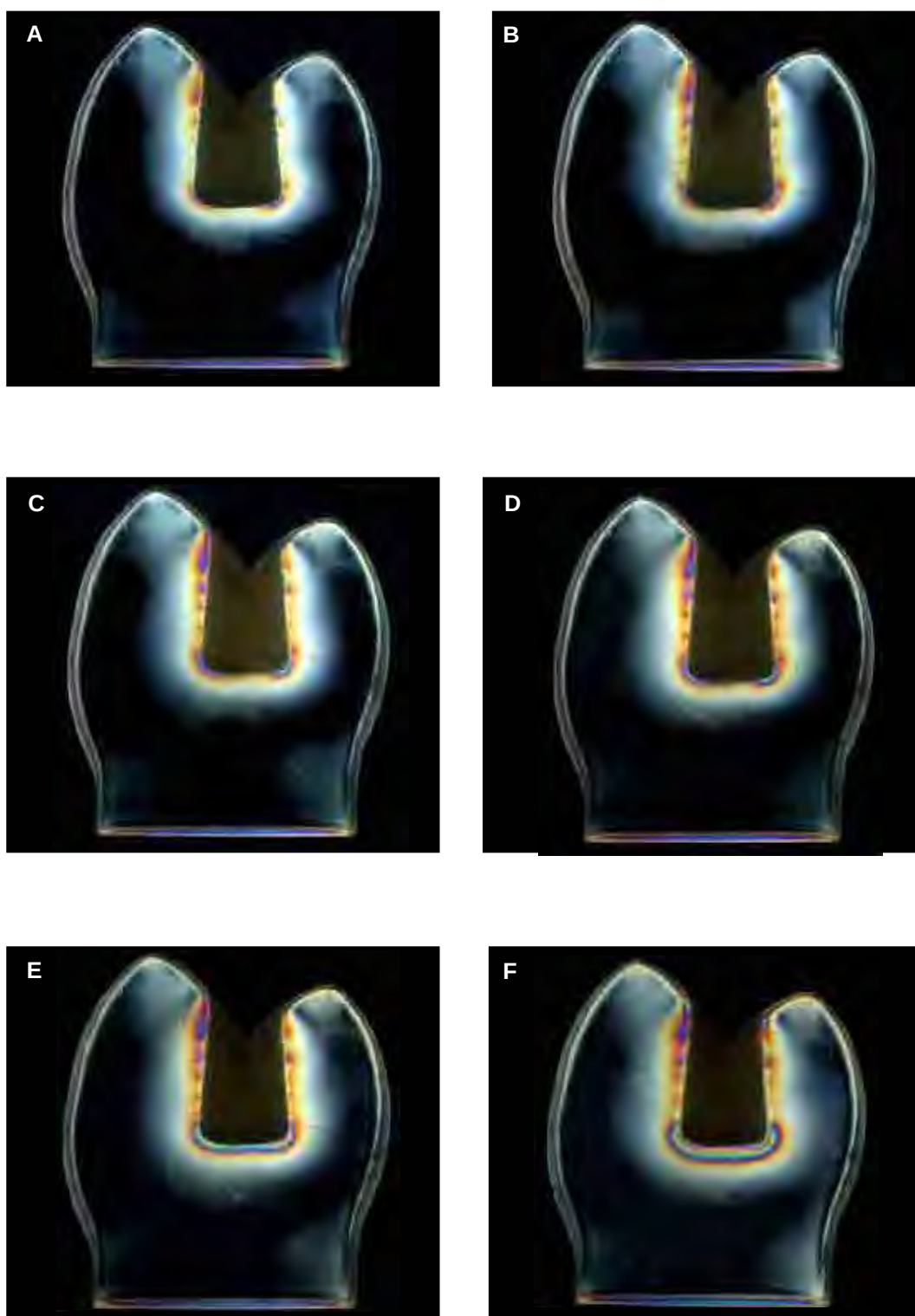


Figura 27: Grupo F3 – Imagens das franjas isocromáticas na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e base com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE); A) Imediatamente após o término da restauração, B) 15 minutos, C) 30 minutos, D) 60 minutos, E) 8 horas e F) 48 horas.

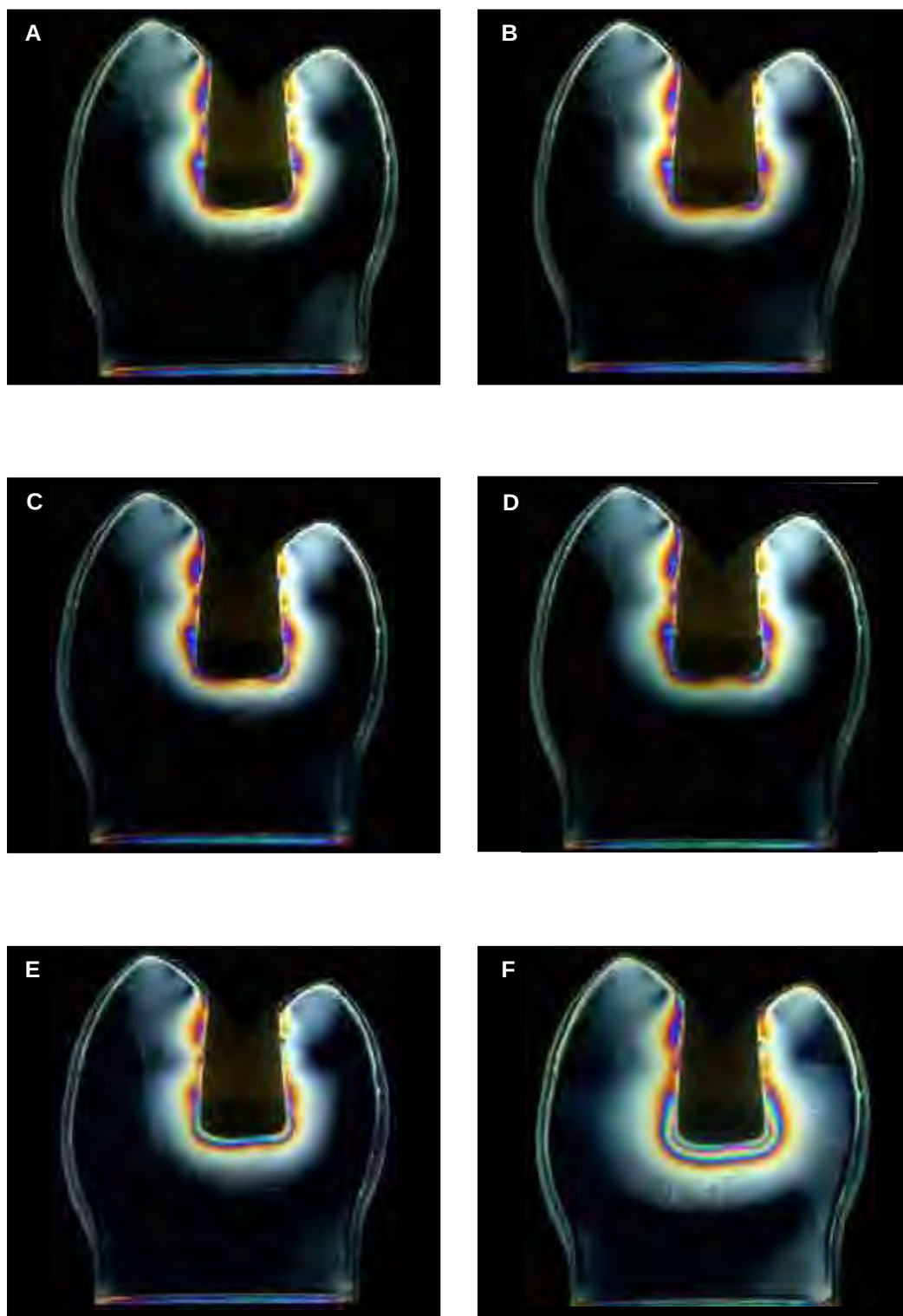


Figura 28: Grupo F4 – Imagens das franjas isocromáticas na cavidade restaurada com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE); A) Imediatamente após o término da restauração, B) 15 minutos, C) 30 minutos, D) 60 minutos, E) 8 horas e F) 48 horas depois.

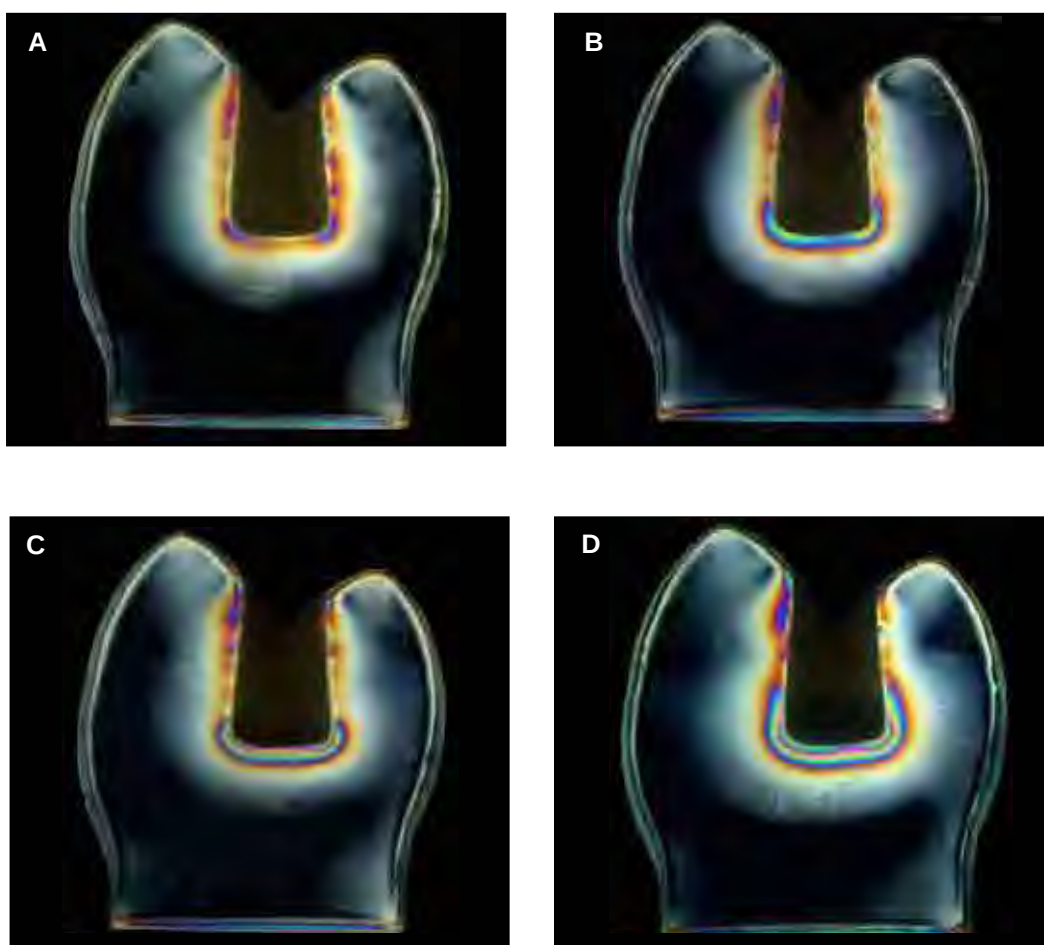


Figura 29: Franjas isocromáticas apresentando as tensões máximas verificadas na cavidade restaurada com as diferentes técnicas: A) Resina composta FiltekZ250 (3M ESPE), B) Resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com resina de baixa viscosidade FiltekFlow (3M ESPE), C) Resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) e D) Resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e base com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE).

Observando as imagens da Figura 25, verificou-se que as principais áreas de concentração de tensões no grupo F1 restaurado com resina composta FilteKZ250 (3M ESPE), localizaram-se no ângulo cavo superficial e nos ângulos internos da cavidade. Analisando comparativamente as Figuras 25 (de A a F), verificou-se que o campo de

tensões tornou-se estável em aproximadamente uma hora para a resina composta.

Nas imagens do grupo F2, restaurado com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com resina de baixa viscosidade FiltekFlow (3M ESPE), Figura 26, verificou-se áreas de concentração de tensões na região de ângulo cavo superficial e ângulos internos da cavidade, porém em níveis maiores que para o grupo F1. A estabilização do campo de tensões ocorreu em aproximadamente uma hora, semelhante ao grupo F1.

A partir da observação das Figuras 27 e 28 (de A a F), verificou-se que nos grupos F3 restaurado com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e forramento com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) e F4 restaurado com resina composta FiltekZ250 (3M ESPE) e base com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) ocorreu uma alta concentração de tensões na região de ângulos internos, paredes de fundo e paredes axiais da cavidade, com maiores níveis para o grupo F4. Analisando comparativamente as Figuras 27 e 28 (de A a F), verificou-se um aumento gradual do campo de tensões e a estabilização depois de 48 horas.

A Figura 29 (de A a D), apresenta os níveis máximos de tensões comparativamente para os quatro grupos, verificando-se os maiores níveis de tensão para o grupo F3 e F4, intermediários para o grupo F2 e menores para o grupo F1.

5.2 - Tensilometria

Na Tabela 10 e no Gráfico 6 são apresentados os valores médios de Tensão, obtidos nos três grupos experimentais.

Tabela 10: Valores máximos de tensão, dados em MPa, em cada amostra, geradas durante a contração de polimerização dos materiais restauradores (grupos T1, T2 e T3), média, desvio padrão e coeficiente de variação dos três grupos experimentais. (FOAr - UNESP - 2004)

Amostra	Grupos		
	T 1	T 2	T 3
1	2.85	4.03	8.46
2	2.86	3.94	7.81
3	2.84	3.86	7.66
4	2.86	4.03	7.94
5	2.8	4.08	8.06
6	2.86	4.07	8.69
7	2.88	3.96	8.85
Média	2.85	3.99	8.21
Desvio padrão	0.0249	0.0782	0.3032
Coeficiente de variação	0.6110	0.9332	4.764

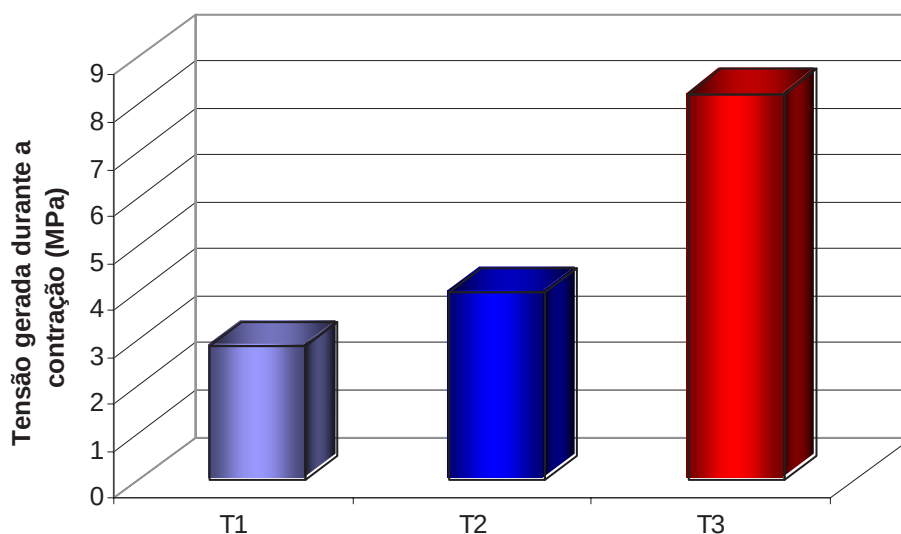


Gráfico 6: Valores médios de tensão gerados durante a contração de polimerização para os três grupos experimentais. (FOAr - UNESP - 2004)

Os dados constantes na Tabela 10 apresentaram valores com distribuição normal e homogênea. Inicialmente foi aplicada a análise de variância ANOVA, em fator único ($p < 0,05$), verificando que existia diferença significativa entre os grupos analisados (Tabela 11).

Tabela 11 –Análise de Variância para os valores de tensões geradas durante a contração de polimerização no Ensaio de Tensilometria ($p < 0,05$). (FOAr - UNESP - 2004)

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F calculado	Pr _F c
grupo	2	111.539086	55.769543	771.024	0.000
posição	18	1.301971	0.072332		
Total corrigido	20	112.841057			

CV (%) = 5.36

Média geral: 5.0185714

Número de observações: 21

Para identificar entre quais grupos ocorria tal diferença foi aplicado Teste de Tukey ($p < 0,05$), apresentado na Tabela 12.

Tabela 12 - Teste de Tukey para a fonte de variação grupo. (FOAr - UNESP - 2004)

Grupos	Médias	Categoria Estatística Tukey ($p < 0.05$)*
T1	2.850000	A
T2	3.995714	B
T3	8.210000	C

Letras diferentes indicam valores estatisticamente diferentes

As múltiplas comparações revelaram que houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos avaliados, sendo que os níveis médios de tensão foram na sequência: grupo T1 < grupo T2 < grupo T3 ($p < 0,001$). A partir da análise estatística dos resultados, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos estudados. O grupo T1- resina composta Z250 (3M ESPE) apresentou os menores valores de tensão 2,78MPa, seguida pelo grupo T2 - resina de baixa viscosidade Filteklow (3M ESPE) com valores intermediários de 3,99MPa e os maiores níveis de tensão foram verificados para o grupo T3 - ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) com 8,21MPa.

O Gráfico 7, apresenta as curvas (Força X Tempo) para os três grupos experimentais, registradas durante os primeiros 15 minutos da reação de polimerização, iniciando simultaneamente com a ativação da luz fotopolimerizadora.

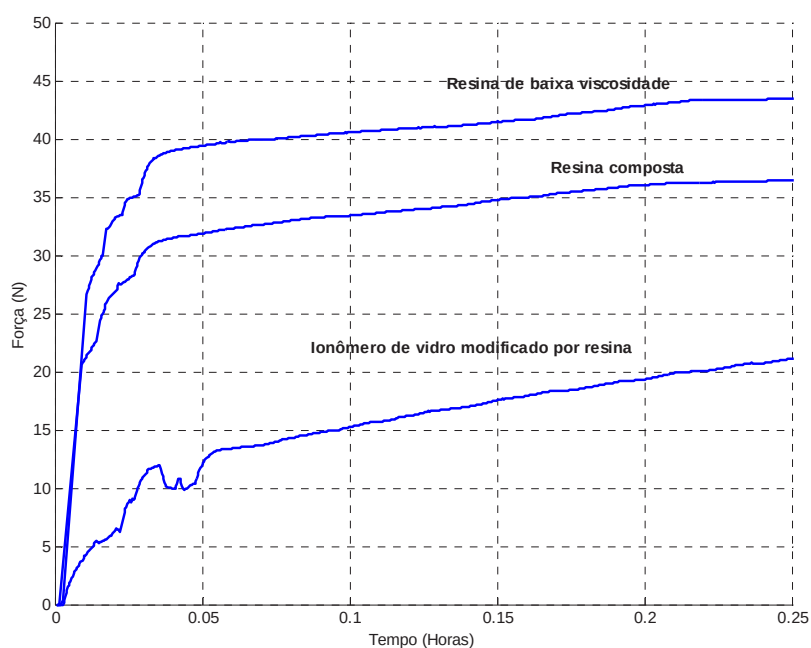


Gráfico 7: Curvas (Força X Tempo), geradas nos primeiros 15 minutos da reação de polimerização para os três grupos experimentais. (FOAr - UNESP - 2004)

A partir da análise do Gráfico 7, verificou-se que nos primeiros quinze minutos da reação de polimerização, a curva (Força X Tempo), apresentou-se ascendente para todos os grupos. Nesta fase da reação, os níveis de força gerados pela contração de polimerização no grupo T 3 - ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), foram menores, comparado aos grupos T 1 - resina composta Z250 (3M ESPE) que apresentou níveis intermediários e ao grupo T 2 -

resina de baixa viscosidade FiltekFlow (3M ESPE) com os maiores níveis de força.

Observando os 120 segundos iniciais, verificou-se uma descontinuidade na curva (Força X Tempo) nos três grupos experimentais, no momento do desligamento da unidade fotopolimerizadora.

O Gráfico 8, apresenta as curvas (Força X Tempo) para os três grupos experimentais, registradas durante duas horas da reação de polimerização, iniciando simultaneamente com a ativação da luz fotopolimerizadora.

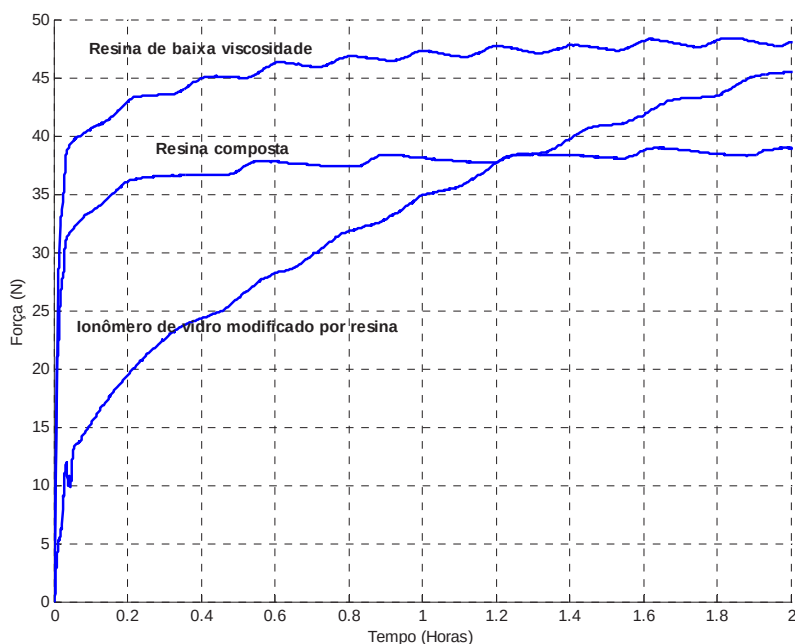


Gráfico 8: Curvas (Força X Tempo), geradas durante duas horas do início da reação de polimerização para os três grupos experimentais. (FOAr - UNESP - 2004)

A partir da análise do Gráfico 8, verificou-se que depois em aproximadamente trinta minutos a curva (Força X Tempo) apresentou-

se estável nos grupos T 1 - resina composta Z250 (3M ESPE) e T 2 - resina de baixa viscosidade FiltekFlow (3M ESPE) e acedente no grupo T 3 - ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE).

O Gráfico 9, apresenta a curva (Força X Tempo) para os três grupos experimentais até o momento da completa estabilização das forças geradas pela contração de polimerização dos materiais.

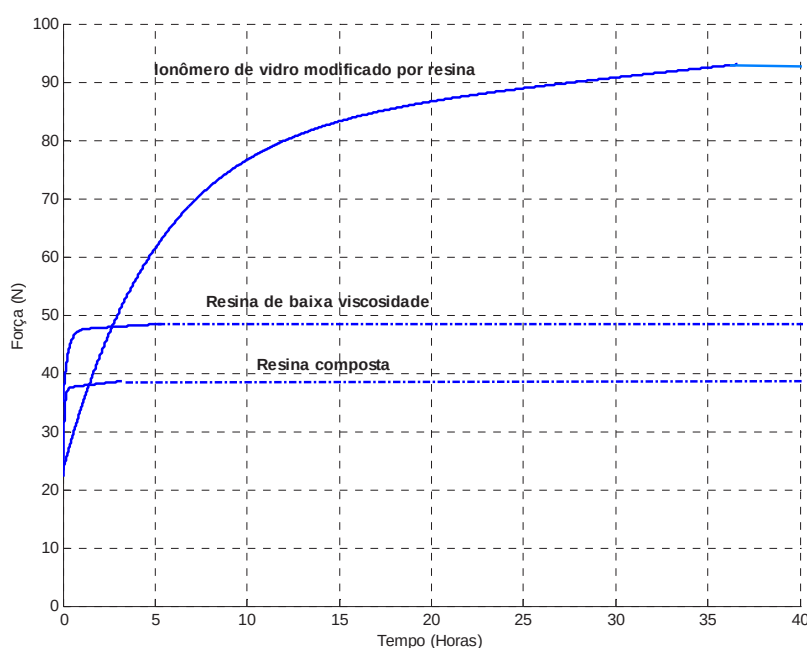


Gráfico 9: Curvas (Força X Tempo), geradas desde o início da reação de polimerização até a completa estabilização das forças, nos três grupos experimentais. (FOAr - UNESP - 2004)

No Gráfico 9, verificou-se que as forças geradas pela contração de polimerização no grupo T3 - ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), foram aumentando lentamente durante aproximadamente 35 horas, até a estabilização em aproximadamente 40 horas.

5.3 – Método dos Elementos Finitos

Depois da realização dos cálculos e processamento dos dados, foram obtidos os campos de tensões, resultantes da contração de polimerização e da contração de polimerização conjugada à aplicação de cargas.

Para análise dos resultados foi estabelecido um critério de análise de falha, capaz de possibilitar a interpretação dos valores numéricos de tensão obtidos no Método dos Elementos Finitos. Para estabelecer este critério de análise, levou-se em consideração o principal fator responsável por falhas em restaurações diretas de resina composta: falha de adesão na interface dente/material restaurador.^{14,17,22,23,28,58,77,95,114,116} Desta forma a interface dente/adesivo foi selecionada por apresentar-se como o local crítico susceptível à ruptura de adesão. Em seguida uma análise das Tensões Normal (σ_n) e Tangencial (σ_t), foi realizada. A Figura 30 apresenta a representação espacial das tensões na interface adesiva.⁷

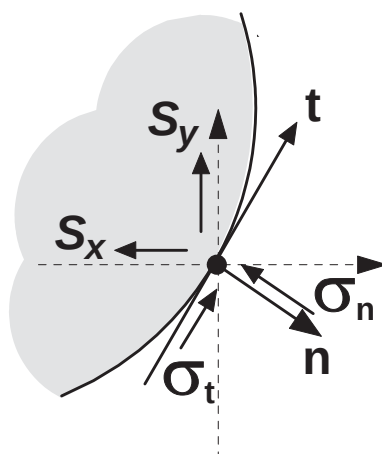


Figura 30: Representação das Tensões Tangencial (σ_t) e Normal (σ_n) na interface adesiva.

A Tensão Tangencial (σ_t), está relacionada à resistência adesiva ao cisalhamento na interface. A Tensão Normal (σ_n), perpendicular à interface, está relacionada com a resistência adesiva à tração e compressão na interface.^{6,56,114,115} Assim, quando os valores de Tensão Normal (σ_n), apresentaram-se positivos as tensões exercem tração na interface adesiva e quando apresentaram-se negativos as tensões exercem a compressão na interface adesiva.^{6,56,114,115}

A Tensão de von Mises (σ_e), ou Tensão segundo o critério de von Mises, apresenta o estado biaxial de tensões condensado em um único valor e está relacionado ao risco de fratura⁷ na interface adesiva, justificando sua inclusão na análise. É importante destacar que a perda da integridade adesiva pode ser determinada pela combinação de todas as tensões e suas componentes agindo conjuntamente.⁷

A Figura 31 (de A a D) apresenta a distribuição de tensão de von Mises (σ_e) nos quatro modelos, geradas pela contração de polimerização.

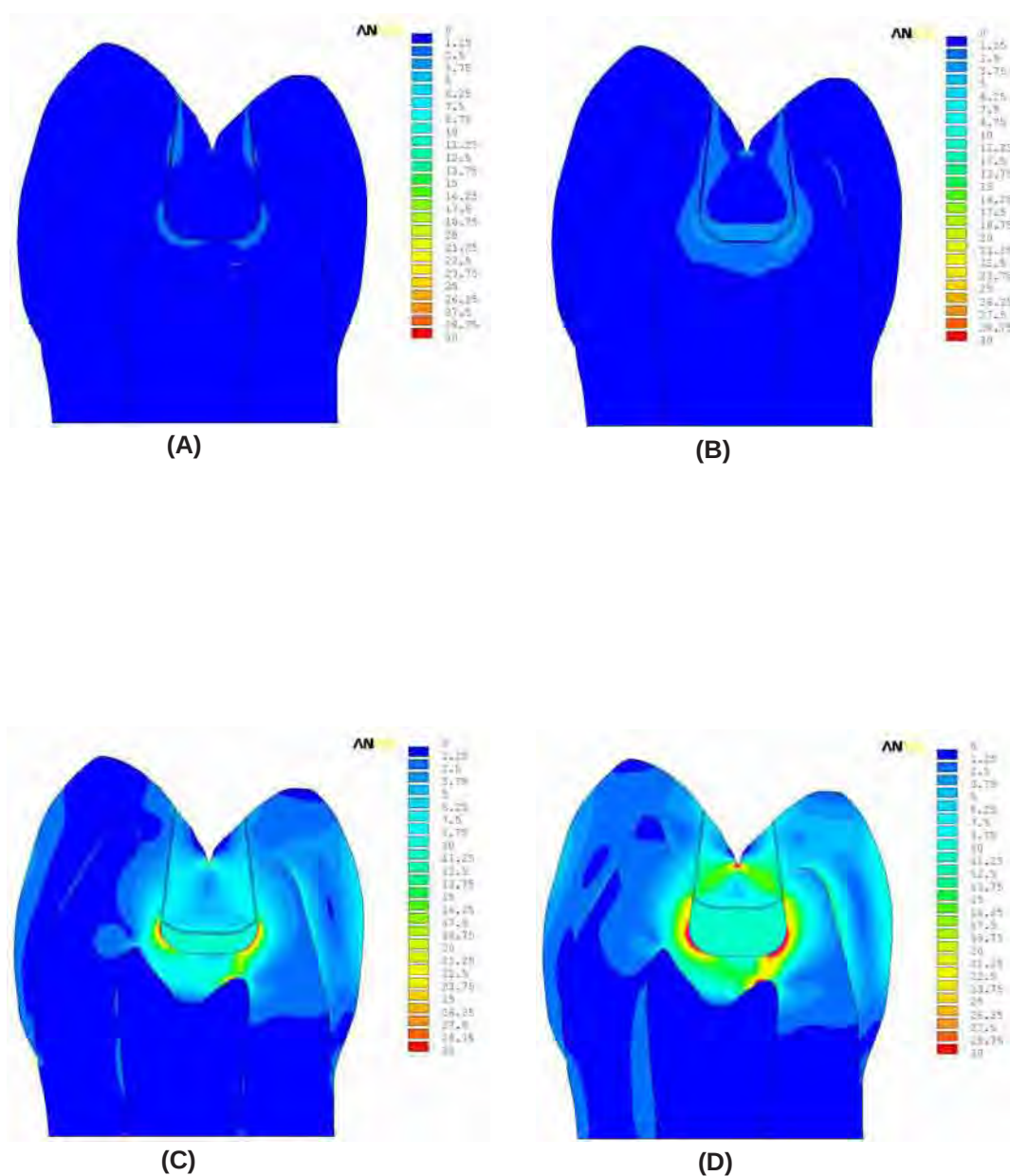


Figura 31: Tensão de von Mises (σ_e) gerada pela contração de polimerização dos materiais restauradores nos modelos: A) E2 –Resina composta; B) E3 –Resina composta +forramento com resina de baixa viscosidade; C) E4 –Resina composta + forramento com ionômero de vidro modificado por resina e D) E5 –Resina composta +base com ionômero de vidro modificado por resina. (FOAr - UNESP - 2004)

Analisando as imagens da Figura 31 verificou-se que as principais áreas de concentração de tensão de von Mises (σ_e) durante a contração de polimerização localizaram-se no ângulo cavo superficial e nos ângulos internos da cavidade, nos modelos E2 e E3. Para os modelos E4 e E5 as áreas de concentração de tensão de von Mises (σ_e), localizaram-se principalmente nos ângulos internos e paredes axiais da cavidade.

Para determinar os valores numéricos de tensão ao longo da interface dente/adesivo, foram selecionados todos os nós da interface. A partir dos valores de Tensão de von Mises (σ_e), Tensão Tangencial (σ_t) e Tensão Normal (σ_n) obtidos em cada nó, foram confeccionados os Gráficos 10, 11, 12 e 13 e Figuras 32, 33, 34 e 35, referentes à cada modelo experimental.

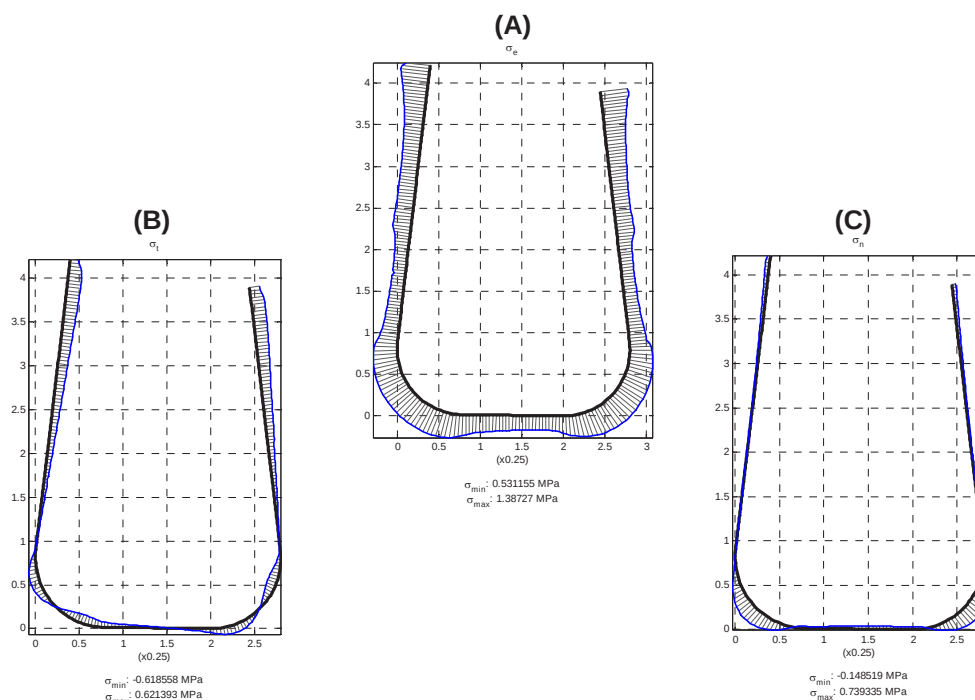


Figura 32: Tensões geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E2 - restaurado com resina composta. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

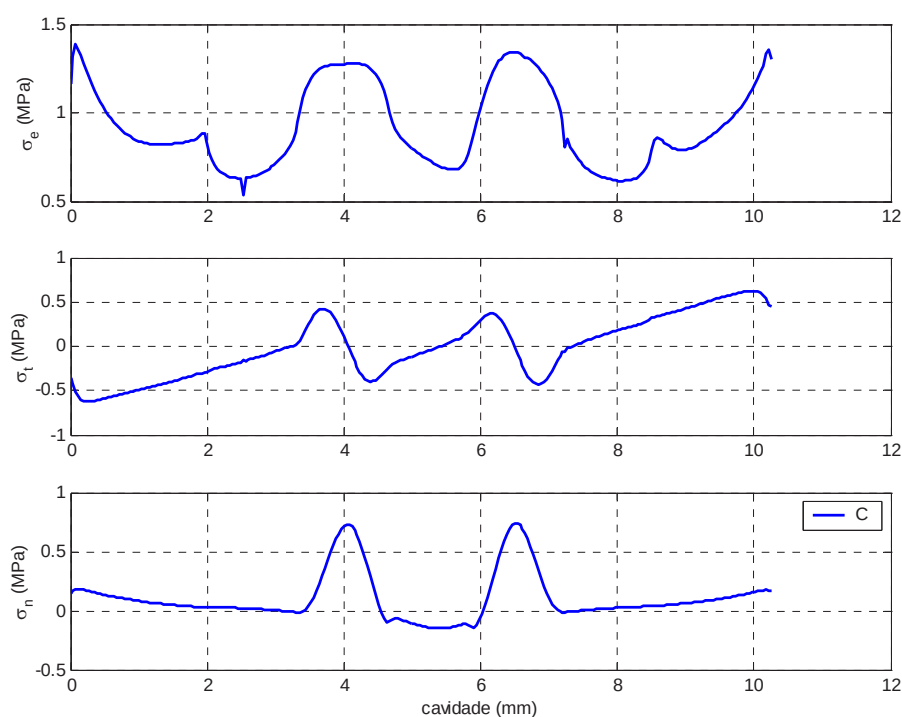


Gráfico 10: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E2 - restaurado com resina composta. (FOAr - UNESP - 2004)

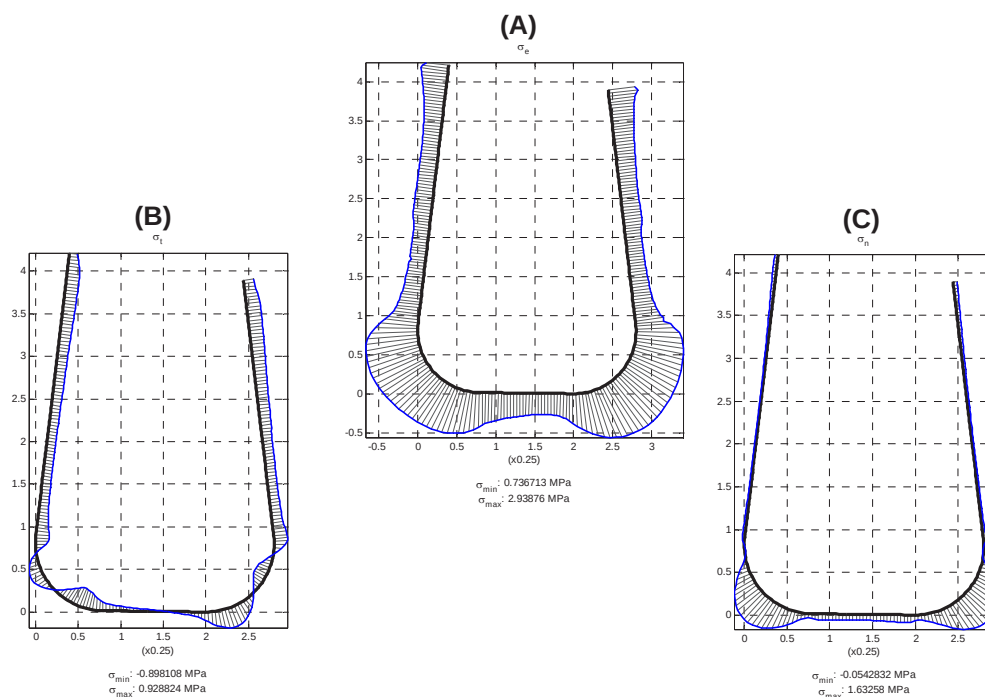


Figura 33: Tensões geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E3 - restaurado com resina composta e forramento com resina de baixa viscosidade. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

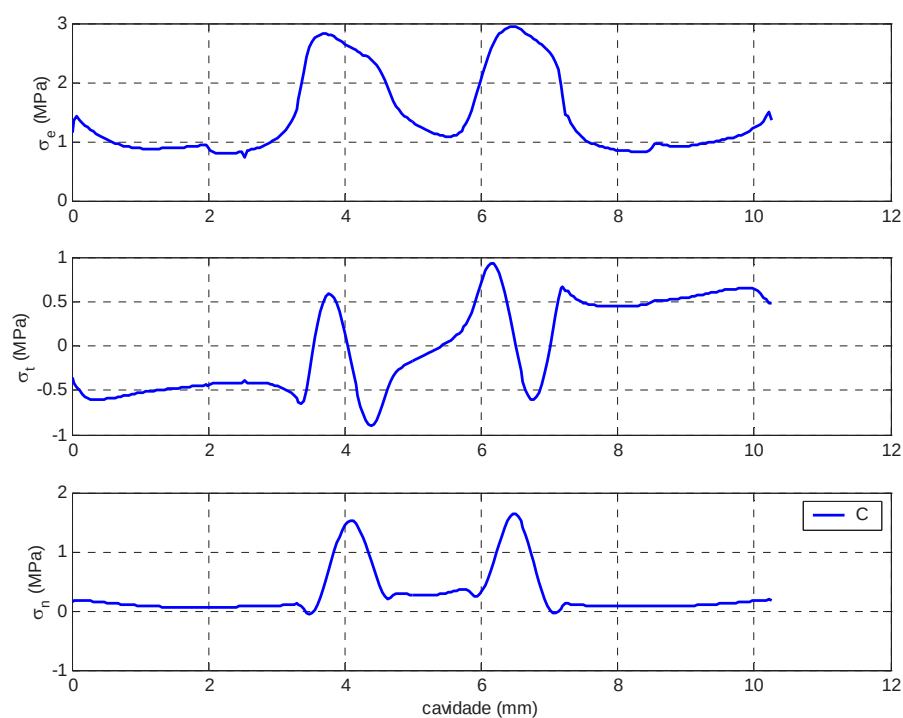


Gráfico 11: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E3 - restaurado com resina composta e forramento com resina de baixa viscosidade. (FOAr - UNESP - 2004)

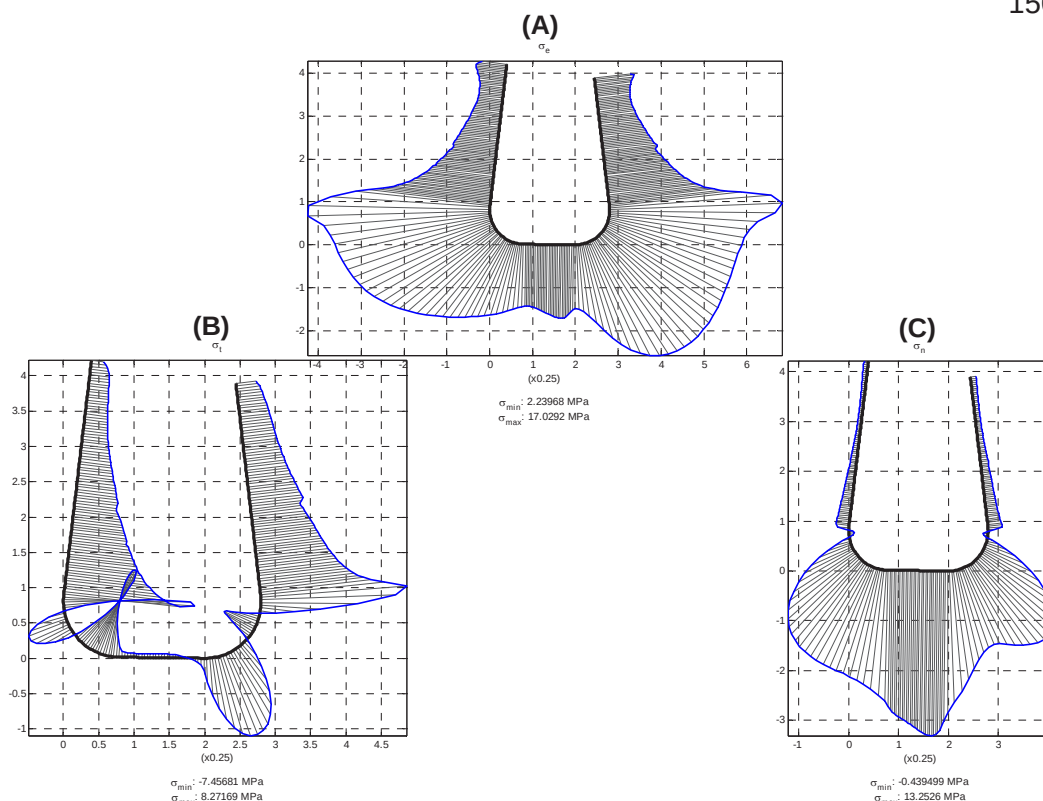


Figura 34: Tensões geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E4 - restaurado com resina composta e forramento com ionômero de vidro modificado por resina. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

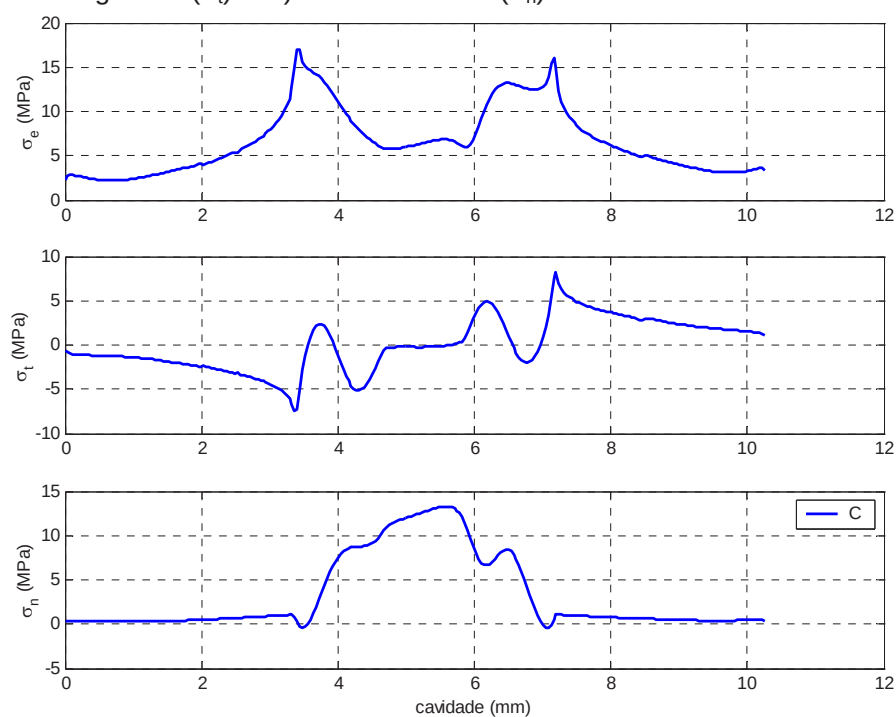


Gráfico 12: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E4 - restaurado com resina composta e forramento com ionômero de vidro modificado por resina. (FOAr - UNESP - 2004)

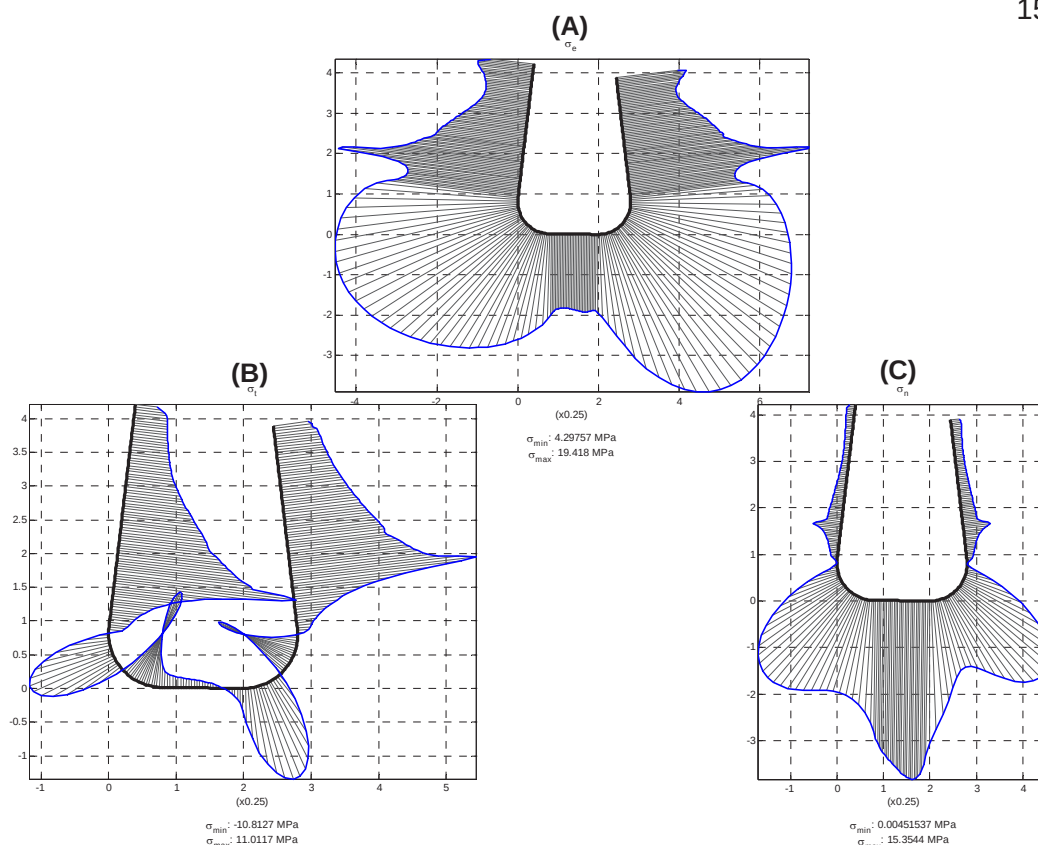


Figura 35: Tensões geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E5 - restaurado com resina composta e base com com ionômero de vidro modificado por resina. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

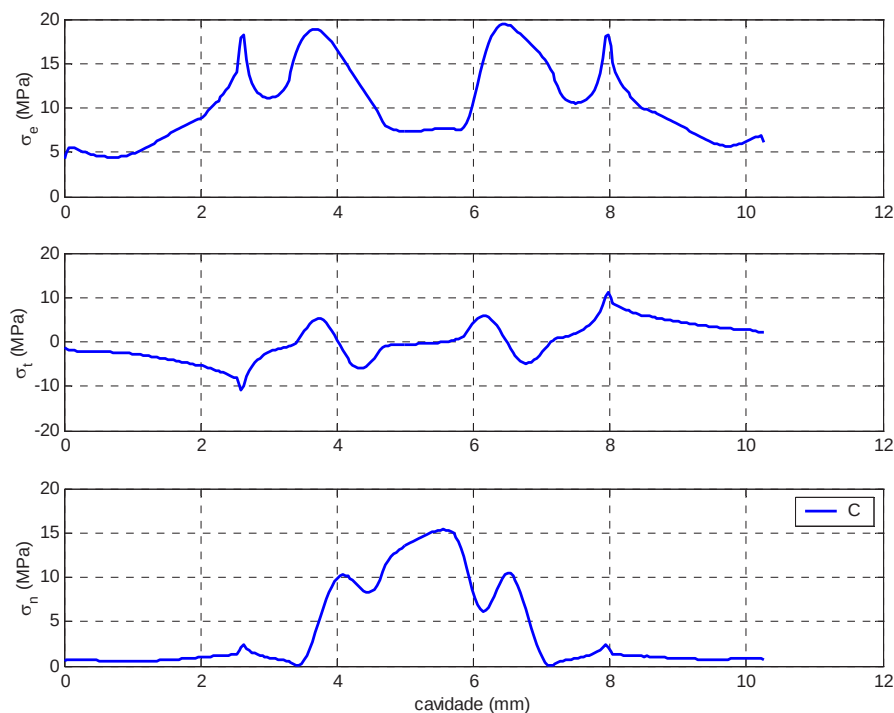


Gráfico 13: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva do modelo E5 - restaurado com resina composta e base com ionômero de vidro modificado por resina. (FOAr - UNESP - 2004)

A partir da análise das Figuras 32 e 33 e Gráficos 10 e 11, verificou-se que os modelos E2 e E3 apresentaram maiores níveis de Tensão de von Mises (σ_e), Tangencial (σ_t) e Normal (σ_n) nas regiões correspondentes aos ângulos internos da cavidade e ângulo cavo superficial. O modelo E3 apresentou maiores níveis de tensões que o modelo E2 ao longo de toda interface. Para o modelo E2, os níveis máximos de Tensão de von Mises (σ_e) foram de 1,5 MPa, Tangencial (σ_t) de 0,6 MPa e Normal (σ_n) 0,8MPa. Para o modelo E3 os níveis máximos de Tensão de von Mises (σ_e), Tangencial (σ_t) e Normal (σ_n) foram de 2,9 MPa, 1,0 MPa e 1,8 MPa, respectivamente. Nos modelos E4 e E5, apresentados nas Figuras 34 e 35 e Gráficos 12 e 13, verificou-se maior concentração nas regiões correspondentes aos ângulos internos e paredes de fundo da cavidade, quando comparado aos modelos E2 e E3. Para o modelo E4, os níveis máximos de Tensão de von Mises (σ_e) foram de 17,0 MPa, Tangencial (σ_t) de 9,0 MPa e Normal (σ_n) 13,0 MPa. Para o modelo E5 os níveis máximos de Tensão de von Mises (σ_e), Tangencial (σ_t) e Normal (σ_n) foram de 19,0 MPa, 10,0 MPa e 15,0 MPa, respectivamente. Em todos os modelos a Tensão Normal (σ_n) apresentou valores predominantemente positivos, demonstrando que a contração de polimerização gerou tensões de tração na interface adesiva. A Figura 36 e Gráfico 14, apresentam as tensão de von Mises (σ_e), Tangencial (σ_t) e Normal (σ_n) comparativamente, para os quatro modelos estudados.

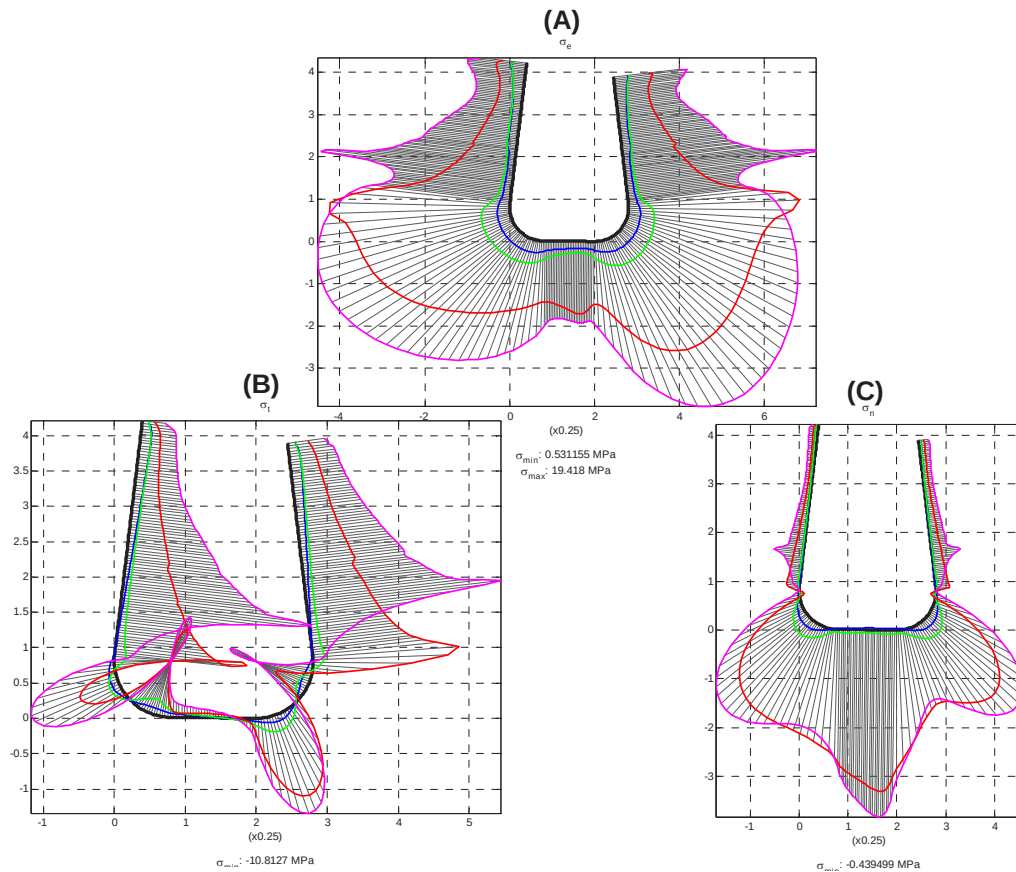


Figura 36: Tensões geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva nos modelos E2, E3, E4 e E5. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

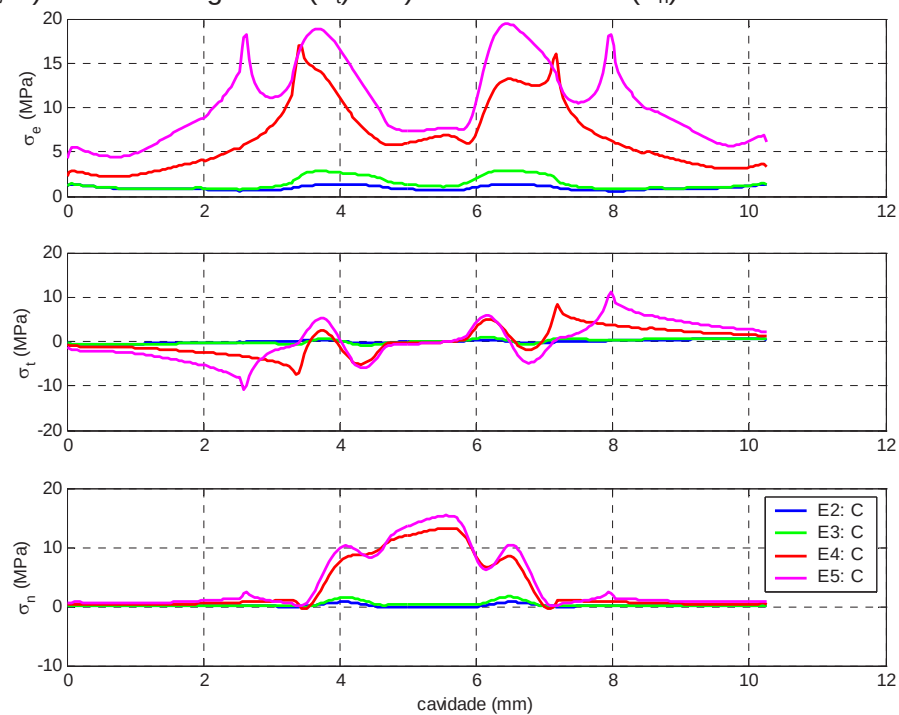


Gráfico 14: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração de polimerização ao longo da interface adesiva nos modelos E2, E3, E4 e E5. (FOAr - UNESP - 2004)

A Figura 37 apresenta a variação horizontal da distância entre as cúspides causada pela contração de polimerização, nos modelos estudados.

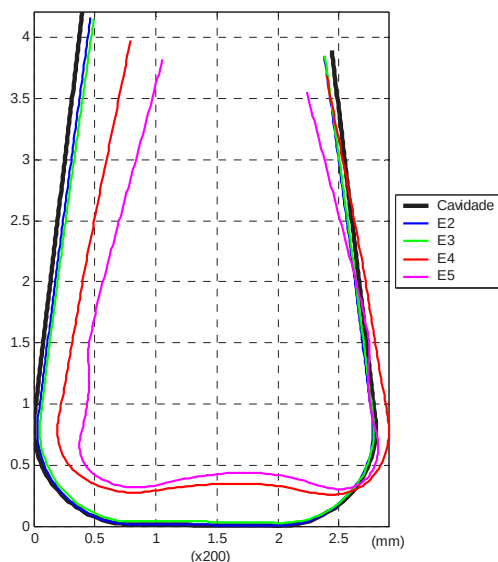


Figura 37: Variação horizontal da distância entre as cúspides causada pela contração de polimerização nos quatro modelos, comparados à cavidade não restaurada.

A Tabela 13 apresenta a medida (μm) do deslocamento horizontal das cúspides, demonstrando que houve uma maior deformação horizontal para os modelos E4 e E5 comparados aos modelos E2 e E3, durante a contração de polimerização.

Tabela 13: Medida da variação da distância entre as cúspides causada pela contração de polimerização nos modelos E2, E3, E4 e E5. (FOAr - UNESP - 2004)

Modelo	Distância entre as cúspides(μm)
E2	0,64867
E3	0,75186
E4	2,19102
E5	4,28848

A Figura 38 apresenta as Tensão de von Mises (σ_e) no dente hígido após aplicação de cargas.

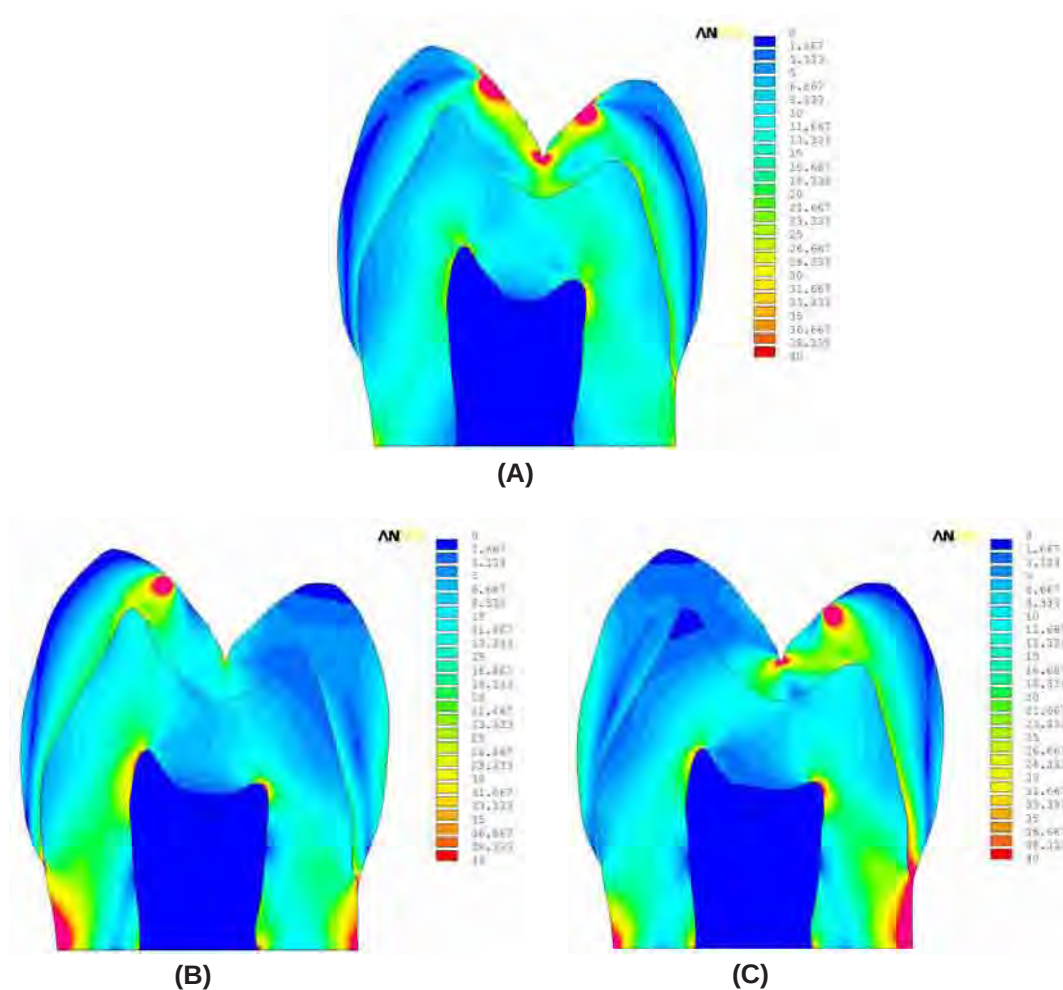


Figura 38: Tensão de von Mises (σ_e) no modelo do dente hígido geradas pela aplicação de cargas: A) F1; B) F2 e C) F3.

O dente hígido apresentou distribuição de Tensão de von Mises (σ_e) uniforme para o tipo de carga F1 e concentração de tensões na região cervical palatina e vestibular quando aplicada a carga F2 e F3.

A Figura 39 (de A a D) apresentam as Tensão de von Mises (σ_e) geradas pela contração de polimerização somada à aplicação de cargas nos quatro modelos.

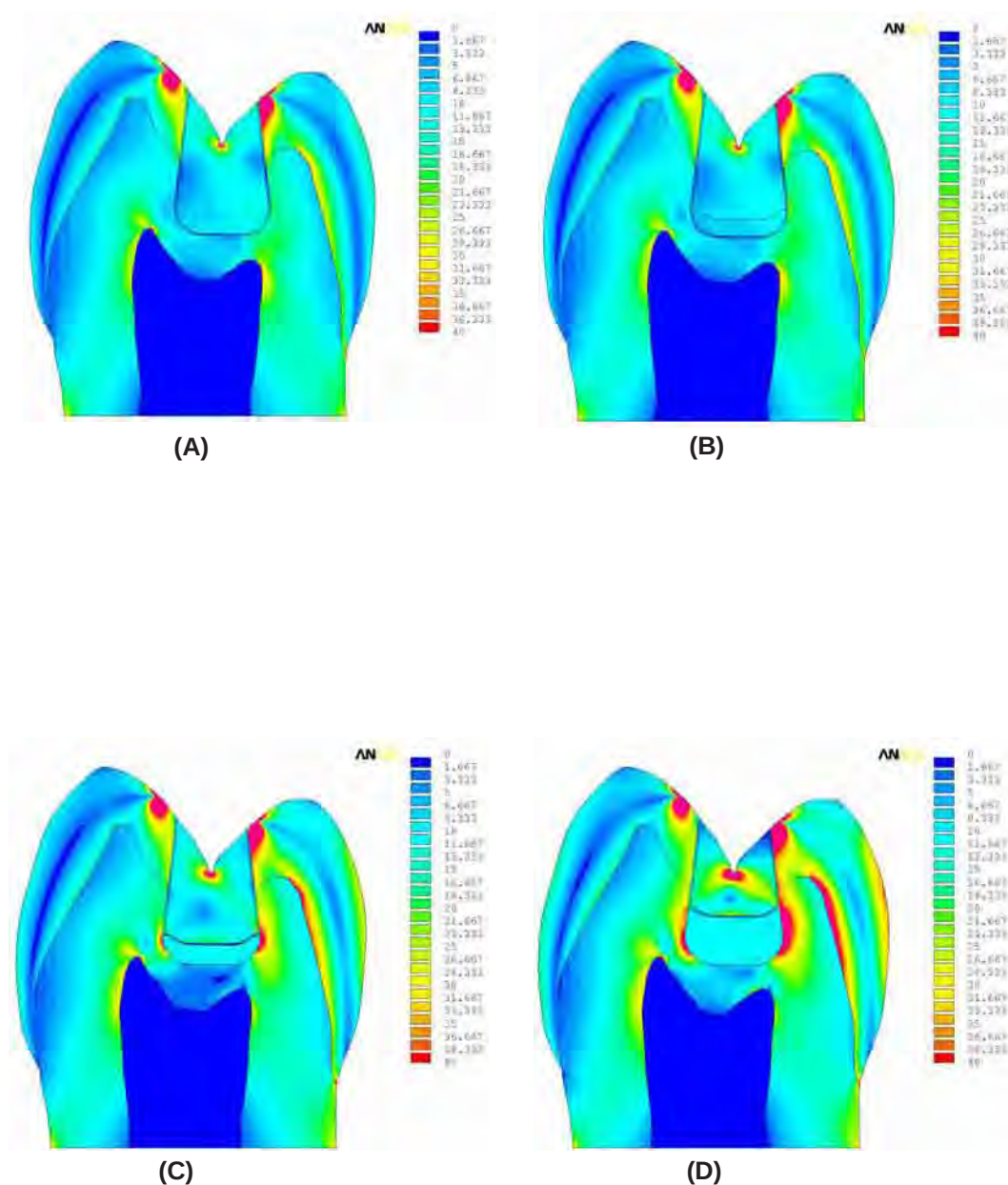


Figura 39: Tensão de von Mises (σ_e) gerada pela contração de polimerização dos materiais restauradores e aplicação de carga F1 nos modelos: A) E2 – Resina composta; B) E3 – Resina composta + forramento com resina de baixa viscosidade; C) E4 – Resina composta + forramento com ionômero de vidro modificado por resina e D) E5 – Resina composta + base com ionômero de vidro modificado por resina.

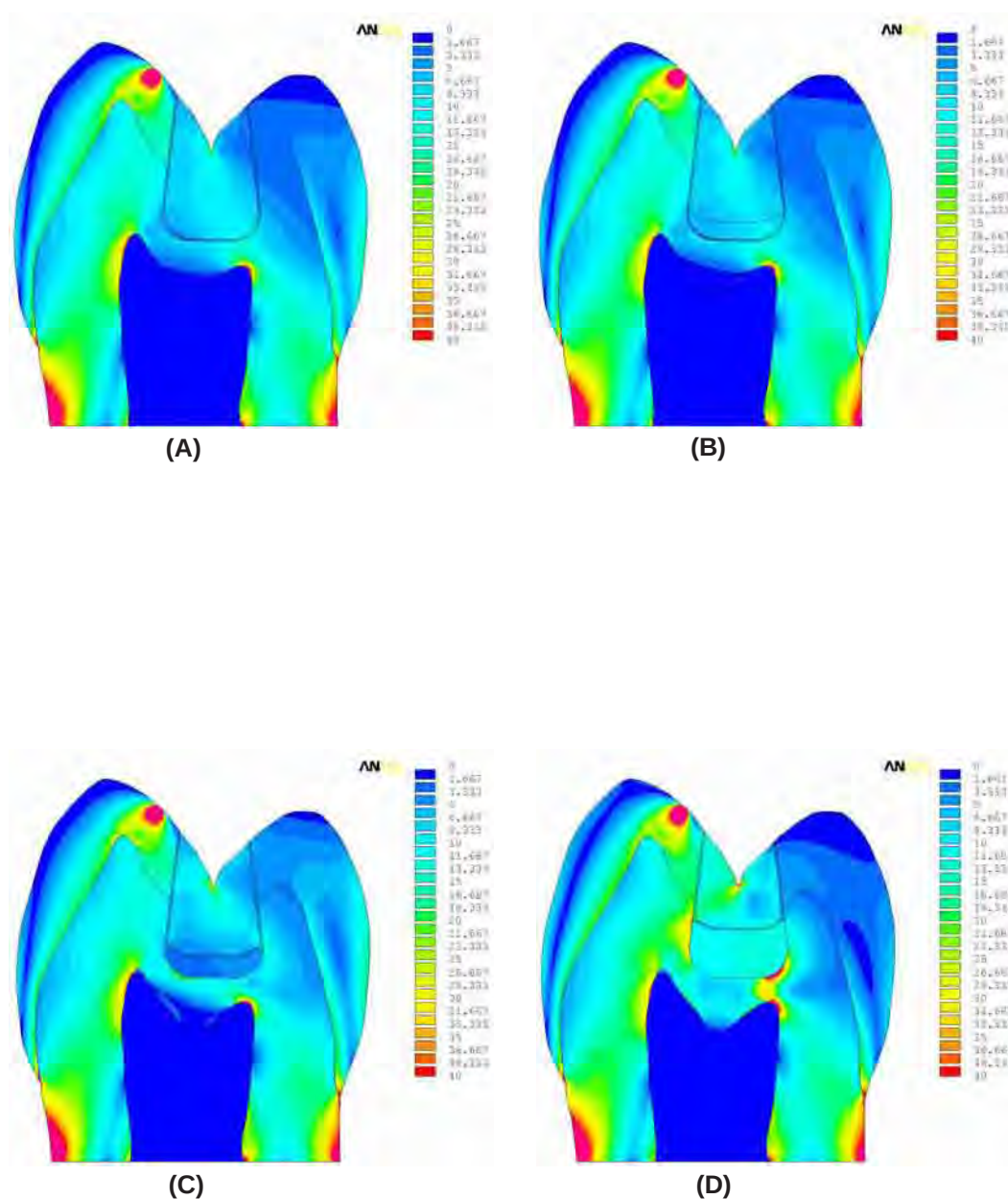


Figura 40: Tensão de von Mises (σ_e) gerada pela contração de polimerização dos materiais restauradores e aplicação de carga F2 nos modelos: A) E2 –Resina composta; B) E3 –Resina composta +forramento com resina de baixa viscosidade; C) E4 –Resina composta +forramento com ionômero de vidro modificado por resina e D) E5 –Resina composta +base com ionômero de vidro modificado por resina.

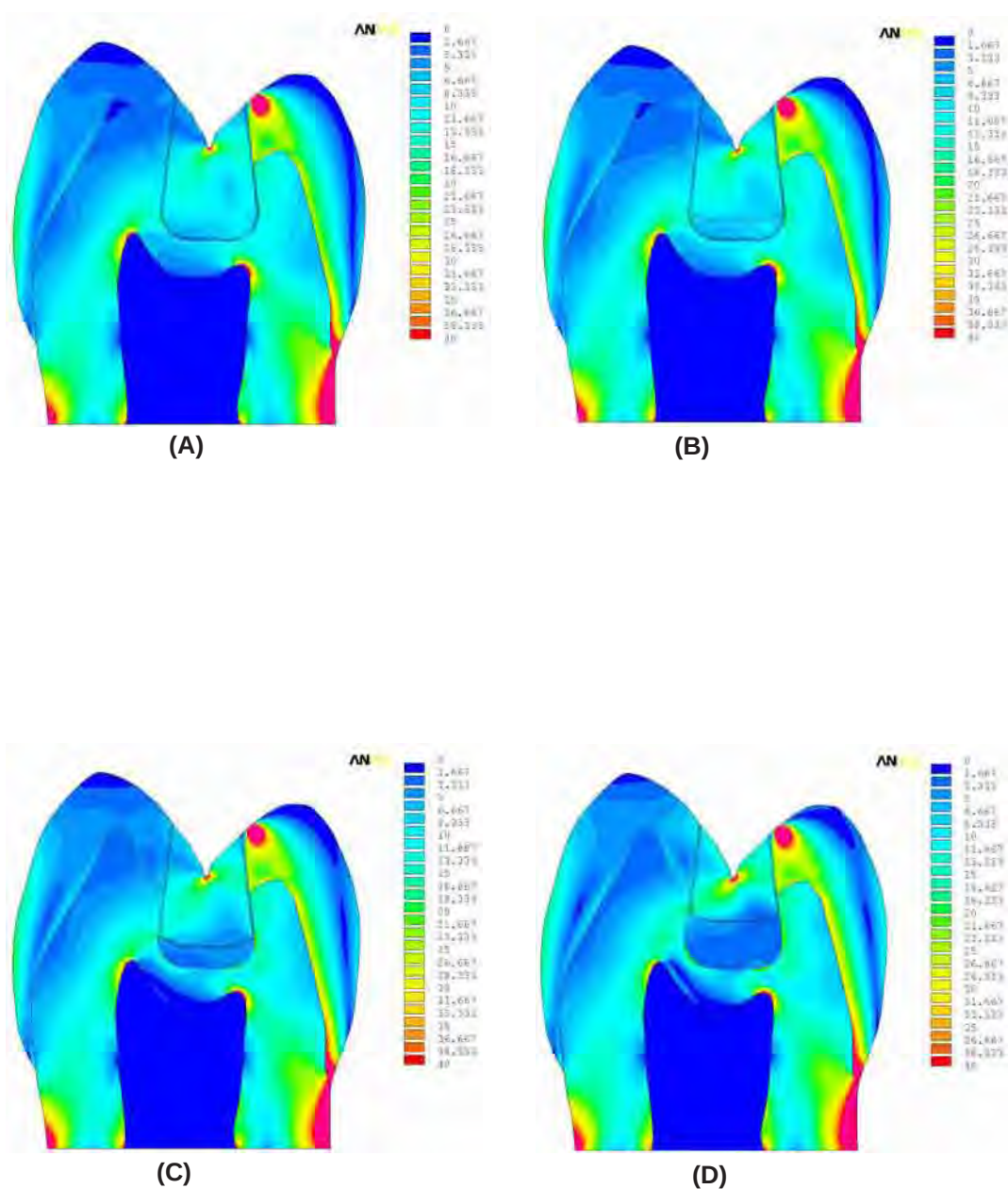


Figura 41: Tensão de von Mises (σ_e) gerada pela contração de polimerização dos materiais restauradores e aplicação de carga F3 nos modelos: A) E2 –~~Resina~~ composta; B) E3 –~~Resina~~ composta +forramento com resina de baixa viscosidade; C) E4 –~~Resina~~ composta +forramento com ionômero de vidro modificado por resina e D) E5 –~~Resina~~ composta +base com ionômero de vidro modificado por resina.

Para uma análise detalhada dos valores numéricos de Tensão ao longo da interface dente/adesivo, gerados pela contração de polimerização somada à aplicação dos diferentes tipos de carga, foram seleccionados todos os nós na interface. A partir dos valores de Tensão de von Mises (σ_e), Tensão Tangencial (σ_t) e Tensão Normal (σ_n) em cada nó, foram confeccionados os Gráficos 15, 16, 17 e 18 e Figuras 42, 43, 44 e 45 para cada modelo.

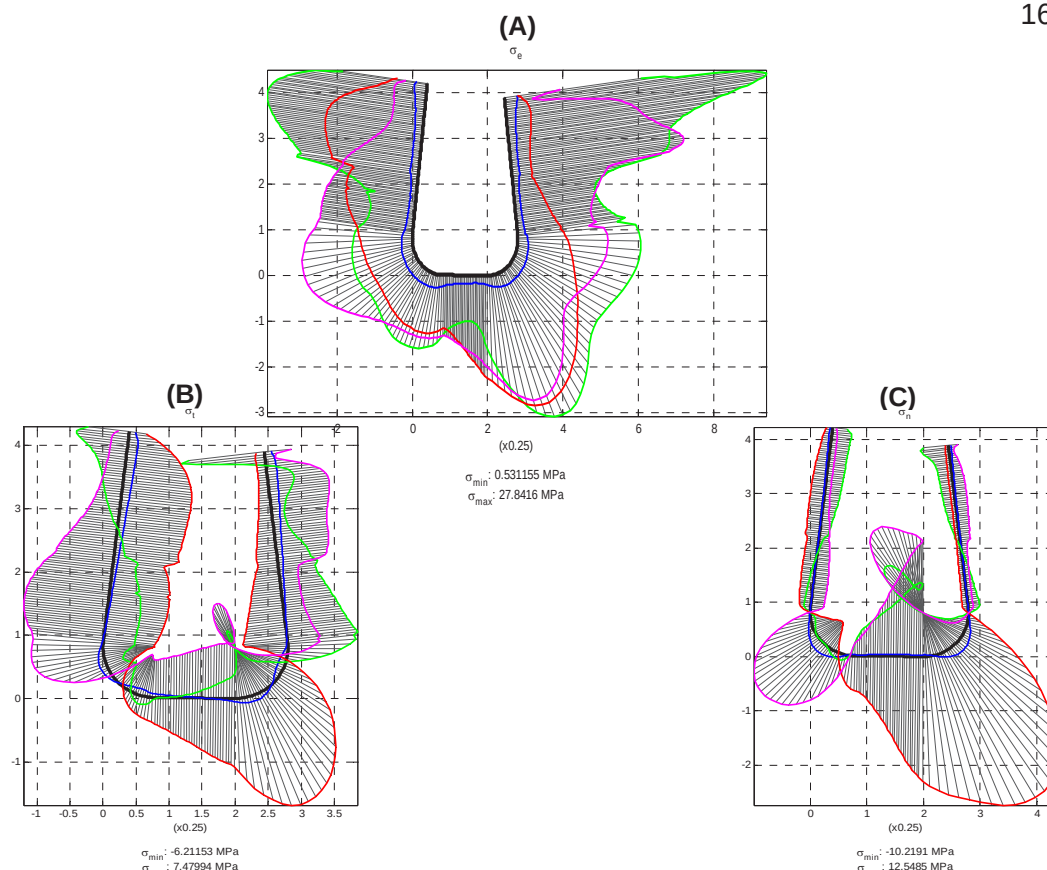


Figura 42: Tensões geradas durante a contração e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E2 - restaurado com resina composta: A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

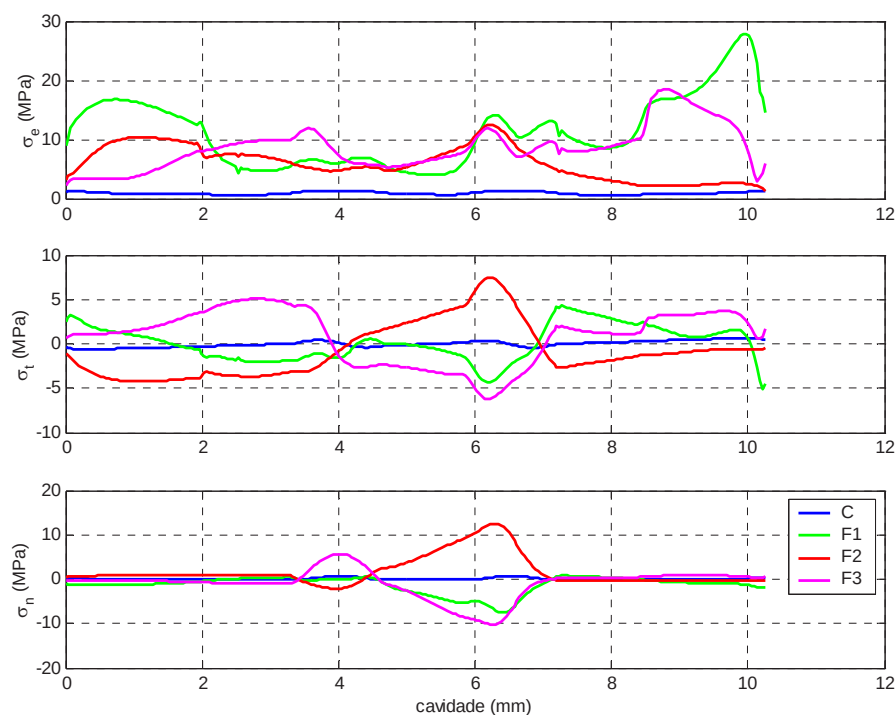


Gráfico 15: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração (C) e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E2 - restaurado com resina composta. (FOAr - UNESP - 2004)

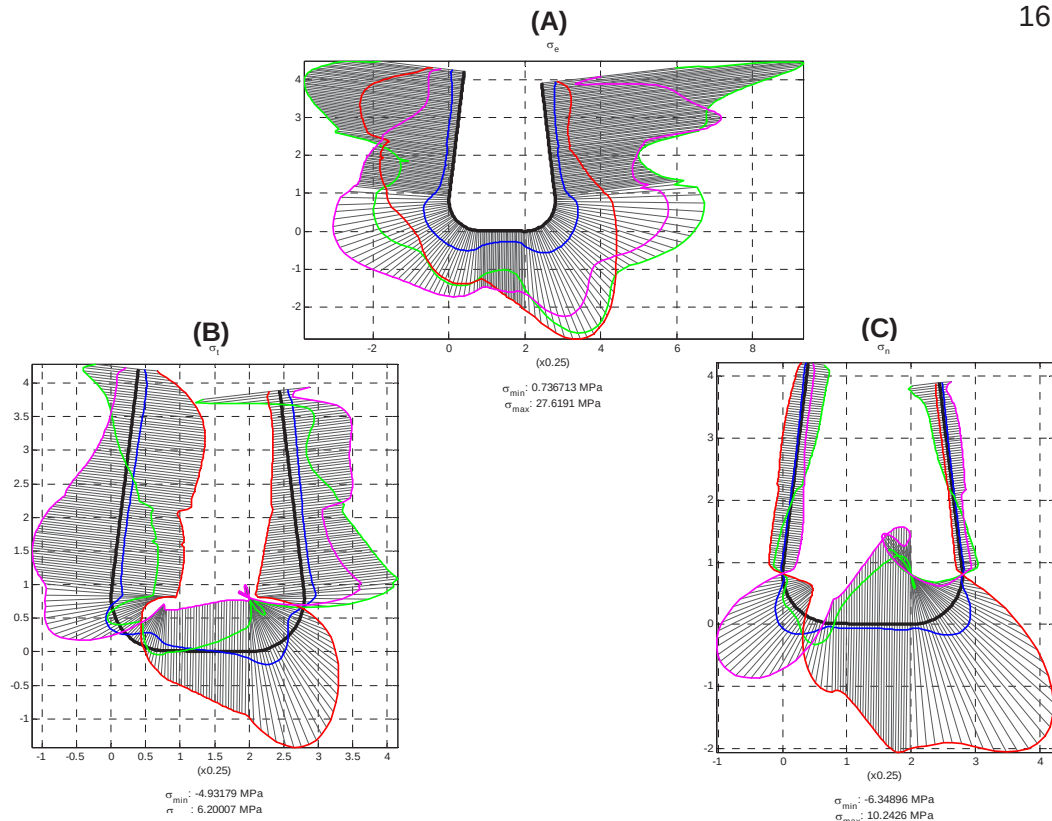


Figura 43: Tensões geradas durante a contração e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E3 - restaurado com resina composta e forramento com resina de baixa viscosidade. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

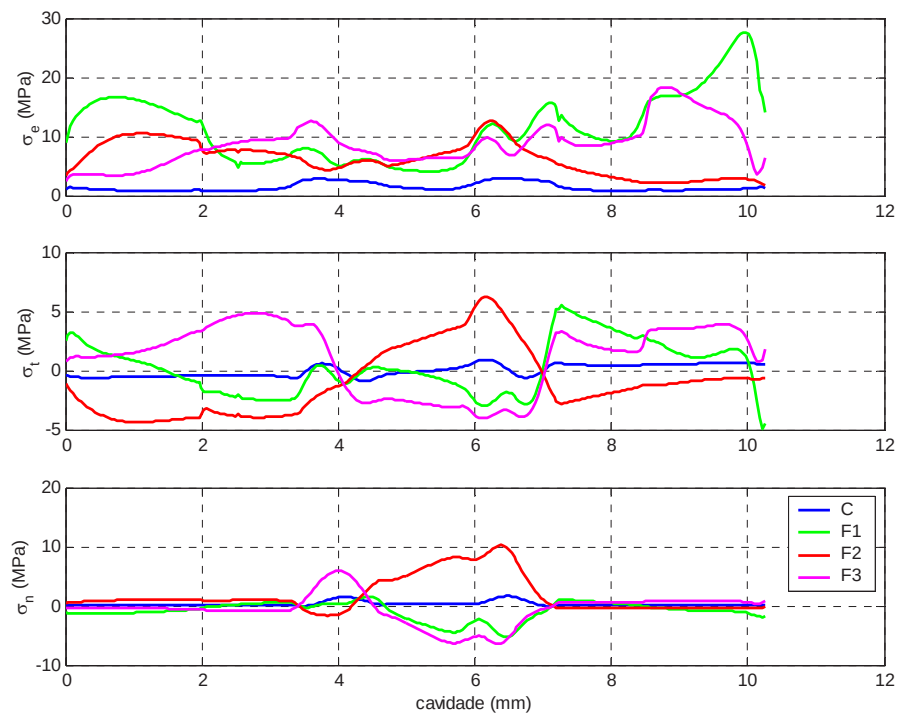


Gráfico 16: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração (C) e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E3 - restaurado com resina composta e forramento com resina de baixa viscosidade. (FOAr - UNESP - 2004)

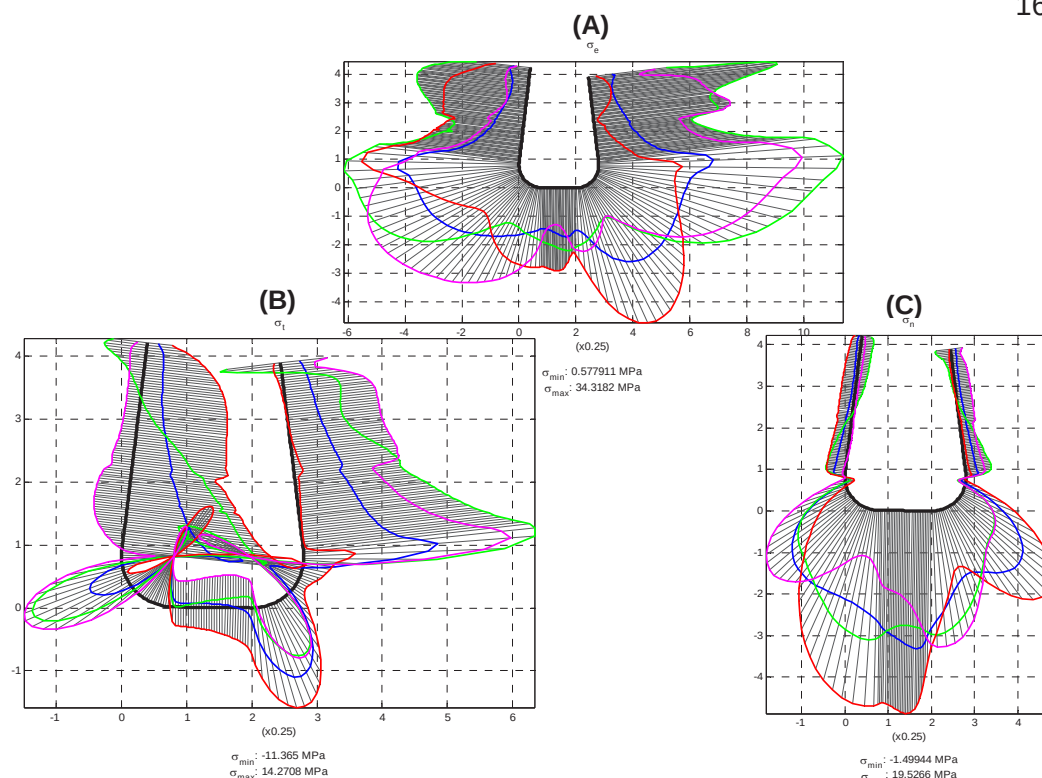


Figura 44: Tensões geradas durante a contração e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E4 - restaurado com resina composta +forramento com ionômero o de vidro modificado por resina. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

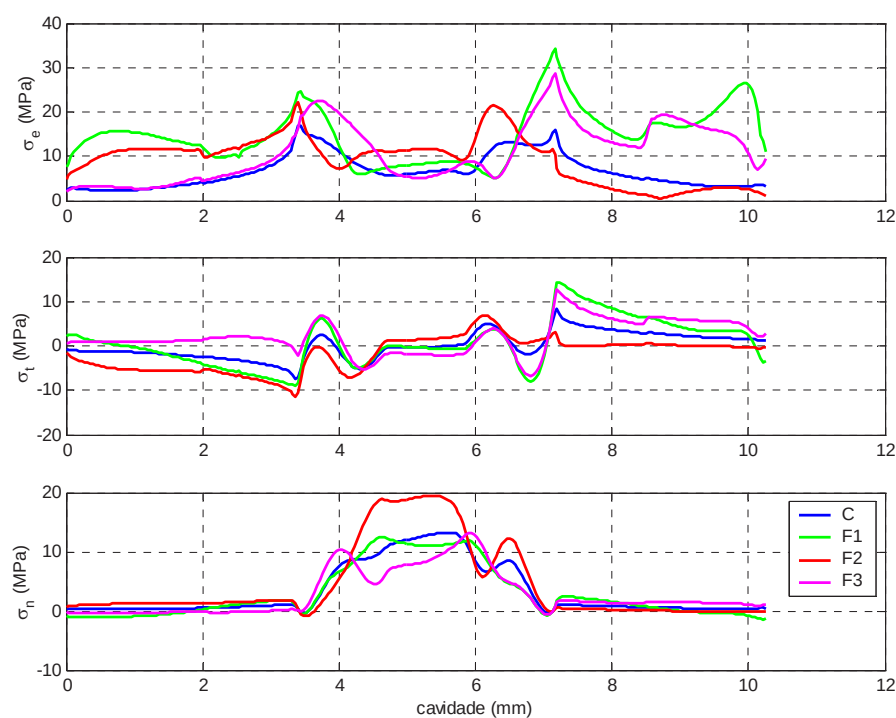


Gráfico 17: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração (C) e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E4 - restaurado com resina composta +forramento com ionômero de vidro modificado por resina. (FOAr - UNESP - 2004)

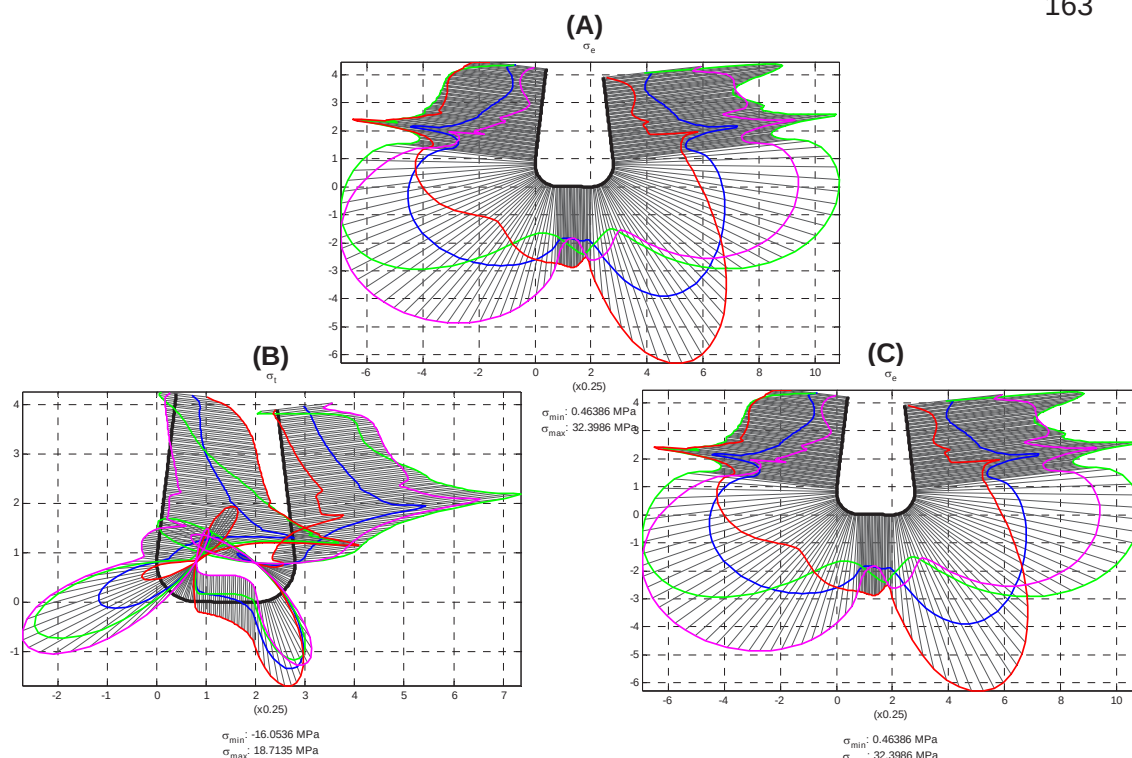


Figura 45: Tensões geradas durante a contração e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E5 - restaurado com resina composta base com ionômero de vidro modificado por resina. A) Tensão de von Mises (σ_e); B) Tensão Tangencial (σ_t) e C) Tensão Normal (σ_n).

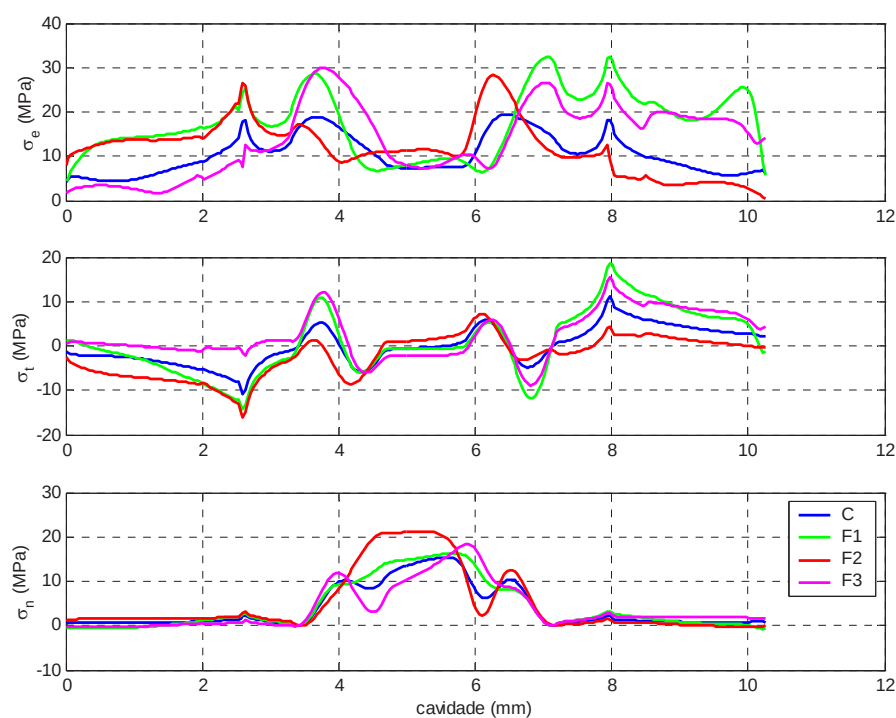


Gráfico 18: Valores de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração (C) e contração somada a aplicação de cargas (F1/F2/F3) ao longo da interface adesiva do modelo E5 - restaurado com resina composta base com ionômero de vidro modificado por resina. (FOAr - UNESP - 2004)

Os gráficos 19, 20 e 21 apresentam os níveis de Tensão (σ_e , σ_t e σ_n), em função do tipo de carga comparativamente entre os modelos.

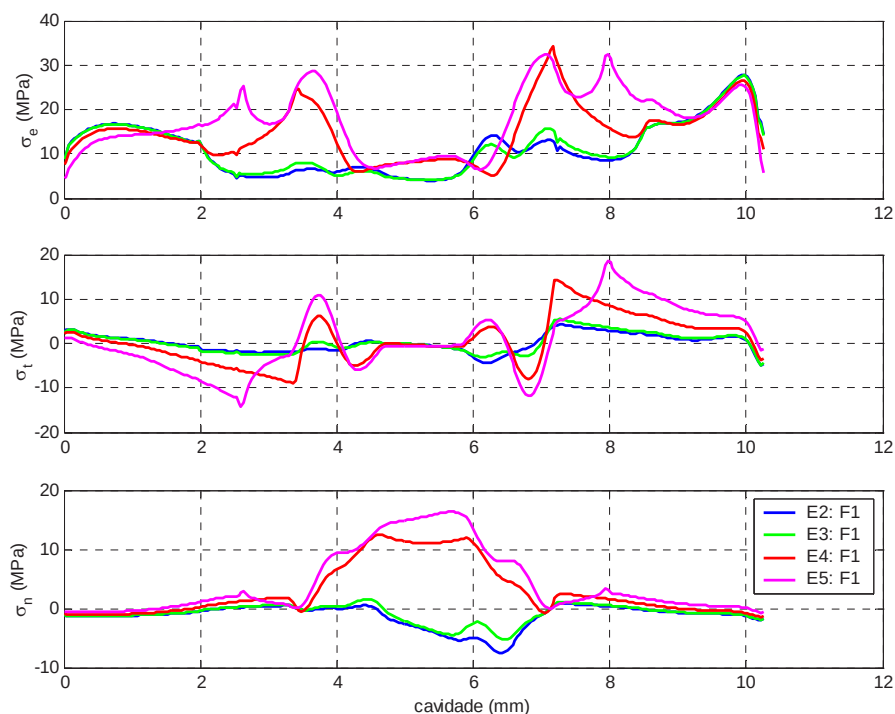


Gráfico 19: Valores de Tensões (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração somada à aplicação de carga F1 para os modelos E2, E3, E4 e E5. (FOAr - UNESP - 2004)

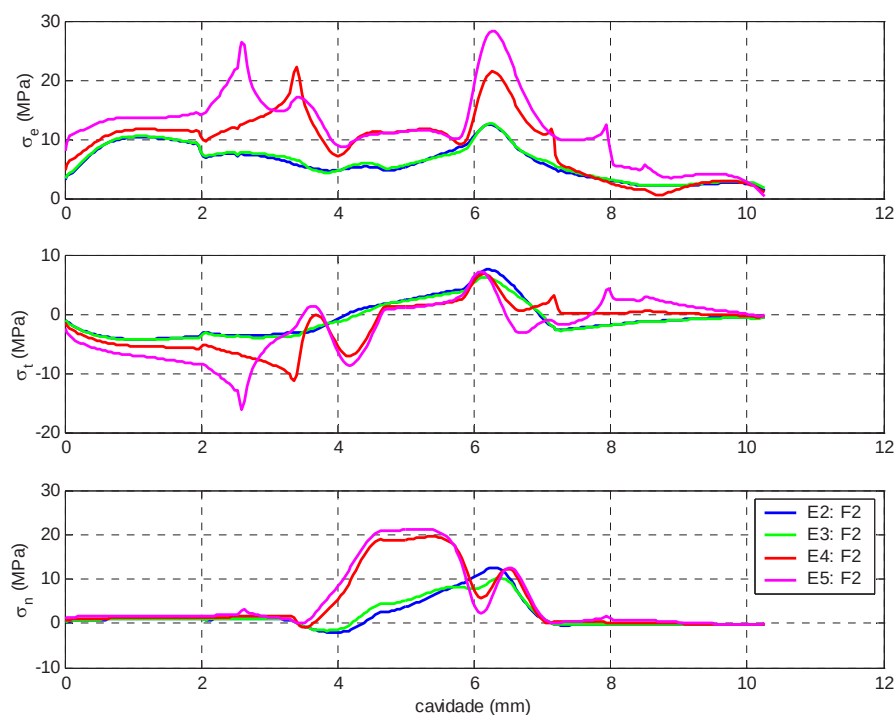


Gráfico 20: Valores de Tensões (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração somada à aplicação de carga F2 para os modelos E2, E3, E4 e E5. (FOAr - UNESP - 2004)

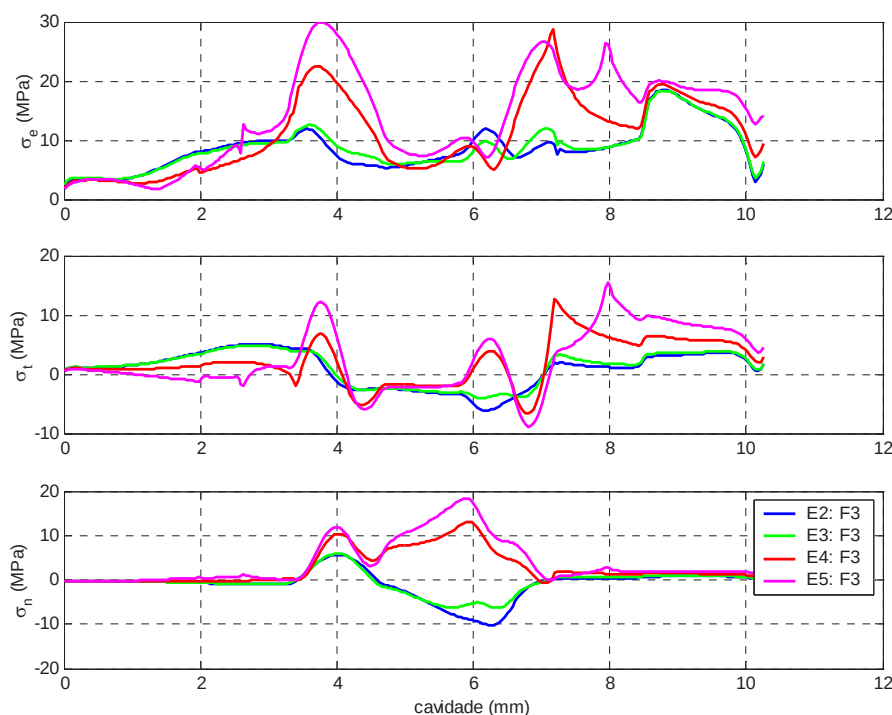


Gráfico 21: Valores de Tensões (σ_e , σ_t e σ_n) geradas durante a contração somada à aplicação de carga F3 para os modelos E2, E3, E4 e E5. (FOAr - UNESP - 2004)

Nos modelos E2 e E3, os maiores níveis de Tensão de von Mises - σ_e , por volta de 28,0 MPa, foram verificados com a aplicação de cargas F1 e localizaram-se na região de ângulo cavo superficial. Para as cargas F2 e F3 os valores médios da Tensão de von Mises - σ_e foram de 12,0 MPa. Os níveis médios de Tensão Tangencial - σ_t foram de 7,0 MPa com a aplicação das cargas F1, F2 e F3. Os maiores níveis de Tensão Normal - σ_n , gerando Tensão de tração ($\pm 2,0$ MPa) foram verificados na região de ângulos internos da cavidade, com a aplicação de carga F2.

Para os modelos E4 e E5, os níveis máximos de Tensão de von Mises - σ_e foram verificados com a aplicação da carga F1, cerca de 32,0 MPa e localizaram-se na região de ângulos internos da cavidade

e ângulo cavo superficial. Os valores médios da Tensão de von Mises - σ_e para as cargas F2 e F3 foram de 23,0 MPa. A Tensão Tangencial - σ_t apresentou-se distribuída de forma mais homogênea ao longo da interface, para os três tipos de carga, com valores entre 8 e 12MPa para o modelo E4 e entre 10,0 e 18,0 MPa para o modelo E5. Os maiores níveis de Tensão Normal - σ_n , gerando tensão de tração (20,0 MPa) nos modelos E4 e E5 foram verificados na região de ângulos internos da cavidade e paredes de fundo da cavidade, com a aplicação de carga F2.

As cargas F1, F2 e F3 promoveram maiores níveis de Tensão de von Mises - σ_e , Tensão Tangencial - σ_t e Tensão Normal - σ_n para os grupos E4 e E5, comparado aos grupos E2 e E3.

Nos modelos E2 e E3 a aplicação de forças F1 e F3 geraram tensões de compressão na região de ângulos internos e paredes de fundo da cavidade, enquanto nos modelos E4 e E5 estas forças geraram tensões de tração.

6. Discussão

Agentes protetores são materiais interpostos entre o material restaurador e o tecido dentinário subjacente, com o objetivo de proteger a polpa de injúrias ocasionadas por componentes irritantes de materiais restauradores, agentes físicos e químicos do meio externo e microinfiltração associada à invasão bacteriana.^{1,78} De acordo com a espessura da camada aplicada, podem atuar como seladores cavitários (fina película), forradores cavitários (até 0,5 mm), base protetora (de 0,5 a 2,0 mm) ou base cavitária (1,0 a 3,0 mm).^{1,78,117}

Na literatura^{44,78,117} verifica-se um consenso quanto à dificuldade na seleção dos materiais de forramento e base cavitária, onde vários fatores devem ser considerados durante a escolha como a facilidade de trabalho, propriedades químicas e mecânicas, capacidade de adesão, resistência, solubilidade e principalmente a compatibilidade biológica com os tecidos dentários.^{1,25,48} No entanto, poucos questionamentos e estudos têm sido relatados avaliando as tensões

geradas pela contração de polimerização e o comportamento mecânico destes materiais durante a aplicação de cargas.

Neste estudo, a seleção de três metodologias para análise de tensões em cavidades classe I, deveu-se à necessidade de analisar o fenômeno da contração de polimerização e o efeito da aplicação de cargas durante a utilização de diferentes materiais para forramento e base cavitária. Inicialmente, a Fotoelasticidade foi selecionada para avaliar as tensões geradas durante a contração de polimerização dos materiais aplicados diretamente à cavidade preparada em material fotoelástico. A construção de um modelo experimental, possibilitou a determinação das tensões de forma direta e a verificação da reação de polimerização ao longo do tempo. A utilização da forma geométrica do dente e a cavidade real contribuíram para que a distribuição de tensões se aproximasse de uma situação real.

Em uma segunda etapa, verificou-se a necessidade de avaliar as tensões geradas pela contração de polimerização de cada material individualmente, para caracterização do comportamento do material fora da cavidade. Desta forma, foi utilizado também a Tensilometria para monitorar as tensões geradas durante a contração ao longo do tempo e validar os resultados do modelo fotoelástico.

Na terceira e última etapa desta investigação foi verificado o efeito da presença de materiais para base ou forramento nas tensões geradas durante a aplicação de cargas, utilizando o Método dos

Elementos Finitos. Para construção do modelo de Elementos Finitos, as tensões residuais provenientes da contração de polimerização foram inseridas e modeladas a partir dos ensaios experimentais de Fotoelasticidade e Tensilometria, para posteriormente ser realizada a aplicação de cargas. Esta associação de métodos, possibilitou uma investigação mais detalhada do problema, permitindo que os resultados experimentais com os métodos de Fotoelasticidade e Tensilometria, monitorassem a construção do modelo computacional de Elementos Finitos, tornando-o mais representativo da realidade.

6.1 – Fotoelasticidade

A Fotoelasticidade apresenta-se como um método experimental de grande aplicabilidade no estudo dos fatores envolvidos na contração de polimerização de materiais resinosos.^{32,54,62,63} Uma grande vantagem em relação aos demais métodos experimentais para análise de tensão é a possibilidade de determinar as tensões na interface adesiva ao longo das paredes da cavidade.⁶² Além disso, apresenta uma visão clara da distribuição de tensões pela observação das franjas coloridas no modelo, permitindo uma análise qualitativa imediata.^{27,74}

Grupo F1 – Resina composta

O modelo fotoelástico do grupo F1, foi restaurado aplicando-se o adesivo Scotchbond Multi Purpose Adhesive (3M ESPE) e resina composta Z250 (3M ESPE). Neste grupo foram verificados os menores níveis de tensão de contração de polimerização, sendo estatisticamente significativo quando comparados aos demais grupos ($p < 0,001$), nos quais foram utilizados materiais forradores ou bases cavitárias sob a restauração. Estes valores podem ser verificados nas Tabelas 7 e 9 e Gráficos 1 e 2; do presente trabalho, que apresentam as médias de tensões para os quatro grupos. Os resultados obtidos no grupo F1 podem ser atribuídos à menor contração de polimerização da resina composta, quando comparados aos demais materiais estudados.^{21,22,65,76}

A polimerização dos compósitos resinosos é sempre acompanhada por uma contração do material, devido à formação de ligações covalentes curtas entre as unidades monoméricas que reduzem os espaços entre as moléculas.^{1,91,97,115} A polimerização envolve a conversão de distâncias intermoleculares de 0,3 a 0,4 nm em ligações covalentes de 0,15 nm. Estima-se que após terminada a polimerização das resinas compostas fotoativadas, ocorra uma redução de cerca de 0,9 a 2,8% em volume.^{15,21,84,97} Neste estudo, as tensões foram transferidas à interface resina/adesivo/material fotoelástico gradativamente, acompanhando a redução de volume da resina composta iniciado na fase pré-gel e terminando na fase pós-gel.^{115,116} O momento de estabilização das tensões, pode estar relacionado à ausência de movimentação das cadeias poliméricas da resina composta ao atingir a fase pós-gel,^{1,91,116} a qual deixa de sensibilizar o material fotoelástico, tornando estável o campo de tensões. A leitura dos parâmetros fotoelásticos foi realizado depois de verificada a completa estabilização do campo de tensões. Apesar de não ser um procedimento facilmente executável, a avaliação da cinética de polimerização na Fotoelasticidade foi realizada por meio de comparação de fotografias em intervalos de tempo pré-determinados. Desta forma, a reação de polimerização da resina composta foi monitorada constantemente como apresentado na Figura 25 (de A a F) e verificada a completa estabilização do campo de tensões depois de

decorridos aproximadamente 30 minutos do início da fotopolimerização. (Figura 25 A, B e C)

Mudanças nos procedimentos para proteção do complexo dentino pulpar têm ocorrido nos últimos anos, acompanhando a evolução dos sistemas adesivos e a melhoria nas propriedades mecânicas da resina composta.^{26,69} A técnica de hibridização da dentina tem sido descrita como uma maneira efetiva de promover o selamento dos túbulos dentinários, sendo desaconselhada em algumas situações clínicas a utilização de materiais para base ou forramento.^{26,44,48,64} A utilização de forramento ou base cavitária sob restaurações de resina composta pode gerar a formação de fendas marginais de maior amplitude e maior magnitude que cavidades restauradas apenas por meio da hibridização dentinária e resina composta.^{87,119} Menores níveis de tensão gerados durante contração de polimerização podem garantir maior integridade marginal nas restaurações diminuindo a formação de fendas marginais.^{4-6,15,114-16} Considerando apenas os níveis de tensão produzidos pela contração durante a polimerização do material restaurador, os resultados encontrados neste estudo contemplam a utilização de técnica adesiva e resina composta.

A espessura da camada de adesivo pode interferir nos níveis de tensão transmitidos à estrutura dentária.^{5,16,98} Uma maior espessura de adesivo pode aumentar a flexibilidade e absorver parte das tensões geradas durante a contração de polimerização da resina.^{5,98} Foi

verificado que a aplicação de múltiplas camadas de adesivo diminuiu os níveis de tensão entre 13% e 24% quando comparado aos níveis de tensões promovidos quando aplicada apenas uma camada.¹⁶ Assim, a aplicação do adesivo Scotchbond Multi Purpose Adhesive (3M ESPE), previamente à aplicação da resina composta, pode ter contribuído para obtenção de menores níveis de tensão no grupo F1 e nas posições (1, 2, 3, 11, 12 e 13) dos demais grupos onde foi utilizada a resina composta.

Estudos recentes demonstraram que na análise de tensões fotoelásticas em cavidade classe I restauradas com resina composta, os locais de concentração de tensões localizaram-se no ângulo cavo superficial e nos ângulos internos da cavidade.^{63,70,106} No presente estudo, estes resultados podem ser verificados na Figura 25 (de A a F). O acúmulo de tensões na região do ângulo cavo superficial pode estar relacionado, à maior proximidade desta superfície à fonte de luz polimerizadora.³³ Desta forma, o incremento superficial recebe maior energia total de irradiação e a polimerização ocorrendo mais rapidamente, gera maior contração de polimerização e conseqüentemente maior nível de tensão.^{32,33,70} Para os incrementos mais profundos, verifica-se que cerca de 50% da densidade de potência é reduzida à 6,0 mm de distância da fonte polimerizadora.⁹³ Aplicando este conceito ao presente estudo, espera-se uma diminuição da densidade de potência nos incrementos mais profundos,³³ menor velocidade de polimerização^{2,28,33,70} e conseqüentemente menores tensões de contração de polimerização.^{28,33}

No entanto, a região de ângulos internos e paredes de fundo da cavidade, apesar de localizarem-se mais distantes da fonte de luz, apresentaram-se como regiões de concentração de tensões.^{70,106} A concentração de tensão nestas regiões pode ser resultado de irregularidades geométricas representadas pelos ângulos internos da cavidade. Descontinuidades tais como: ângulos, regiões com mudanças bruscas de seção, entalhes e/ou ranhuras favorecem a concentração de tensão, aumentando a ocorrência de falhas.^{45,106}

Diversas técnicas de inserção da resina composta na cavidade têm sido propostas na tentativa de minimizar as tensões geradas durante a contração de polimerização.^{32,33,54,71,72,114,121} No presente estudo, foi utilizada a técnica de inserção em incrementos horizontais, selecionada pela maior facilidade de acomodação do material restaurador na cavidade e padronização da espessura dos incrementos.

Grupo F2 – Resina composta + resina de baixa viscosidade

O modelo fotoelástico do grupo F2, foi restaurado aplicando-se o adesivo Scotchbond Multi Purpose Adhesive (3M ESPE), forramento com a resina de baixa viscosidade Filtek Flow (3M ESPE) e resina composta Z250 (3M ESPE). Neste grupo, os níveis de tensão na região de ângulos internos da cavidade foram maiores quando comparados ao grupo F1 e menores quando comparada aos grupos F3 e

F4. (Tabela 7 e 9; Gráficos 1 e 3) Os resultados obtidos no grupo F2 podem ser atribuídos à maior contração de polimerização da resina de baixa viscosidade quando comparada à resina composta.^{21,22,65,81,84,106}

As resinas de baixa viscosidade, também chamados de compósitos *flowable*⁸ foram introduzidas no mercado no final da década de 90.^{8,113} Apresentam em sua composição o mesmo tamanho de partículas inorgânicas das resinas compostas híbridas convencionais, associadas à redução de cerca de 15% do conteúdo inorgânico.⁸ Estas modificações na proporção matriz orgânica/inorgânica reduziram a viscosidade do material e o módulo de elasticidade em cerca de 20 a 30%, quando comparados às resinas híbridas tradicionais.^{65,100} Atualmente verifica-se um aumento nas indicações deste material, as quais são sugeridas como material de forramento para restaurações diretas com a possibilidade de absorver as tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas.^{12,33,46,68,113} Acredita-se que as resinas de baixa viscosidade promovam o relaxamento da contração de polimerização,^{12,42} por proporcionarem maior escoamento do material na fase pré-gel.^{28,38,81} Os resultados encontrados no presente estudo, discordam destas afirmações pois, verificou-se um aumento significativo dos níveis de tensão na região de ângulos internos da cavidade. Não sendo evidenciado alívio de tensões nas regiões onde a resina de baixa viscosidade foi inserida na cavidade.

Os maiores níveis de tensão nas regiões de ângulos internos da cavidade verificado no grupo F2 quando comparado ao grupo F1 (controle), podem estar relacionados à diferente composição da fase orgânica e inorgânica dos materiais utilizados.^{8,11,20} De acordo com os dados do fabricante^{89,108} a resina composta microhíbrida Z250 (3M ESPE), apresenta conteúdo de partículas de carga de 82% em peso. A matriz orgânica é composta de BisGMA, BisEMA e UDMA (Tabela 2). Estes componentes orgânicos apresentam alto peso molecular, reduzindo o número de duplas ligações, aumentando a viscosidade e diminuindo a contração de polimerização.^{20,81,89,108} Em contrapartida a resina de baixa viscosidade FiltekFlow (3M ESPE), apresenta conteúdo de partículas de carga de 67% em peso.^{8,81,108} A fase orgânica é basicamente composta de BisGMA e TEGDMA (Tabela 2). O conteúdo de partículas inorgânicas representa um fator importante na intensidade da contração de polimerização, porém não determinante.^{11,65,91} Quando analisados os fatores que interferem na contração de polimerização como: influência da concentração de monômeros diluentes, conteúdo de partículas de carga, iniciadores, co-iniciadores e inibidores presentes nos materiais; o conteúdo de partículas de carga, constitui-se em único fator a não alterar significativamente a contração de polimerização.² Desta forma, a alta concentração de monômeros diluentes, como, por exemplo, o TEGDMA presentes na resina de baixa viscosidade FiltekFlow (3M ESPE), diminui a

viscosidade do material e proporciona uma alta contração de polimerização.^{20,21,65}

Grupo F3 – Resina composta + ionômero forramento

O modelo fotoelástico do grupo F3, foi restaurado aplicando-se forramento com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), seguido da aplicação do adesivo Scotchbond Multi Purpose Adhesive (3M ESPE) e resina composta Z250 (3M ESPE). Neste grupo, os níveis de tensão na região de ângulos internos da cavidade foram maiores quando comparados aos grupos F1 e F2 e menores que o grupo F4 (Tabelas 7 e 9; Gráficos 1 e 4). Os resultados obtidos no grupo F3 podem ser atribuídos à maior contração de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina.^{3,21,65,76}

Dentre os materiais disponíveis para utilização como base ou forramento, o ionômero de vidro tem sido apontado como o substituto ideal para a dentina^{44,64,69} e sugerido como o material de eleição em cavidades que serão restauradas com resina composta.^{69,72,117} As principais vantagens estão relacionadas à capacidade de adesão às estruturas dentais, liberação de flúor e coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente.^{1,13,60,69} O cimento de ionômero de vidro foi lançado no início da década de 70 e desde então vem sofrendo diversas modificações com o objetivo de melhorar as propriedades adesivas,

mecânicas e biológicas.^{101,102} A versão modificada por componentes resinosos com adição de HEMA ou Bis-GMA foi lançada no início dos anos 90,^{75,82,101} oferecendo como vantagens maior tempo de trabalho, melhoria nas propriedades físicas e mecânicas, melhor estética e menor sensibilidade à água, quando comparados ionômeros convencionais.^{13,82} As principais desvantagens estão relacionadas a maior contração de polimerização quando comparados às resinas compostas,^{3,21,76} mudança de cor após 1 e 3 anos de inserção da restauração⁸⁶ e baixa taxa de retenção quando exposto ao meio bucal,⁸⁸ em estudos clínicos. Além disso, o coeficiente de expansão térmica também foi aumentado, aproximando-se das resinas compostas.^{82,101,102}

A partir dos resultados encontrados no presente estudo, constatou-se no grupo F3, altos níveis de tensões gerados durante contração de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) nos pontos (6, 7, 8 e 9), onde foi aplicado. A maior contração de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina, pode ser atribuída à composição e reação de presa do material. De acordo com o fabricante¹⁰⁷ o processo de polimerização do Vitrebond (3M ESPE) consiste em duas reações independentes. A partir da combinação de pó e líquido é desencadeada uma reação ácido/base, semelhante aos ionômeros convencionais.^{13,101,102} Em seguida, quando fotopolimerizado, ocorrem reações cruzadas entre cadeias poliméricas.^{60,107,102} A quantidade de monômeros resinosos presente é cerca de 4,5 a 6% de

HEMA ou Bis-GMA.^{101,102} Verifica-se que os mecanismos da reação de fotopolimerização são mais rápidos que a reação ácido/base, desta forma a quelação iônica continua com deslocamento de íons e formação de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas por um longo período, até a completa maturação da matriz.^{30,39,60,82,107} Embora não tenha sido completamente elucidada, é possível que a reação ácido/base presente nos ionômeros de vidro modificados por resina, apesar de processada lentamente,^{30,39,61,107} seja responsável pela maior contração de polimerização deste material quando comparado às resinas compostas.

Avaliando a cinética de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), por meio da comparação de fotografias das franjas fotoelásticas (Figura 27 de A a F), verificou-se o aumento gradual das tensões de contração e uma estabilização depois de aproximadamente 48 horas do início da fotopolimerização. A maturação do ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) foi determinada por uma lenta reação de presa, concordando com os dados apresentados pelo fabricante e confirmados na literatura.^{30,39,61,80,107}

As tensões geradas pela contração de polimerização de materiais resinosos podem comprometer a integridade marginal.^{6,14,28,29,114,115,116} As alterações dimensionais incluindo contração volumétrica e contração linear que ocorrem durante a polimerização são considerados tópicos clinicamente importantes desde que alterações

dimensionais excessivas podem causar a ruptura de adesão da estrutura dentária.³⁸ A porcentagem de contração volumétrica dos ionômeros modificados por resina depois de 24 horas apresentaram maiores níveis quando comparado à resina composta microhíbrida e ao ionômero quimicamente ativado.³ Quando comparadas cavidades restauradas com resina composta e diferentes materiais para forramento, verificaram-se maior número de fendas quando o ionômero de vidro modificado por resina foi utilizado.^{87,119} A literatura atribui a maior formação de fendas durante a utilização do ionômero de vidro, aos baixos níveis de adesão à dentina e à alta contração de polimerização da resina composta, que apresenta níveis suficientes para promover o deslocamento do material do assoalho da cavidade.^{75,87,106,111} Baseado nos resultados da presente investigação científica, além deste fato, deve-se levar em consideração os altos níveis de tensão gerados pela contração de polimerização do ionômero.

A adesão do ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) ao material fotoelástico foi suficiente para resistir às tensões geradas durante a contração, tendo em vista a ausência de ruptura de adesão em todos os modelos, que seria facilmente evidenciada pela descontinuidade das franjas fotoelásticas.

Grupo F4 – Resina composta + ionômero base

O modelo fotoelástico do grupo F4, foi restaurado aplicando-se uma base de ionômero de vidro modificado por resina

Vitrebond (3M ESPE), seguido da aplicação do adesivo Scotchbond Multi Purpose Adhesive (3M ESPE) e resina composta Z250 (3M ESPE). Neste grupo, os níveis de tensão na região de ângulos internos, paredes axiais e paredes de fundo da cavidade foram maiores quando comparados aos grupos F1 e F2 e F3. (Tabelas 7 e 9; Gráficos 1 e 5) Na Figura 28 F e 29 D verificou-se que os locais de maior concentração de tensões no grupo F4 localizaram-se nas regiões onde foi inserido o ionômero de vidro, nos pontos 5, 6, 7, 8, 9 e 10. Os resultados obtidos no grupo F4 podem ser atribuídos ao maior volume de material inserido e à maior contração de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina quando comparado à resina composta e resina de baixa viscosidade.^{3,21,76}

A utilização do ionômero de vidro como base em restaurações de resina composta, tem sido recomendada como alternativa eficaz na redução da contração de polimerização pela diminuição do volume de resina composta para restaurar a cavidade.^{51,64,72} Os resultados obtidos no presente estudo são discordantes desta afirmação, tendo em vista os maiores valores de tensão verificados nos grupos F3 e F4 onde o ionômero de vidro modificado por resina foi utilizado como forramento e base, respectivamente.

Dentre os fatores envolvidos na geração de tensões durante a contração de polimerização, pode-se verificar que quanto maior o volume de material inserido na cavidade, maiores os níveis de tensões

geradas.^{61,122} Desta forma, os maiores níveis de tensão verificados no grupo F4 podem ser atribuídos também à maior espessura de ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), utilizado como base quando comparado ao grupo F3 onde foi utilizado como forramento.

Não foram encontrados estudos avaliando as tensões geradas pela contração de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina utilizando a Fotoelasticidade, sendo um dos motivos que incentivou a execução desta investigação.

A maior dificuldade para aplicação da Fotoelasticidade está na seleção do material fotoelástico para construção do modelo, considerado um dos principais fatores de sucesso na análise de tensões fotoelásticas.^{27,85} Diversos materiais estão disponíveis no mercado, no entanto, o material fotoelástico para ser utilizado deve satisfazer alguns requisitos como: transparência, boa resposta óptica, homogeneidade e isotropia, ausência de fluência, inexistência de efeitos de borda, constante óptica constante com a temperatura, ausência de tensões residuais e facilidade de trabalho para confecção de modelos.²⁷ Depois de realizados testes preliminares o material fotoelástico selecionado (Adesivo Brinde Flexível, Polipox Ind. Com. Ltda.) se mostrou o mais adequado para as condições experimentais do presente estudo, preenchendo os requisitos descritos anteriormente.⁸⁵

6.2 – Tensilometria

Diversos métodos experimentais são utilizados para medir as tensões geradas durante a contração de polimerização de materiais resinosos.^{4,5,12,49,62,63} Dentre estes métodos, pode-se destacar a Tensilometria, o qual vem sendo amplamente utilizado nas pesquisas odontológicas.^{12,28,37,39} No ensaio de Tensilometria a partir dos valores de forças geradas durante a contração do material,⁶⁶ pode-se calcular a tensão, dividindo-se a força obtida pela área da secção transversal não deformada.^{12,66}

Algumas variações na montagem do sistema para o ensaio podem interferir nas tensões geradas durante a contração do material,⁶⁶ como por exemplo, o comprimento^{12,66} e as propriedades mecânicas do material das bases,⁶⁶ podendo ser utilizado: aço inoxidável e outros metais,^{28,37} vidro,¹² material resinoso⁶⁶ ou uma associação de materiais.²⁹ Em estudo realizado por Laughlin et al.,⁶⁶ foi verificado que a utilização de um material rígido para confecção das bases promoveu maiores níveis de tensão, enquanto materiais menos rígidos garantiram maior flexibilidade ao sistema gerando menores níveis de força. No presente estudo, a seleção de dentina bovina como substrato, deveu-se à necessidade de utilizar um substrato cujas propriedades mecânicas se aproximassem do dente natural.⁸³

As tensões geradas pela contração de polimerização de materiais resinosos são influenciadas dentre outros fatores pela técnica

de polimerização,^{10,32,33,70} técnica de inserção,^{10,37,56,114,116,121} fator C,^{10,37,61} e volume de material.⁶¹ Neste estudo, os procedimentos de polimerização, técnica de inserção, geometria, volume de material inserido foram padronizados. Desta forma, estes fatores não podem ser considerados como responsáveis pelas diferenças observadas entre os grupos.

A duração do ensaio de Tensilometria está relacionada ao momento de leitura das forças para o cálculo das tensões. Verifica-se na literatura diferentes períodos de monitoramento da contração de polimerização dos materiais resinosos: 120 segundos,⁷⁹ 300 segundos,^{10,15} 10 minutos,^{12,41} 15 minutos,¹⁶ 30 minutos,^{29,37,57} 45 minutos,²⁸ 1 hora³⁹ e 15 horas³⁹. Neste estudo, o momento de leitura das tensões foi de fundamental importância para o registro da máxima tensão de contração. Durante ensaios preliminares, foi determinado o momento de estabilização das tensões de contração para cada material e assim definido o término do ensaio.

Grupo T1 – Resina composta

As tensões geradas pela contração de polimerização da resina composta Z250 (3M ESPE), foram significativamente menores quando comparados aos demais grupos, como apresentado nas Tabelas 10 e 12 ; Gráfico 6 e 7.

A composição dos materiais restauradores avaliados teve fundamental importância nos valores de tensão gerados durante a

contração de polimerização, verificados neste estudo. A contração de polimerização diminui com o aumento do peso molecular dos monômeros metacrilatos.^{11,20,84,108} A resina Z250 (3M ESPE), é composta por monômeros de alto peso molecular UDMA (471g/mol), Bis-EMA (482g/mol) e Bis-GMA (513g/mol), reduzindo sua viscosidade e conseqüentemente diminuindo a contração de polimerização.²⁰ Além disso, o alto conteúdo de partículas de carga, em torno de 60% em volume, também contribuiu para reduzir a contração de polimerização.^{20,21,65}

A utilização da Tensilometria permitiu a obtenção dos valores das tensões durante os estágios iniciais de polimerização. As tensões foram registradas a partir do momento em que a célula de carga foi sensibilizada, o qual ocorreu no momento que o material adquiriu rigidez. Esta fase é identificada acima do ponto gel^{1,2,12,79} pois na fase anterior, pré-gel, as forças geradas são compensadas pelo rearranjo molecular, causado pela diminuição do espaço entre as moléculas ao mudar de fase, não produzindo deformações.^{114,-116}

Durante os primeiros estágios de polimerização, verificou-se uma curva em forma de “S” (Gráfico 6) e logo após a retirada da fonte de luz polimerizadora a curva apresentou-se ascendente, até a completa estabilização, que ocorreu depois de aproximadamente 30 minutos de iniciada a fotopolimerização. No Gráfico 7, observou-se imediatamente depois de terminada a fotopolimerização aos 120 segundos, uma

descontinuidade ou depressão característica na curva Força X Tempo. Esta descontinuidade,^{15,79} pode estar relacionada ao desligamento da lâmpada do fotopolimerizador que deixa de fornecer de forma brusca, fótons de energia responsáveis pela ativação da canforoquinona (molécula fotoiniciadora).^{1,2,91} Além disso, acredita-se que esta descontinuidade seja proveniente do bloqueio na transmissão de calor ao corpo-de-prova.^{15,79} Os materiais restauradores à base de resina composta em condições experimentais respondem ao aumento de temperatura com ligeira expansão volumétrica e à diminuição da temperatura com ligeira contração volumétrica.^{6,15,40} A diminuição da temperatura, causada pela interrupção na polimerização pode ter provocado contração adicional do material, gerando maior movimentação interna capaz de sensibilizar a célula de carga.

Grupo T2 – Resina de baixa viscosidade

As tensões geradas pela contração de polimerização da resina FiltekFlow (3M ESPE) apresentaram maiores níveis quando comparados à resina compostas Z250 (3M ESPE) e menores que o ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), como apresentado nas Tabelas 10 e 12; Gráficos 6, 7 e 8.

Durante os primeiros estágios de polimerização, verificou-se uma curva em forma de “S” (Gráfico 7) e logo após a retirada da fonte de luz polimerizadora a curva apresentou-se ascendente, até a completa

estabilização que ocorreu depois de aproximadamente 30 minutos de iniciada a fotopolimerização.

A contração volumétrica consiste em um fator que influencia nas tensões geradas pela contração de polimerização.¹¹⁴⁻¹¹⁶ Existe uma relação linear entre contração volumétrica e porcentagem de monômeros presentes no material.^{11,21,84,91} A alta concentração de monômeros presentes nas resinas de baixa viscosidade proporciona uma contração volumétrica cerca de 50% maior que para as resinas microhíbridas⁶⁵ o que levaria conseqüentemente à geração de maiores níveis de tensões durante a polimerização.^{21,31,65,106}

Considerando que contração de polimerização aumenta com a diminuição do peso molecular dos monômeros metacrilatos,²⁰ os resultados encontrados neste estudo podem ser explicados pela composição da fase orgânica da resina de baixa viscosidade.^{8,20,108} De acordo com informações do fabricante,¹⁰⁸ a resina FiltekFlow (3M ESPE), é composta por um monômero de alto peso molecular Bis-GMA (513g/mol)²⁰ e de baixo peso molecular TEGDMA (286g/mol)²⁰. Este último aumenta sua viscosidade e conseqüentemente a contração de polimerização, além do baixo conteúdo de partículas de carga que apresenta, em torno de 47% em volume.^{11,20,21,84}

Grupo T3 – Ionômero modificado por resina

As tensões geradas pela contração de polimerização do ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) apresentaram valores significativamente maiores que para os demais grupos (Tabelas 10 e 12, Gráficos 6 e 9).

De forma semelhante aos Grupos T1 e T2, as tensões de contração do ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE) foram registradas durante os estágios iniciais de polimerização, a partir do momento em que a célula de carga foi sensibilizada, pelo aumento gradual da rigidez do material até a completa estabilização das tensões de contração de polimerização.

Ionômeros de vidro modificados por resina, podem apresentar duas ou três presa: a reação ácido básica dos ionômeros convencionais ^{1,13,82,101,102} e uma reação de fotoativação dos radicais livres, que pode se continuar com uma polimerização química da fase resinosa.^{101,102} A adição de componentes resinosos, além de melhorar algumas propriedades físicas do material, permitiu o endurecimento imediato após a polimerização da resina,^{39,60} fornecendo resistência à incorporação e perda de água.^{60,102} Apesar da menor sensibilidade fornecendo resistência à incorporação e perda de água^{101,102} é recomendada a proteção do ionômero de vidro modificado por resina com agente adesivo, como foi realizado no Grupo T3 do presente estudo.

A reação de presa dos ionômeros de vidro modificados por resina não foi substancialmente alterada, apesar de iniciada pela

ativação da luz.^{30,107} De maneira semelhante aos cimentos de ionômero de vidro convencionais, a reação química iniciada pela aplicação do ácido polialcenóico à superfície das partículas de vidro continua por um longo período.^{30,60,61,101} Estudos têm mostrado que a presa inicial se completa em aproximadamente 4 minutos,³⁰ entretanto, a maturação e resistência completa ocorre dentro de duas semanas ou mais.^{30,60} Neste estudo, os valores máximos de tensão gerados pela contração do ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), ocorreu por volta de 35 horas depois iniciada a fotopolimerização, sendo que o final do teste coincidiu com a estabilização das tensões cerca de 40 horas, depois iniciada a fotopolimerização. (Gráfico 9) Estes resultados confirmaram a lenta reação de presa do Vitrebond (3M ESPE), descrita na literatura.^{30,39,61,80,107}

Durante os testes preliminares verificou-se a ruptura da adesão para todos os corpos-de-prova quando utilizado o metal como substrato, apesar das tentativas de jateamento, confecção de canaletas e asperização da superfície. Desta forma, o desafio para realização do ensaio de Tensilometria, era encontrar um material para confecção das bases, que promovesse adesão aos materiais em estudo, suficiente para suportar as forças geradas pela contração de polimerização. A partir dos resultados obtidos pelo estudo da Fotoelasticidade e dos estudos preliminares de Tensilometria utilizando este material, foi verificado que a estabilização das tensões ocorreu em cerca de 40 horas, para o ionômero de vidro modificado por resina. Assim, optou-se pela utilização de dentina

bovina. Pôde-se verificar em 42,8% das amostras (3 corpos-de-prova) a ruptura espontânea da adesão à dentina bovina nos estágios finais do teste, momentos depois de estabilizada as tensões.

Verifica-se a indicação de materiais com menor módulo de elasticidade inseridos como forramento ou base com o objetivo de minimizar as tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas.^{5,8,46,58,72,81,106,113} Os materiais mais recomendados são a resina de baixa viscosidade e o ionômero de vidro modificado por resina, apontados como possíveis promotores de relaxamento da contração de polimerização.^{8,58,72,81,106,113} As tensões de contração de materiais resinosos têm sido interpretadas^{12,58} em associação à Lei de Hooke,^{7,109} ou seja as tensões são resultado do produto entre o valor da deformação atribuído à contração de polimerização (α) e o valor do módulo de elasticidade (E); onde $T = \alpha E$. Assim, acredita-se que a viscoelasticidade ou o maior escoamento do material com menor módulo de elasticidade durante a contração de polimerização pode diminuir as tensões de contração^{4,5,12,42,81} não transmitindo para a camada adesiva forças que podem romper a união, melhorando a integridade marginal.^{29,42,57,58} Os resultados encontrados no presente estudo, tanto na Fotoelasticidade quanto Tensilometria, não confirmaram estas evidências, pois, não foi verificada uma relação direta entre os níveis de tensões de contração e módulo de elasticidade. O módulo de elasticidade dos materiais em estudo (Tabela 5), apresentam valores na seqüência:

Vitrebond (3M ESPE) < FiltekFlow (3M ESPE) < Filtek Z250 (3M ESPE), diferentemente dos níveis de tensão (Tabela 12), que apresentaram valores na seqüência: Filtek Z250 (3M ESPE) < FiltekFlow (3M ESPE) < Vitrebond (3M ESPE). É importante destacar que na relação descrita acima ($T = \alpha E$), o módulo de elasticidade não pode ser analisado isoladamente, uma vez que a deformação do material ou contração (α) é uma variável importante também associada aos níveis de tensão.^{114,115} Assim, se um material apresentar menor módulo de elasticidade, mas alta deformação (contração) as tensões geradas serão altas. Para que esta relação seja aplicada deve ser analisado o módulo de elasticidade e as deformações geradas pela contração de polimerização conjuntamente, como detalhado no Capítulo 4, item 4.3.1-G.

6.3 -Método dos Elementos Finitos

A literatura científica apresenta diferentes estudos^{6,56,66,97,114-116,121} analisando as tensões geradas pela contração de polimerização da resina composta, utilizando o Método dos Elementos Finitos. O fenômeno da contração de polimerização não se apresenta como uma opção padronizada nos programas de Elementos Finitos, mas pode ser obtida pela mudança volumétrica causada pela expansão térmica,^{4,5,6,114,115} associado a estudos experimentais.^{4,5,6,116,121} Desta forma, estudos denominados “híbridos numéricos-experimentais”,^{5,6,97} apresentam simulações numéricas baseadas em experimentos, como realizado no presente trabalho.

Tem sido verificado que a distribuição de tensões em uma cavidade localizada na região coronária não sofre influências da região radicular.^{4,5,6,40,56,114,116,121} Dessa forma, a parte radicular não foi incluída no modelo do segundo pré-molar superior. Este procedimento proporcionou maior velocidade no processamento dos dados diminuindo o tempo computacional, como também simplificou o pós-processamento dos resultados, determinando maior detalhamento dos componentes do modelo localizados na região coronária.

Em todos os modelos foi considerada uma adesão perfeita entre as interfaces e uma espessura uniforme de 50,0µm foi definida para a camada adesiva.^{4,5,98} Apesar desta situação ser dificilmente alcançada clinicamente, a padronização da espessura foi

considerada essencial para que somente o efeito do material restaurador fosse analisado.

As forças geradas durante a mastigação são constituídas por componentes verticais e horizontais.⁹⁸ Neste estudo, além de forças verticais de compressão utilizou-se também forças oblíquas (45°), com o objetivo de simular parte das forças mastigatórias presentes nos hábitos funcionais.

Durante a aplicação de cargas, o dente hígido pode distribuir as tensões de forma mais homogênea, quando comparado ao dente restaurado.^{34,73,96} O esmalte, por apresentar-se mais rígido, não deforma significativamente e transfere parte das tensões através do limite amelo-dentinário para a dentina que apresenta maior capacidade de deformação.⁷³ Como verificado nas Figuras 38 A, B e C, o dente hígido quando submetido a cargas no seu longo eixo (F1) apresentou distribuição de tensões uniforme e quando submetido a cargas não axiais (F2 e F3), ocorreram áreas de concentração de tensões na região cervical vestibular para carga F2 e região cervical lingual para a carga F3,^{96,98,122} comportando-se como uma estrutura sujeita à flexão.⁹⁶ Por outro lado no dente restaurado (Figuras 39, 40 e 41) o material no interior da cavidade modifica a distribuição das tensões naturais e provoca a concentração de tensões em algumas áreas.

Tensões geradas durante a contração de polimerização

As Figuras 31, 32, 33, 34,35 e 36 e Gráficos 10, 11, 12, 13 e 14 apresentam os resultados da variação de tensão na interface adesiva provocada pela contração de polimerização, com os valores da Tensão de von Mises (σ_e), Tensão Tangencial (σ_t) e Tensão Normal (σ_n) para cada modelo.

As tensões geradas pela contração de polimerização têm potencial para iniciar fraturas ou romper a adesão na interface dente/adesivo.¹¹⁵ Os níveis máximos de tensão (σ_e , σ_t e σ_n), gerados durante a contração de polimerização nos modelos E2, E3, E4 e E5, estão apresentados na Tabelas 14.

Tabela 14: Níveis máximos de Tensão Normal (σ_n) e Tangencial (σ_t) gerados durante a contração de polimerização nos modelos E2, E3, E4 e E5. (FOAr - UNESP - 2004)

	Tensão Normal (σ_n) (MPa)	Tensão Tangencial (σ_t) (MPa)
E2	0,9	0,9
E3	1,8	1,0
E4	14,0	8,0
E5	15,0	10,0

Os níveis máximos de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) gerados durante a contração de polimerização (Tabela 14), nos modelos E2 e E3, não ofereceram riscos de ruptura de adesão na interface adesiva, tendo

em vista os maiores valores de resistência adesiva à tração e ao cisalhamento apresentado pelos sistemas adesivos apresentados na Tabela 15.

Tabela 15: Valores de resistência adesiva à tração e ao cisalhamento descritos na literatura. (FOAr - UNESP - 2004)

	Resistência adesiva à tração (MPa)	Resistência adesiva ao cisalhamento (MPa)
Scotchbond Multi Purpose Adhesive (3M ESPE)	Esmalte – 43.9 ⁵³ Dentina – 30.3+/-9.4 ⁹	Esmalte – 21.18 ± 4.35 ⁴⁷ Dentina – 23,1 e 25 ¹⁰⁴
Ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE)	Dentina – 7,0 ⁵¹	Dentina – 6,5 ¹³ 12 ± 3 ⁷⁵

Para os modelos E4 e E5, os níveis máximos de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) gerados durante a contração de polimerização do Vitrebond (3M ESPE), (Tabela 14), podem oferecer riscos de ruptura de adesão pois, os valores de resistência adesiva à tração e ao cisalhamento deste material à dentina (Tabela 15) foram muito próximos ou menores que os níveis máximos de tensão Normal (σ_n) e Tangencial (σ_t).

As tensões geradas pela contração de polimerização podem ser transferidas ao dente causando a deformação da estrutura dentária.^{34,35,73} A variação na distância intercuspídea é normalmente utilizada para medir o efeito da contração de polimerização.^{114,115} No presente estudo a variação horizontal da distância entre as cúspides foi utilizada para comparar os efeitos da contração durante a utilização de

diferentes materiais para base ou forramento. Na Tabela 13, as medidas do deslocamento das cúspides, estão listadas para os quatro modelos estudados. Pôde-se verificar que o deslocamento das cúspides foram modelo $E5 < E4 < E3 < E2$, obedecendo a mesma relação entre os níveis de tensões geradas pela contração de polimerização.

Tensões geradas pela contração de polimerização +aplicação de cargas

Em todos os modelos, após a aplicação de cargas foi verificado o aumentando dos níveis de tensões (σ_e , σ_t e σ_n). Quando contração e cargas atuam simultaneamente é provável que ocorra uma somatória de efeitos, promovendo o aumento dos níveis de tensão na interface adesiva.

Modelo E2 -Resina composta

No modelo E2 foram verificados os menores níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) considerando o efeito da contração somado à aplicação de cargas. Os valores de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) na interface adesiva para o modelo E2 estão individualizados na Figura 42 e Gráfico 15 e comparado aos demais modelos nos Gráficos 19, 20 e 21 do presente trabalho. Os resultados obtidos podem ser atribuídos à menor contração de polimerização da resina composta, quando comparados aos demais materiais estudados.^{21,65,76} Fato também observado nas análises de Fotoelasticidade e Tensilometria da presente investigação científica.

Além disso, a semelhança entre as propriedades mecânicas dos materiais restauradores e a estrutura dentária, tem sido apontado como um fator positivo, capaz de promover melhor distribuição de tensões durante a aplicação de cargas.^{13,73} Desta forma, a semelhança entre o módulo de elasticidade da resina composta e da dentina (Tabela 5) pode gerar menores níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) e melhor distribuição como verificados no modelo E2.

Restaurações diretas de resina composta podem falhar devido à fratura de borda.¹¹⁴⁻¹¹⁶ Neste estudo, a partir da análise dos níveis máximos de Tensão de von Mises - σ_e no modelo E2, pôde-se prever os locais críticos susceptíveis à fratura. Estas áreas localizaram-se na região de ângulo cavo superficial, principalmente durante a aplicação de cargas F1 e F2. Os níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) apresentados para todos os tipos de carga no modelo E2 foram menores que a resistência adesiva à tração e ao cisalhamento dos sistemas adesivos à dentina e ao esmalte (Tabela 14), mostrando que estes níveis de tensão não ofereceram riscos à interface adesiva, considerando os níveis de carga utilizados na presente investigação científica.

Modelo E3 -Resina composta +resina de baixa viscosidade

No modelo E3 foram verificados maiores níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) quando comparados ao modelo E2 e menores quando comparado aos modelos E4 e E5 considerando o efeito da contração

somado à aplicação de cargas. Os valores de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) na interface adesiva para o modelo E3 estão individualizados na Figura 43 e Gráfico 16 e comparado aos demais modelos nos Gráficos 19, 20 e 21 do presente trabalho. Estes resultados podem ser atribuídos à maior contração de polimerização da resina de baixa viscosidade (que foi somada à aplicação de carga), quando comparada à resina composta, como previamente estudado na Fotoelasticidade e Tensilometria.

A partir da análise dos níveis máximos de Tensão de von Mises - σ_e no modelo E3, pôde-se prever os locais críticos susceptíveis à fratura. Estas áreas localizaram-se na região de ângulo cavo superficial, principalmente durante a aplicação de cargas F1. As cargas F1 e F3 geraram tensões de compressão (σ_n) nas paredes de fundo da cavidade e a carga F2 gerou tensões de tração (σ_n) nestes locais, em níveis maiores que para o modelo E2. Embora os níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) apresentados tenham sido menores que a resistência adesiva do material à dentina estas regiões apresentam-se com maior risco de ruptura de adesão quando comparadas ao modelo E2.

As resinas de baixa viscosidade têm sido indicadas como materiais forradores associadas às resinas compostas com o objetivo de amortecer as tensões geradas durante a aplicação de cargas devido ao menor módulo de elasticidade.^{68,81} A partir da análise dos níveis de tensão obtidos após a aplicação das cargas F1, F2 e F3 no modelo E3, comparados ao modelo E2, não foi verificada diminuição nos níveis de

tensão na interface adesiva quando a resina de baixa viscosidade foi utilizada como forramento. Tem sido verificado que quando um material menos rígido que o material restaurador é utilizado como base ou forramento, este não consegue dissipar uniformemente as tensões geradas durante a aplicação de cargas,^{35,122} mas as transmite diretamente para as paredes de fundo da cavidade,³⁵ induzindo uma grande deformação e conseqüentemente aumentando dos níveis de tensão. Esta também consiste em uma possível explicação para os resultados encontrados no modelo E3.

Modelos E4 Resina composta #forramento com ionômero de vidro modificado por resina

No modelo E4 foram verificados maiores níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) quando comparados ao modelo E2 e E3 e menores quando comparados ao modelo E5 considerando o efeito da contração somado à aplicação de cargas. Os valores de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) na interface adesiva para o modelo E4 estão individualizados na Figura 44 e Gráfico 17 e comparado aos demais modelos nos Gráficos 19, 20 e 21 do presente trabalho. Estes resultados podem ser atribuídos à maior contração de polimerização do ionômero modificado por resina,^{3,21,76} quando comparado aos demais materiais, como previamente estudado na Fotoelasticidade e Tensilometria, somada às tensões geradas pela aplicação de cargas.

As tensões funcionais geradas durante a mastigação podem ter influência significativa na integridade marginal das restaurações.^{4,5,35,94} A durabilidade da restauração é largamente dependente destes níveis de tensão que podem levar à falha adesiva ou fratura.^{14,56,112,115,116,121} A partir da análise dos níveis máximos de Tensão de von Mises - σ_e no modelo E4, pode-se verificar que os locais críticos susceptíveis à fratura localizaram-se principalmente na região de ângulos internos da cavidade e ângulo cavo superficial, principalmente durante a aplicação de cargas F1. Durante a aplicação das cargas F1, F2 e F3 foram verificadas tensões de tração (σ_n) nas paredes de fundo e ângulos internos da cavidade, altamente prejudiciais à adesão. A resistência adesiva à tração do Vitrebond (Tabela 14) à dentina é cerca de 7 MPa,⁵¹ os níveis de tensão de tração de 19,0 MPa (Tabela 14), verificados com a aplicação de cargas F2, oferecem o risco de ruptura de adesão nas regiões de ângulos internos e paredes de fundo da cavidade. Além disso, os níveis máximos de tensão Tangencial (σ_t), cerca de 10,0 MPa, apresentaram-se muito próximos ou maiores que a resistência adesiva ao cisalhamento do Vitrebond (3M ESPE), à dentina (6 a 12±3Mpa)^{13,75} também oferecendo riscos de ruptura de adesão.

Interfaces adesivas constituídas de materiais com diferentes propriedades mecânicas, podem favorecer a concentração de tensões.^{34,45,73} Neste estudo pôde-se verificar que além da interface dente/material restaurador, a interface entre os materiais restauradores foi

submetida a uma variação no campo de tensões. (Figuras 39, 40 e 41) Como descrito anteriormente a semelhança entre as propriedades mecânicas promove melhor distribuição de tensões. A diferença entre as propriedades mecânicas da resina composta, resina de baixa viscosidade e ionômero de vidro modificado por resina (Tabela 5), podem contribuir também para o aumento das tensões e do risco de falhas na interface entre os materiais restauradores.

Modelos E5 –Resina composta +base com ionômero de vidro modificado por resina

No modelo E5 foram verificados os maiores níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) quando comparados aos demais modelos, considerando o efeito da contração somado à aplicação de cargas. Os valores de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) na interface adesiva para o modelo E5 estão individualizados na Figura 45 e Gráfico 18; e comparado aos demais modelos nos Gráficos 19, 20 e 21 do presente trabalho. Estes resultados podem ser atribuídos à maior contração de polimerização do ionômero modificado por resina, quando comparado aos demais materiais, como previamente estudado na Fotoelasticidade e Tensilometria, somado à aplicação de cargas.^{4,5} Quando a contração de polimerização e cargas oclusais atuam simultaneamente ocorre uma somatória de efeitos, promovendo o aumento dos níveis de tensão na interface adesiva.^{4,5}

A diferença entre as propriedades mecânicas do Vitrebond (3M ESPE) e a dentina (Tabela 5), também pode ser uma explicação para os maiores níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) verificados nos modelos E3, E4 e E5. Durante a aplicação de cargas, os materiais restauradores e a estrutura dental sofrem deformações, de diferentes níveis, devido às diferenças entre as propriedades físicas e mecânicas de cada material.^{40,96,73,122} Esta diferença nas deformações podem ser suficientes para causar altas concentrações de tensões nas interfaces adesivas.⁴⁰ Associado a esse fato a perda de estrutura dentária, como esmalte e dentina, pode modificar a distribuição natural de tensões no dente.^{73,112,122} Quando uma cavidade é restaurada, o material restaurador não é capaz de restabelecer as características originais do elemento dental, ocorrendo um aumento da flexibilidade do dente e conseqüentemente acúmulo de tensões nas regiões aderidas da cavidade.^{40,34,73,96,98,112}

Tem sido verificado que sob o ponto de vista mecânico, as tensões desenvolvidas durante a aplicação de cargas em restaurações diretas, são inversamente proporcionais ao módulo de elasticidade do material restaurador.^{35,90} Quanto menor o módulo de elasticidade do material restaurador, de base ou forramento, maiores são as tensões transmitidas ao dente durante a aplicação de cargas,³⁵ induzindo a uma tendência de separação entre as paredes da cavidade e o material. Estas considerações somadas aos maiores níveis de tensão gerados pela

contração de polimerização do ionômero de vidro modificado (Tabela 14, Figura 31) podem explicar os maiores níveis de tensão encontrados nos modelos E4 e E5 (Gráficos 19, 20 e 21).

Os resultados obtidos neste estudo, utilizando o Método de Fotoelasticidade mostraram-se favoráveis à utilização de sistema adesivo e resina composta na restauração de cavidades classe I, tendo em vista os menores níveis de tensão gerados. Quando comparado o comportamento mecânico dos materiais individualmente, na Tensilometria, a resina composta também apresentou os menores níveis de tensão durante a contração de polimerização, confirmando os resultados de Fotoelasticidade. No Método dos Elementos Finitos, considerando o efeito da contração somado à aplicação de cargas, a interface adesiva apresentou os menores níveis de tensão quando utilizada resina composta. Por conseguinte, a utilização de base cavitária com ionômero de vidro modificado por resina levou aos maiores níveis de tensão na interface adesiva, seguido pelo forramento cavitário com ionômero de vidro modificado por resina, estando o forramento com resina de baixa viscosidade em posição intermediária. Estes resultados demonstraram que a restauração de cavidades classe I com resina composta promoveu um comportamento mecânico superior às demais técnicas avaliadas, no entanto, outros fatores devem ser avaliados na seleção de materiais ou técnicas restauradoras.

7. Conclusão

Considerando a metodologia empregada e os resultados obtidos, podemos concluir que:

1. os menores níveis de tensão durante a contração de polimerização foram observados na interface adesiva quando apenas a resina composta e o sistema adesivo foram utilizados para a restauração da cavidade.

2. a utilização de resina de baixa viscosidade como forramento ou ionômero de vidro modificado por resina como forramento e base, aumentaram os níveis de tensão na interface adesiva, durante a contração de polimerização.

3. quando analisado o comportamento de cada material separadamente as tensões geradas pela contração de polimerização foram maiores para o ionômero de vidro modificado por resina, seguido da resina de baixa viscosidade com níveis intermediários e menores para a resina composta.

4. a aplicação de cargas proporcionou um aumento nos níveis de tensão na interface adesiva para todos os modelos estudados.

5. os menores níveis de tensão na interface adesiva geradas pela contração de polimerização somada à aplicação de cargas foram verificados nos modelos restaurados apenas com resina composta, estando o forramento com resina de baixa viscosidade em posição intermediária, seguido pelo forramento cavitário com ionômero de vidro modificado por resina e os maiores níveis quando utilizada base cavitária com ionômero de vidro modificado por resina.

8. Referências *

1. ANUSAVICE, K.J. **Philips materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. p.309-326.
2. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. **Acta Odontol Scand** ., Oslo, v.60, n.3, p.146-50, June. 2002.
3. ATTIN, T.; BUCHALLA, W.; KIELBASSA, A.M.; HELWIG, E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. **Dent Mater.**, Copenhagen, v. 11, n.6, p.359-62, Nov. 1995.
4. AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C.L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – 3 D finite element analysis. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.18, p.295-303, June. 2002.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **N 6023** : informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

5. AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C.L.; RENGO, S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech**, Elmsford, v.34, n.10, p. 1269-77, Oct. 2001.
6. BARINK, M. ; Van der MARK, P.C.P. ; FENNIS, W.M.M. ; KUIJS, R.H. ; KREULEN, C.M. ; VERDONSCHOT, N. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. **Jmaterials**, Guildford, v.24, n.19, p.1427-35, Aug. 2003.
7. BATHE, K. **Finite Element Procedures**. Upper Saddle River: New Jersey, Prentice-Hall, 1996.
8. BAYNE, S.C.; THOMPSON, J.Y.; SWIFT, E.J. JR; STAMATIADES, P.; WILKERSON, M. A characterization of first-generation flowable composites. **JAm Dent Assoc**, Chicago, v.129, n.5, p. 567-77, May. 1998.
9. BOUILLAGUET, S.; GYSI, P.; WATAHA, J.C.; CIUCCHI B.; CATTANI, M.; GODIN, C.; MEYER, J.M. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. **JDent.**, Guildford, v.29, n.1, p. 55-61, Jan. 2001.
10. BOUSCHLICHER, M.R.; VARGAS, M.A.; BOYER, D.B. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. **Am JDent.** , San Antonio, v.10, n.2, p. 88-96, Apr. 1997.

11. BOWEN, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **JAm. Dent. Assoc.** Chicago, v.64, p.57-64, 1963.
12. BRAGA, R.R.; HILTON, T, J.; FERRACANE, J.L. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. **JAm Dent Assoc**, Chicago, v.134, n.6, p.721-8, Jun. 2003.
13. BURGESS, J.O.; BARGHI, N.; CHAN, D.C. HUMMERT, T. A comparative study of three glass ionomer base materials. **Am. J Dent.**, San Antonio, v.6, n.3, p.137-141, June. 1993.
14. CARVALHO, R.M.; PEREIRA, J.C.; YOSHIYAMA, M.; PASHLEY, D.H. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **per. Dent.**, Seattle, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Feb.1996.
15. CHEN, H.Y.; MANHART, J.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, KH.; Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. **Dent Mater.**, Copenhagen, v. 17, n.3, p.253-9, May. 2001.
16. CHOI, K.K.; CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.79, n.3, p.812-817, Mar. 2000.
17. CHRISTENSEN, G.J. Amalgam *versus* composite resin: 1998. **J Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.129, n.12, p.1757-59, Apr. 1998.
18. CHRISTENSEN, G.J. Has tooth structure been replaced? **JAm Dent Assoc**, Chicago, v.1, n.133, p.103-5, Jan. 2002.

19. CHUNG S.M., YAP A.U., KOH W.K., TSAI K.T., LIM C.T.
Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Bmaterials** , Guildford, v.25, n.13, p.2455-60, Jun, 2004.
20. CHUNG, C.M.; KIM, J.G.; KIM, M.S.; KIM, K.M.; KIM, K.N.
Development of a new photo curable composite resin with reduced curing shrinkage. **Dent. Mat.**, Copenhagen, v.18, n.2, p.174-8, March. 2002.
21. CHUTINAN, S.; PLATT, J.A.; COCHRAN, M.A.; MOORE, B.K.
Volumetric dimensional change of six direct core materials. **Dent Mater.**, Copenhagen, v.20, n.4, p.345-51, May. 2004.
22. CIVELEK, A.; ERSOY, M.; L'HOTELIER, E.; SOYMAN, M.; SAY, E.C.
Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. **Per Dent.**, Seattle, v.28, n.5, p.635-41, Sep-oct. 2003.
23. COLLINS, C.J.; BRYANT, R.W.; HODGE, KL.V. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year finding. **J Dent.**, Guildford, v.26, n.4, p.311-7, May. 1998.
24. COOK, W.D.; FORREST M.; GOODWIN, A. A. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. **Dent. Mat.**, Copenhagen, v.15, n.6, p.447-9, Nov. 1999.
25. COSTA, C.A.S.; NASCIMENTO, A.B.L.; TEIXEIRA, H.M. Response of human pulps following acid conditioning and application of a

- bonding agent in deep cavities. **Dent. Mater**, Copenhagen, v.18, p.543-551, Nov. 2002.
26. COX, C.F.; HAFEZ, A.A.; AKIMOTO, N.; OTSUKI, M.; MILLS, J.C. Biological basis for clinical success: pulp protection and the tooth-restoration interface. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, New York, v.11, n.7, p.819-827, Sept.1999.
 27. DALLY, J. W., RILEY W. F. **Experimental stress analysis**. McGraw-Hill, 1978.
 28. DAVIDSON, C.L.; de GEE, A.J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. **J Dent. Res.** Alexandria, v.63, n.2, p.146-148, Feb. 1984.
 29. DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J.; FEILZER, A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.63, n.12, p.1396-1399, Jan.1984.
 30. de GEE, A.J.; VAN DUINEN, R.N.; WERNER, A.; DAVIDSON, C.L. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. **J Dent Res.**, Alexandria, v.75, n.8, p.1613-9, Aug. 1996.
 31. ERNST, C.; CORTAIN, G.; SPOHN, M.; RIPPIN, G.; WILLERSHAUSEN, B. Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: a in vitro dye penetration study on eight resin-composite and compomer-adhesive combinations with a

particular look at the additional use of flow-composites. **Dent. Mat.**, Copenhagen, v.18, n.4, p.351-358, Jun. 2002.

32. ERNST, C.P.; BRAND, N.; FROMMATOR, U.; RIPPIN, G.; WILLERSHAUSEN, B. Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization. **JEsthet Restor Dent.** v.15, n.2, p.93-103, Sep. 2003.
33. ERNST, C.P.; KURSCHNER, R.; RIPPIN, G.; WILLERSHAUSEN, B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. **Am J Dent.** , San Antonio, v.13, n.2, p.69-72, Apr. 2000.
34. FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; SIKARSKIE, D. L. I. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **JBiomech.** , Elmsford, v.6, n.5, p. 511-20, Sep. 1973.
35. FARAH, J.W.; HOOD, J.A.A.; CRAIG, R.G. Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.54, n.1, p.11-15, Jan-Fev. 1975.
36. FEILZER, A.J.; DE GEE A.J.; DAVIDSON, C.L. Setting stress in composites for two different curing modes. **Dent. Mat.**, Copenhagen, v.9, n.1, p.2-5, Jan. 1993.
37. 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.**, Alexandria, v.66, n.11, p.1636-9, Nov. 1987.

38. FEILZER, A.J.; DOOREN, L.H.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L.
Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. **Eur. J Oral Sci**, Copenhagen, v.103, n.5, p.322-326, Oct.1995.
39. FEILZER, A.J.; KAKABOURA, A.I.; de GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L.
The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. **Dent Mater**, Copenhagen, v.11, n.3, p.186-90, May.1995 .
40. FENNER, D.N.; ROBINSON, P.B.; CHEUNG, P.M. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. **Medical Engineering & Physics**, v.20, n.4, p.269-275, Jun.1998.
41. FERRACANE, J.L.; FERRACANE, L.L.; BRAGA, R.R. Effect of admixed high-density polyethylene (HDPE) spheres on contraction stress and properties of experimental composites. **J Biomed Mater Res**. New York, v.66B, n.1, p.318-23, Jul.2003.
42. FIGUEIREDO REIS, A.; GIANNINI, M.; AMBROSANO, G.M.; CHAN, D.C. The effects of filling techniques and low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. **J Dent.**, Guildford, v.31, n.1, Jan. 2003.
43. GOEL, V.K.; KHERA, S.C.; GURUSAMI, S.; CHEN R.C. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. **J Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, n.2, p.174-83, Feb. 1992.

44. GORDAN, V.V.; MJÖR, I.A.; VEIGA FILHO, L.C.; RITTER, A.V.
Teaching of posterior resin-based composite restorations in Brazilian dental schools. **Quintessence Int** ., Berlin, v.31, n.10, p.735-740, Nov./Dec. 2000.
45. GORDON, J.E. **Structures or by the things dont fall down**
London, Da Capo Press, 1978, p.60-69.
46. HAAK, R.; WICHT, M.J.; NOACK, M.J. Marginal and internal adaptation of extended class I restorations lined with flowable composite. **J Dent** ., Guildford, v.31, n.4, p.231-239, May. 2003.
47. HARA, A.T.; AMARAL, C.M.; PIMENTA, L.A.; SINHORETI, M.A.
Shear bond strength of hydrophilic adhesive systems to enamel. **Am Dent.** San Antonio, v.12, n.4, p.181-4, Aug. 1999.
48. HEBLING, J.; GIRO, E.M.A.; COSTA, C.A.S. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. **J Dent.**, Guildford, v.27, p.557-564, Nov.1999.
49. HEGDAHL, T.; GJERDET, N.R. Contraction stresses of composite resin filling materials. **Acta Odont. Scand.**, Stockholm, v.35, n.4, p.191-5, Jul. 1977.
50. HICKEL, R.; MANHART, J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. **J Adhs Dent** ., New Maldin, v.3, n.1, p.45-64, spring 2001.

51. HOTTA, M.; AONO, M. Adaptation to the cavity floor of the light-cured glass ionomer cement base under a composite restoration. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v.21, n.6, p.679-685, Nov.1994.
52. HUBSCH, P.F.; MIDDLETON, J.; REES, J.S.; JACOBSEN, P.H. An adaptive finite-element approach for the analysis of dental restorations. **J Biomed Eng.** v.15, n.5, p.401-8, Sep. 1993.
53. INOUE, S.; VARGAS, M.A.; ABE, Y.; YOSHIDA, Y.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G.; SANO, H.; VAN MEERBEEK B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. **Am J Dent.**, San Antonio, v.16, n.5, p.329-34, Oct. 2003.
54. JEDRYCHOWSKI, J.R.; BLEIER, R.G.; CAPUTO, A.A. Shrinkage stress associated with incremental composite filling techniques. **J Dent. Clin.**, Fulton, v.65, n.2, p.111-115, Mar-Apr.1998.
55. JORDAN, R.E.; SUZUKI, M. Posterior composite restorations. Where and how they work best. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.122, n.11, p.30-7, Nov. 1991.
56. KATONA, T.R.; WINKLER, M.M. Stress analysis of a bulk-filled Class V light-cured composite restoration. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.73, n.8, p.1470-7, Aug. 1994.
57. KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effect by increased flexibility. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.69, n. 6, p.1240-1243, June 1990.

58. KEMPT-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON C.L. Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restorations. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.67, n.5, p.841-5, May. 1988.
59. KIDD, E.A. Microleakage: a review. **J Dent.** , Guildford, v.4, n.5, p.199-206, Sep. 1976.
60. KIM, Y.; HIRANO, S.; HIRASAWA, T. Physical properties of resin-modified glass-ionomers. **Dent Mater J** Tokyo, v.17, n.1, p.68-76, Mar. 1998.
61. KIM, Y.G.; HIRANO, S. Setting shrinkage and hygroscopic expansion of resin-modified glass-ionomer in experimental cylindrical cavities. **Dent Mater J** Tokyo, v.18, n.1, p.63-75, Mar.1999.
62. KINOMOTO, Y.; TORII, M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. **J Dent.**, Guildford, v. 26, n.2, p.165-171, Mar.1998.
63. KINOMOTO, Y.; TORII, M.; TAKESHIGE, F.; EBISU, S. Comparison of polymerization contraction stress between self and light-curing composites. **J Dent.**, Guildford, v.27, n.5, p.383-9, Jul.1999.
64. KREJCI, I.; STAVRIDAKIS, M. New perspectives on dentin adhesion – Differing methods of bonding. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, New York, v.12, n.8, p.727-732, Oct. 2000.
65. LABELLA, R.; LAMBRECHTS, P.; Van MEERBEEK, B., VANHERLE, G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites

- and filled adhesives. **Dent. Mat.** Copenhagen, v.15, n.2, 128-137, Mar. 1999.
66. LAUGHLIN, G.A.; WILLIAMS, J.L.; EICK, J.D. The influence of system compliance and sample geometry on composite polymerization shrinkage stress. **J Biomed Mater Res.**, New York, v.63, n.5, p.671-8, 2002.
 67. LEE, S.; CHIANG, H.; LIN, C.; HUANG, H.; DONG, D. Finite element analysis of thermo-debonding mechanism in dental composites. **J Biomed Mater Res.**, Guildford, v.21, n.13, p.1315-26, Jul. 2000.
 68. LEINFELDER, K.F. Restoration of abfraction lesions. **Compendium**, Pennsylvania, v.15, n.11, p.1398-1400, Nov. 1994.
 69. LEINFELDER, K.L. Changing restorative traditions: the use of bases and liners. **J Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.125, n.1, p.65-67, Jan.1994.
 70. LOPES, L.G. **Avaliação da contração de polimerização e das tensões promovidas em função de diferentes sistemas de polimerização e de materiais restauradores estéticos.** 2003. 136f. (Tese) Doutorado em Dentística – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.
 71. LUTZ, F.; KREJCI, I.; LUESCHER, B.; OLDENBURG, T.R. Improved proximal marginal of class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. **Quintessence Int.**, Berlin, v.17, n.10, p.659-64, Oct. 1986.

72. LUTZ, F.; KREJCI, I.; OLDENBURG, T.R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. **Qintessence Int.**, Berlin, v.17, n.12, p.777-784, Dec.1986.
73. MAGNE, P.; DOUGLAS, W.H. Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: intact versus veneered incisors. **Qintessence Int.** Berlin, v.31, n.1, p.5-18, Jan. 2000.
74. MAHLER, D.B.; PEYTON, F.A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. **JDent Res.** , Alexandria, v.34, n.6, p.831-8, Dec. 1955.
75. MITRA, S.B. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. **JDent. Res.**, Alexandria, v.70, n.1, p.72-74, Jan.1991.
76. MIYAZAKI, M.; MATSUTANI, S.; MATSUZAKI, T.; HINOURA, K.; ONOSE H. Volumetric shrinkage of light cured type II glass ionomers. **JDent Res.**, Alexandria, v.72, p.633, 1992. Special Issue/ Abstract n.939.
77. MJÖR, I.A. The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. **Acta Odontol. Scand** ., Stockholm, v.55, n.1, p.58-63, Jan. 1997.
78. MONDELLI, J. **Proteção do complexo dentino-pulpar**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. p.31-62.

79. MONDELLI, R.F.L.; CAVINA, D.A.; CASTAÑEDA-ESPINOSA, J.; FRANCO, E.B.; MONDELLI, J. Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas híbridas. **Jas Dent Estet**, Curitiba, v.2, n.7, p.238-45, jul/set. 2003.
80. MONGKOLNAM, P.; TYAS, M.J. Light-cured lining materials: a laboratory study. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.10, n.3, p. 196-202, May 1994.
81. MONTES, M.A.; GOES, M.F.; CUNHA, M.R.B.; SOARES, A.B. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. **JDent.**, Guildford, v.29, n.6, p.435-441, Aug. 2001.
82. NAVARRO, M.F.L.; PASCOTTO, R.C. Cimentos de ionômero de vidro. São Paulo: Artes Médicas, 1998. p.3-39.
83. O'BRIEN W. **Dental materials and their selection**. 2th ed., Quintessence Pubh.,1997. p. 331-406.
84. OBERHOLZER, T.G.; PAMEIJER, C.H.; GROBLER, S.R.; ROSSOUW, R.J. Volumetric polymerization shrinkage of different dental restorative materials. **SDJ** , Pretoria, v.59, n.1, p.8-12, Feb. 2004.
85. OLIVEIRA, J.E. **Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos**. 2003. 74f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação

Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

86. OZGUNALTAY, G.; ONEN, A. Three-year clinical evaluation of a resin modified glass-ionomer cement and a composite resin in non-carious class V lesions. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v.29, n.11, p.1037-41, Nov. 2002.

87. PELIZ FERNANDES, M.I.L. **Avaliação da interface dentina-agentes protetores em restaurações com resina composta, através de microscopia eletrônica de varredura.** 2003. 151f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

88. PEREIRA, P.N.R.; YAMADA, T.; INOKOSHI, S.; BURROW, M.F.; SANO, H.; TAGAMI, J. Adhesion of resin-modified glass ionomer cements using resin bonding systems. **J Dent** ., Guildford, v.26, n.5/6, p.479-485, July/Aug.1998.

89. Perfil Técnico do Produto, 3M ESPE, Resina FiltekZ250 Restaurador Universal para dentes anteriores e posteriores, 32p.

90. PETERS, R.B.; POORT, H.W., Biomechanical stress analysis the amalgam-tooth interface. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.62, n.3, p.358-362, Apr. 1983.

91. PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur J Oral Sci.**, Cambridge, v.105, n.2, p.97-116, Apr. 1997.
92. PRICE, R.B. et al. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. **Dental Materials**, Guildford, v.24, n.6, p.1013-21, Mar. 2003.
93. PRICE, R.B.; DERAND, T.; SEDAROUS, M.; ANDREOU, P.; LONEY, R.W. Effect of distance on the power density from two light guides. **J Esthet Dent.** Ontario, v.12, n.6, p.320-7, 2000.
94. QVIST, V. The effect of mastication on marginal adaptation of composite restorations *in vivo*. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.62, n.8, p.904-6, 1983.
95. RASKIN, A., MICHOTTE-THEALL, B., VREVEN, J., WILSON, NH. Clinical evaluation of posterior composite 10-year report. **J Dent.**, Guildford, v.27, n.1, p.13-9, Jan.1999.
96. REES JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. **J Oral Rehabil**., Oxford, v.29, n.2, p.188-93, Feb. 2002.
97. REES, J.S.; JACOBSEN, P.H. The polymerization shrinkage of composite resins. **Dent Mater.** Copenhagen, v.5, n.1, p.41-4, Jan. 1989.

98. REES, J.S.; O'DOUGHERTY, D.; PULLIN, R. The stress reducing capacity of unfilled resin in a Class V cavity. **Jal Rehabil.** Oxford, v.26, n.5, p.422-7, May, 1999.
99. RUEGGERBERG, F. A.; CAUCHMAN, W.F.; CURTIS Jr, J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **per. Den.**, Seattle, v.19, n.1, p. 26-32, Jan-Feb. 1994.
100. SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.18, n.1, p.64-71, Jan. 2002.
101. SIDHU, S.K.; WATSON, T.F. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. **Am. JDent.**, San Antonio, v.8, n.1, p.59-67, Feb.1995.
102. SIDHU, S.K.; WATSON, T.F. Resin-modified glass ionomer materials. Part1: Properties. **Dent. pdate**, London, v. 22, n.10, p. 429-432, Dec.1995.
103. SLONE, C.E. New instrumentation and technique for obtaining consistent interproximal contacts of direct Class II composite restorations **Pract Periodontics Aestht Dent** . New York, v.6, n.5, p.15-20, Jun-Jul. 1994.
104. SWIFT, E.J.JR.; BAYNE, S.C. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. **Am. JDent.** , San Antonio, v.10, n.4, p.184-188, Aug.1997.

105. SZEP, S., FRANK, H., KENZEL, B., GERHARDT, T., HEIDEMANN, D. Comparative study of composite resin placement: centripetal buildup *versus* incremental technique. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New York, v.13, n.3, p.243-50, Apr. 2001.
106. TACHIBANA, K.; KUROE, T.; TANINO, Y.; SATOH, N.; OHATA, N.; SANO, H.; CAPUTO, A.A. Effects of incremental curing on contraction stresses associated with various resin composite buildups. **Quintessence Int.** Illinois, v.35, n.4, p.299-306, Apr. 2004.
107. Technical Product Profile Update, 3M Vitrebond Liner/Base, 21p
108. Technical Product Profile, 3M FiltekFlow Flowable Restorative, 20p
109. TIMOSHENKO, S.P.; GOODIER, J.N. **Teoria da Elasticidade**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara koogan Dois S.A., 1980.
110. TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; CEBALLOS, L.; FUENTES, M.V.; FERNANDES, C.A.; TAY, F.R.; CARVALHO, R.M. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. **Am Dent.** San Antonio, v.16, n.5, p292-8, Oct. 2003.
111. TOLIDIS, K.; NOBECOURT, A.; RANDALL, R.C. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. **Dent. Mater**, Copenhagen, v.14, n.6, p.417-423, Nov.1998.
112. TOPARLI, M.; GÖKAY, N.; AKSOY, T. An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam. **J Oral Rehb.**, Oxford, v.26, n.3, p.259-263, mar. 1999.

113. UNTERBRINK, G.L.; LIEBENBERG, W.H. Flowable resin composite as “filled adhesives”: literature review and clinical recommendations. **Qintessence Int.**, Illinois, v.30, n.4, p.249-57, Apr. 1999.
114. VERLUIJS, A.; DOUGLAS, W. H.; CROSS, M.; SAKAGUCHI, R.L. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J Dent. Res.**, Alexandria, v.75, n.3, p.871-8, Mar. 1996.
115. VERSLUIJS, A.; TANTBIROJN, D. Theoretical considerations of contraction stress. **Compend Contin Educ Dent.**, Jamesburg, v.25, Suppl., pS24-32, Nov. 1999.
116. VERSLUIJS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Do dental composites always shrink toward the light? **J Dent. Res.**, Alexandria, v.77, n.6, p.1435-1445, June.1998.
117. WEINER, R.S.; WEINER, L.K.; KUGEL, G. Teaching the use of bases and liners. **J Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.127, n.11, p.1640-1645, Nov. 1996.
118. WHEELER, R. C. **An Atlas of toothform.** 3.ed. Philadelphia: Saunders,1962.
119. WIECZKOWSKI, G.; JOYNT, R.B.; DAVIS, E.L.; YU, X.Y.; CLEARY, K. Leakage patterns associated with glass-ionomer-based resin restorations. **per. Dent.** , Seattle, v.17, n.1, p.21-25, Jan./Feb.1992.

120. WILSON, N.H. Conference report. Direct adhesive materials: current perceptions and evidence – future solutions. **JDent.**, Guildford, v.29, n.5, p.307-316, Jul. 2001.
121. WINKLER, M.M.; KATONA, T.R.; PAYDAR, N.H. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. **J Dent. Res.**, Alexandria, v.75, n.7, p.1477-83, Jul.1996.
122. YAMAN, S.D.; SAHIN, M.; AYDIN, C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in class V cavities. **J Oral Rehb.**, Oxford, v.30, n.6, p.630-641, Jun. 2003.

OLIVEIRA, L. C. A. **Análise das tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas em restaurações diretas de resina composta. Efeito da utilização de materiais para base ou forramento.** Araraquara, 2004. 233p. Tese – (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

RESUMO

O objetivo desta investigação científica foi analisar o efeito da presença de materiais para base ou forramento, nas tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas, em cavidade classe I, no segundo pré-molar superior. Foram avaliadas quatro técnicas restauradoras: 1) Resina composta Z250(3M ESPE) controle, 2) Resina composta Z250(3M ESPE) + forramento com resina de baixa viscosidade FiltekFlow(3M ESPE), 3) Resina composta Z250(3M ESPE) + Forramento com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond(3M ESPE) e 4) Resina composta Z250(3M ESPE) + base com ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond(3M ESPE). O estudo transcorreu em três fases: 1)Fotoelasticidade, 2)Tensilometria e 3)Elementos Finitos. 1ª Fase (Fotoelasticidade) – Nesta etapa foram avaliadas as tensões geradas durante a contração de polimerização na cavidade confeccionada em modelo fotoelástico, restaurada com as técnicas descritas acima, nomeadas F1, F2, F3 e F4 respectivamente e determinada a Tensão Cisalhante Máxima($\tau_{m\acute{a}x}$) na interface adesiva e realizados os Testes ANOVA e Tukey ($p \leq 0,05$). 2ª Fase (Tensilometria) – Nesta etapa foram avaliadas as tensões geradas durante a contração de polimerização de

cada material, assim agrupados: T1 – resina composta, T2 – resina de baixa viscosidade e T3 – Ionômero de vidro modificado por resina, os quais foram inseridos entre duas bases cilíndricas de dentina bovina (diâmetro 4,0 mm) com espessura de 2,0mm, sendo que a base superior foi conectada a uma célula de carga. Os valores de força foram registrados iniciando simultaneamente com a fotopolimerização até a completa estabilização das forças. Os valores máximos de tensão foram obtidos e realizados Testes ANOVA e Tukey ($p \leq 0.05$). 3ª Fase (Elementos Finitos) – Nesta etapa um modelo bidimensional foi gerado e restaurado com as técnicas descritas acima. As tensões de contração de polimerização foram simuladas baseado nos resultados de Tensilometria e Fotoelasticidade, sendo aplicado três tipos de cargas: I) 60N, dois pontos oclusais; II) 30N, cúspide vestibular à 45° e III) 30N, na cúspide palatina à 45° e determinados os valores de tensão de von Mises(σ_e), tensão Tangencial - σ_t e tensão Normal – σ_n na interface adesiva. A partir dos resultados de Fotoelasticidade os níveis médios de tensão foram na seqüência: $F1 < F2 < F3 < F4$. ($p < 0,001$) Para a Tensilometria os níveis médios de tensão foram na seqüência: $T1 < T2 < T3$. ($p < 0,001$) No Método dos Elementos Finitos, verificou-se que a aplicação de cargas proporcionou aumento dos níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) na interface adesiva em todos os modelos, sendo os menores níveis verificados quando utilizada a resina composta. Durante a contração de polimerização e aplicação de cargas, a utilização de base cavitária com

ionômero de vidro modificado por resina promoveu maiores níveis de tensão (σ_e , σ_t e σ_n) na interface adesiva, seguido pelo forramento com ionômero de vidro modificado por resina, estando o forramento com resina de baixa viscosidade em posição intermediária e menores para a resina composta. A presença de materiais para base e forramento aumentou os níveis de tensões durante a contração de polimerização e aplicação de carga.

Palavras-chave: Forramento da cavidade dentária, resinas compostas, cimentos de ionômeros de vidro, biomecânica e análise das tensões dentárias.

OLIVEIRA, L. C. A. **Analysis of polymerization shrinkage and load application in composite resin restorations. Effect of materials used for liner and base.** Araraquara, 2004. 233p. Tese – (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

ABSTRACT

The aim of this study was analyze the effect of liner and base materials presence during polymerization shrinkage and load application, on cavities class I, in maxillary premolar. The following technique were assigned: 1) Composite resin Z250(3M ESPE)-control, 2) Composite resin Z250(3M ESPE) + liner with flowable FiltekFlow (3M ESPE) 3) Composite resin Z250(3M ESPE) + liner with resin-modified glass-ionomer Vitrebond(3M ESPE) e 4) Composite resin Z250(3M ESPE) + base with resin-modified glass-ionomer Vitrebond(3M ESPE). The study was divided in three phases: 1) Photoelasticity, 2) Tensilometry e 3) Finite Elements Analysis.

1^a (Photoelasticity) – In this phase was determinate polymerization shrinkage stress in photoelastic model, filled with techniques, named F1, F2, F3 e F4 respectively and Maximal Shear Stress($\tau_{\text{máx}}$) was determinate along adhesive interface. Results were analyzes by Anova and Tukey Test. ($p \leq 0,05$). 2^a (Tensilometry) – In this phase was determinate, polymerization shrinkage stress, for each material: T1 – composite resin, T2 – flowable resin e T3 – resin-modified glass-ionomer. Materials were inserted into 2mm space, between two dentin bovine cylindrical bases, (diameter 4,0mm), which one was connected a load cell. A curve ForceXTime, was obtained for each of samples. Results were analyzes by

Anova and Tukey Test. ($p \leq 0,05$). 3^a (Finite Elements Analysis) – In this phase, stresses resulting from polymerization shrinkage in combination with occlusal loading, were determinate in a 2D finite element model. The polymerization shrinkage stress was fundamented in Tensilometry and Photoelasticity results. Moreover, a loading was applied with the following protocol: (I) 60N applied on the occlusal surface; (II) 30N load with 45° to the longitudinal axis was applied lying on buccal cusp; (III) 30N load with 45° to the longitudinal axis applied on lingual cusp. The results expressed: Von Mises- σ_e , Tangencial- σ_t and Normal- σ_n stresses in bonded interface. Maximum Shear Stress($\tau_{m\acute{a}x}$) in photoelastic models were: $F1 < F2 < F3 < F4$. ($p < 0,001$) Maximum shrinkage stress in Tensilometry were: $T1 < T2 < T3$. ($p < 0,001$). Finite Element stress analysis showed higher stress level in adhesive interface with application load. Polymerization shrinkage stress in combination with occlusal loading was higher in presence a liner or base material, over resin composite. The level stress in adhesive interface were higher when base with resin-modified glass-ionomer was using, flowing for liner with resin-modified glass-ionomer, intermediary for liner with flowable resin and lower for composite resin. The liner and base material presence, increased stress level in adhesive interface during polymerization shrinkage stress and load application.

Key words: Lining, Composites resin, Glass ionomer cements, dental stress analysis, biomechanics.