

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA**

RAFAEL BAGGIO

**AVALIAÇÃO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
GERADAS PELA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS
COMPOSTAS**

PONTA GROSSA

2010

RAFAEL BAGGIO

**AVALIAÇÃO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
GERADAS PELA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS
COMPOSTAS**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Dentística Restauradora.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes.

Co-orientadora: Prof^a. Dr^a. Mildred Ballin Hecke.

PONTA GROSSA

2010

Ficha catalográfica elaborada pelo Setor de Processos Técnicos BICEN/UEPG

- B144a Baggio, Rafael
Avaliação numérico-experimental da distribuição de tensões geradas pela contração de polimerização de resinas compostas/ Rafael Baggio. Ponta Grossa, 2010.
84f.
- Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração : Dentística Restauradora)- Universidade Estadual de Ponta Grossa.
Orientadora: Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes
Co-orientadora : Profa. Dra. Mildred Ballin Hecke
1. Contração de polimerização. 2. Resinas compostas. 3. MEF.
I. Gomes, Osnara Maria Mongruel. II. Hecke, Mildred Ballin.
III. T.

CDD : 617.67

RAFAEL BAGGIO

AVALIAÇÃO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES GERADAS PELA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS COMPOSTAS

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Dentística Restauradora.

Ponta Grossa, 23 de fevereiro de 2010.

Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes

Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof^a. Dr^a. Mildred Ballin Hecke

Universidade Federal do Paraná

Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto

Universidade Estadual de Ponta Grossa

Dedico este trabalho à minha família...

À minha esposa **Flávia**, pelo amor dedicado a mim,
pela ajuda e compreensão e pelo entendimento
da minha ausência para a realização deste trabalho.

Ao meu filho **João Gabriel** que está chegando pela alegria
que ele está me proporcionando e por me fazer enxergar
o mundo de uma maneira diferente.

Ao meu pai **Hermínio** e à minha mãe **Nádia** pelo
apoio incondicional às minhas escolhas profissionais
e pessoais e por abraçar cada novo desafio meu
como se fosse o último de suas vidas.

Ao meu irmão **Rodrigo** por me inspirar
a trabalhar cada vez mais e pela amizade sem tamanho.

À minha irmã **Gabriella** pela meiguice nos momentos
carinhosos e pela personalidade forte nos
momentos de decisão.

Este trabalho é de todos nós!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À **Deus** pela alegria da vida e por me proporcionar momentos especiais durante todo este caminho.

À minha orientadora **Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes**,
por compartilhar comigo todo o seu conhecimento, por sua
paciência, pela sua compreensão e pela sua amizade.

À minha co-orientadora **Prof^a. Dr^a. Mildred Ballin Hecke**,
pela sua dedicação a este trabalho, pela troca ilimitada de
conhecimentos, pelo seu carinho e pela nova amizade.

Ao **Prof. Dr. João Carlos Gomes** por acreditar que as
coisas do mundo ainda podem mudar e principalmente
por trabalhar para que isto aconteça.

À vocês, meus sinceros agradecimentos!

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG, nas pessoas de seu Reitor Prof. Dr. João Carlos Gomes e do Vice-Reitor Prof. Dr. Luciano Santana Vargas pela oportunidade a mim proporcionada para desenvolvimento deste trabalho.

Ao curso de pós-graduação em nível de Mestrado em Odontologia da UEPG, na pessoa de seu Coordenador Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes, pelo apoio à pesquisa e incentivo contínuo.

À Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de estudos concedida.

Aos funcionários da UEPG e do Mestrado que estão sempre dispostos a ajudar.

Ao laboratório de Engenharia de Materiais da UEPG pela possibilidade de realização de alguns ensaios.

Ao técnico de laboratório Milton, que foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao CESEC – UFPR, pelo apoio pessoal e computacional para a realização deste estudo.

Ao amigo Marco Vasco pela ajuda pontual e fundamental para desenvolvimento deste trabalho.

Aos novos amigos Ana Paula, Felipe e Marco Argenta pelo suporte computacional e pela amizade conquistada.

À todos os amigos e colegas do mestrado pelos momentos de aprendizado pessoal e científico que desenvolvemos juntos.

Ao amigo Miguel pelo companheirismo e pela amizade formada.

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

DADOS CURRICULARES

Rafael Baggio

NASCIMENTO 14.02.1984	Erechim – Rio Grande do Sul
FILIAÇÃO	Hermínio José Baggio e Nádia Terezinha Fiebig Baggio
2003 – 2007	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa-Paraná.
2006	Curso de Aperfeiçoamento em Ortodontia – Typodont pela Associação Brasileira de Odontologia (ABO). Ponta Grossa – Paraná.
2007	Curso de Aperfeiçoamento em Implantodontia pela Associação Brasileira de Odontologia (ABO). Ponta Grossa – Paraná.
2008 – 2010	Curso de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração – Dentística Restauradora, Nível Mestrado, Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa – Paraná.

RESUMO

Baggio R. Avaliação numérico-experimental da distribuição de tensões geradas pela contração de polimerização de resinas compostas. [Dissertação Mestrado em Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2010.

Este trabalho tem como objetivo avaliar a distribuição de tensões geradas pela contração de polimerização de 3 resinas compostas [Filtek™ Z-250 (3M ESPE, St. Paul, Minn., USA); Filtek™ Z-350 (3M ESPE, St. Paul, Minn., USA) e P90 (3M ESPE, St. Paul, Minn., USA)], através de testes mecânicos e análise por meio do método de elementos finitos. Inicialmente, 10 cp de cada resina composta foram confeccionados em matrizes metálicas de 25 X 2 X 2 mm e submetidos ao ensaio de resistência flexural de 3 pontos em uma Máquina de Ensaio Universal à uma velocidade de 0,5 mm/min. Para o teste de resistência à tração, foram confeccionados 10 cp para cada grupo de resina composta, mas agora em uma matriz metálica em forma de ampulheta medindo 10 x 3 x 1,5 mm com um estrangulamento central de 1,5 mm. Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à tração em uma Máquina de Ensaio Universal com uma célula de carga de 10 N a uma velocidade de 1,0 mm/min até que ocorreu a fratura no material. Com os dados obtidos em laboratório, uma simulação computacional foi realizada através do MEF, simulando os efeitos de uma restauração classe V na região cervical da face vestibular de um pré-molar. Nos testes mecânicos, após análise de variância ANOVA dois critério e pós-teste de Bonferroni com alfa igual a 0,05, não foram encontradas diferenças estatísticas para a resistência à tração (MPa) e resistência flexural (MPa) respectivamente entre as resinas Filtek™ Z-250 ($36,51 \pm 8,14$ e $158,51 \pm 31,80$), Filtek™ Z-350 ($34,43 \pm 6,49$ e $146,65 \pm 18,83$) e Filtek™ P90 ($37,35 \pm 7,51$ e $148,00 \pm 26,24$). Na análise pelo método de elementos finitos, a resina à base de silorano (Filtek™ P90) obteve menores valores de tensões produzidas pela contração de polimerização e conseguiu uma melhor dissipação da mesma pelas estruturas adjacentes.

Palavras-chave: Contração de polimerização. Resinas compostas. MEF.

ABSTRACT

Baggio R. Numerical-experimental evaluation of the distribution of the stresses produced by polymerization shrinkage of composite resins. [Dissertação Mestrado em Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2010.

The purpose of this study was to evaluate the distribution of the stresses generated by the polymerization shrinkage of three composite resins [Filtek™ Z250 (3M ESPE, St. Paul, Minn., USA); Filtek™ Z350 (3M ESPE, St. Paul, Minn., USA) and P-90 (3M ESPE, St. Paul, Minn., USA)], with mechanical tests and finite element analysis (FEM). Ten samples of each composite resin were prepared in metal matrix of 25 X 2 X 2 mm and were tested in the flexural 3 points bend strength in a universal testing machine and a cross-head speed of 0.5 mm / min. After, more 10 samples of each composite resin were prepared in a metal matrix in the form of an hourglass measuring 10 x 3 x 1.5 mm with a central bottleneck of 1.5 mm were submitted to a tensile strength in an universal testing machine with a load cell of 10 N and a cross-head speed of 1.0 mm / min until material failure occurred. After, FEM analysis was made simulating the effects of a class V restoration. In the mechanical tests of tensile strength (MPa) and 3 points bend flexural strength (MPa) respectively, all composites obtained similar results, being to Filtek™ Z-250 (36.51 ± 8.14 and 158.51 ± 31.80), to Filtek™ Z-350 (34.43 ± 6.49 and 146.65 ± 18.83) and to Filtek™ P90 (37.35 ± 7.51 and 148.00 ± 26.24) with no statistical differences by Two-way ANOVA test and Bonferroni ($\alpha = 0.05$) post-hoc. In the FEM analysis, the silorane based resin (Filtek™ P90) showed lower values of tension produced by polymerization shrinkage and better able to dissipate it by the adjacent structures.

Keywords: Polymerization shrinkage. Composite resin. FEM.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.	Estrutura molecular do Bis-GMA:2,2-bis[4-(2-hidróxi-3-metacriloxipropil-1-oxi)fenil]propano.....	18
Figura 2.	Estrutura molecular do UDMA: dimetacrilato uretano.....	19
Figura 3.	Estrutura molecular do Bis-EMA: Bisfenol A dimetacrilato etoxilado.....	19
Figura 4.	Estrutura molecular do TEGDMA: Trietilenoglicol dimetacrilato.....	20
Figura 5.	Estrutura molecular do EGDMA: Etilenoglicol dimetacrilato.....	21
Figura 6.	Estrutura molecular do Silorano.....	24
Figura 7.	Polimerização via radical livre dos metacrilatos e via abertura de anéis dos Siloranos.....	25
Figura 8.	Fluxograma metodológico dos ensaios realizados.....	44
Figura 9.	Matriz metálica original e ampliação da réplica em silicone.....	45
Figura 10.	Inserção da resina composta.....	45
Figura 11.	Corpo de prova polimerizado.....	45
Figura 12.	Corpo de prova submetido ao ensaio de tração.....	46
Figura 13.	Corpo-de-prova modelado computacionalmente para simulação em Elementos Finitos.....	47
Figura 14.	Tensão normal na direção longitudinal no eixo Y.....	47
Figura 15.	Tensão normal na linha média da seção média do corpo-de-prova...	48
Figura 16.	Matriz metálica para o teste de flexão.....	49
Figura 17.	Inserção e adaptação da resina composta.....	49
Figura 18.	Corpo-de-prova polimerizado.....	49
Figura 19.	Reconstrução digital a partir de tomografia sem qualquer edição.....	50
Figura 20.	Reconstrução digital do dente 34.....	51
Figura 21.	Dente 34 com dentina em marrom e esmalte em amarelo.....	52
Figura 22.	Modelo criado para simulação do dente 34 e estruturas adjacentes: a) vista de perfil do modelo; b) o mesmo modelo com as estruturas semitransparentes; e c) vista em corte do modelo. Esmalte em amarelo, dentina em marrom, ligamento periodontal em verde, osso cortical em cinza e osso medular em rosa.....	52
Figura 23.	Sólido 3D com a cavidade preparada já preenchida com o material restaurador.....	53

Figura 24.	Vista lateral da reconstrução computacional com as estruturas semitransparentes e ampliação da área restaurada para uma visualização detalhada da cavidade classe V e sua posição em relação às outras estruturas do modelo 3D.....	53
Figura 25 A).	Variação da temperatura da restauração para a resina composta Filtek™ Z-250 para simular a contração de polimerização. Note que apenas o corpo da restauração sofre a redução de temperatura desejada, que é compatível com a porcentagem de contração de cada resina composta, sem que o resto do corpo do dente sofra o mesmo efeito de contração.....	57
Figura 25 B).	Variação da temperatura da restauração para a resina composta Filtek™ Z-350 para simular a contração de polimerização. Note que apenas o corpo da restauração sofre a redução de temperatura desejada, que é compatível com a porcentagem de contração de cada resina composta, sem que o resto do corpo do dente sofra o mesmo efeito de contração.....	57
Figura 25 C).	Variação da temperatura da restauração para a resina composta Filtek™ P90 para simular a contração de polimerização. Note que apenas o corpo da restauração sofre a redução de temperatura desejada, que é compatível com a porcentagem de contração de cada resina composta, sem que o resto do corpo do dente sofra o mesmo efeito de contração.....	58
Figura 26.	A) visão geral da malha tetraédrica gerada para o dente. B) dente sem a restauração mostrando refinamento da malha nas faces internas de esmalte e dentina, locais de maior importância para os resultados de contração de polimerização. C) detalhe do refinamento da malha na restauração tanto nas superfícies internas quanto nas superfícies externas.....	59
Figura 27.	Dissipação das tensões de Von-Mises (MPa) geradas em esmalte, dentina e restauração durante o processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-250 em A) 0,11111 seg; B) 0,22222 seg; C) 0,33333 seg; D) 1,0 seg e; E) 1,0 seg sem restauração.....	65
Figura 28.	Dissipação das tensões de Von-Mises (MPa) geradas em esmalte, dentina e restauração durante o processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-350 em A) 0,11111 seg; B) 0,22222 seg; C) 0,33333 seg; D) 1,0 seg e; E) 1,0 seg sem restauração.....	65
Figura 29.	Dissipação das tensões de Von-Mises (MPa) geradas em esmalte, dentina e restauração durante o processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ P90 em A) 0,11111 seg; B) 0,22222 seg; C) 0,33333 seg; D) 1,0 seg e; E) 1,0 seg sem restauração.....	66
Figura 30.	Dissipação das A) tensões principais máximas e B) tensões principais mínimas, em MPa, geradas pelo processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-250.....	67

Figura 31.	Dissipação das A) tensões principais máximas e B) tensões principais mínimas, em MPa, geradas pelo processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-350.....	67
Figura 32.	Dissipação das A) tensões principais máximas e B) tensões principais mínimas, em MPa, geradas pelo processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ P90.....	67
Figura 33.	Pressão (MPa) sofrida pelas superfícies de contato entre a restauração e esmalte/dentina, durante o processo de contração de polimerização sofrido pelas resinas compostas A) Filtek™ Z-250; B) Filtek™ Z-350 e; C) Filtek™ P90.....	68
Quadro 1.	Propriedades dos monômeros Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA e TEGDMA.....	22
Quadro 2.	Materiais utilizados, fabricantes, lotes e composição.....	43
Quadro 3.	Propriedades dos materiais utilizadas para alimentação da simulação computacional.....	54
Quadro 4.	Dados de contração volumétrica e de temperatura que foram inseridos na simulação computacional para que as resinas compostas sofram a contração volumétrica desejada durante a polimerização.....	56
Gráfico 1.	Relação força (N) x deformação (mm) no teste de resistência à tração para a resina Filtek™ Z-250.....	61
Gráfico 2.	Relação força (N) x deformação (mm) no teste de resistência à tração para a resina Filtek™ Z-350.....	62
Gráfico 3.	Relação força (N) x deformação (mm) no teste de resistência à tração para a resina Filtek™ P90.....	62
Gráfico 4.	Relação força (N) x deformação (mm) no teste de resistência flexural para a resina Filtek™ Z-250.	63
Gráfico 5.	Relação força (N) x deformação (mm) no teste de resistência flexural para a resina Filtek™ Z-350.	63
Gráfico 6.	Relação força (N) x deformação (mm) no teste de resistência flexural para a resina Filtek™ P90.	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Média e desvio padrão dos resultados obtidos durante o teste de resistência à tração.	60
Tabela 2.	Média e desvio padrão dos resultados obtidos durante o teste de resistência flexural.	60
Tabela 3.	Valores individuais, valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da máxima força, do limite de resistência e módulo de elasticidade durante a tração para a resina Filtek™ Z-250.....	80
Tabela 4.	Valores individuais, valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da máxima força, do limite de resistência e módulo de elasticidade durante a tração para a resina Filtek™ Z-350.....	81
Tabela 5.	Valores individuais, valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da máxima força, do limite de resistência e módulo de elasticidade durante a tração para a resina Filtek™ P90.....	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANSYS	Análise de software de engenharia assistida por tecnologia computacional e design (Aided engineering technology and engineering design analysis software)		
BDH	Banco de dentes humanos		
Bis-EMA	Bisfenol A dimetacrilato etoxilado		
Bis-GMA	Bisfenol A glicidil metacrilato (Bisphenol A Glycidyl methacrylate)		
cp	Corpos-de-prova		
Dicom	Comunicações e imaginologia digital para área médica (Digital imaging and communications in medicine standart)		
EGDMA	Etilenoglicol dimetacrilato		
ESPI	Interferometria óptica eletrônica		
FBG	Rede de Bragg em fibra óptica (Fiber Bragg grating)		
ISO	Organização Internacional para Padronização (International Organization for Standartization)		
MEF	Método de Elementos Finitos		
MEV	Microscopia eletrônica de varredura		
MOD	mésio-ocluso-distal		
n	Número amostral		
nº	Número		
PM	Peso molecular		
TEGDMA	Trietilenoglicol	dimetacrilato	(Triethyleneglycol dimethacrylate)
UDMA	Uretano dimetacrilato		

LISTA DE SÍMBOLOS

±	Mais ou menos
<	menor que
>	maior que
%	Porcentagem
°C	Grau Celsius
E	módulo de elasticidade
g	grama
h	horas
Hz	Hertz
KHz	Quilo Hertz
mm	Milímetro
mm ³	Milímetro cúbico
mm/min	Milímetro por minuto
mPa.s	Milipascal segundo
mW/cm ²	Miliwatts por centímetro quadrado
N	Newton
p	significância
s	Segundos
v	coeficiente de Poisson
x	por
µm	Micrômetro
®	Registrado
=	igual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1	Resinas Compostas.....	18
2.2	Contração de Polimerização.....	28
2.3	Método de Elementos Finitos.....	33
3	PROPOSIÇÃO.....	42
3.1	Objetivo Geral.....	42
3.2	Objetivos Específicos.....	42
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	43
4.1	Ensaio Mecânico.....	44
4.1.1	Resistência à tração.....	44
4.1.2	Resistência flexural.....	48
4.2	Análise Computacional Por Meio do Método de Elementos Finitos (MEF).....	50
4.2.1	Reconstrução virtual de tomografia computadorizada.....	50
4.2.2	Edição dos modelos 3D.....	51
4.2.3	Simulação computacional.....	53
5	RESULTADOS.....	60
5.1	Propriedades Mecânicas das Resinas Compostas.....	60
5.2	Simulação Computacional.....	64
6	DISCUSSÃO.....	69
7	CONCLUSÃO.....	73
	REFERÊNCIAS.....	74
	APÊNDICE - DADOS DO TESTE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO.....	79
	ANEXO - PROTOCOLO DE APROVAÇÃO DO PROJETO DE PESQUISA	
	PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE	
	ESTADUAL DE PONTA GROSSA (COEP – UEPG).....	83

1 INTRODUÇÃO

A utilização das resinas compostas como material restaurador estético para recuperar a função e a forma dos dentes naturais é cada vez mais comum na odontologia e está se tornando quase que uma unanimidade entre as escolhas dos pacientes. Porém, ainda existem alguns fatores que podem influenciar na longevidade das restaurações realizadas com esse tipo de material. Segundo Reis e Loguercio¹ (2007), a contração de polimerização é de fato um dos principais problemas relacionados às resinas compostas, sendo uma das causas que pode levar à formação de fendas na interface restaurada que conseqüentemente favorecem a micro-infiltração. De acordo com Davidson e Feilzer² (1997), a resina composta ao se contrair, pode gerar tensões no material restaurador, nos tecidos adjacentes (esmalte ou dentina) e conseqüentemente na região de interface. O acúmulo de tensões nas restaurações dentárias durante a contração da resina composta é um processo físico e químico complexo que sofre influência das propriedades dos materiais e dos tecidos dentais, do tipo de preparo cavitário (Fator C), da intensidade de ativação da luz, da composição da resina composta entre outros (Li et al.³ 2008).

Ferracane⁴ (2005), afirma que a polimerização das resinas compostas é acompanhada por uma contração volumétrica que é, tipicamente, da ordem de 1,5 a 5%, tendo como resultado o desenvolvimento de tensões internas à restauração. Segundo o autor, essa tensão é resultado do não-escoamento, ou da natureza rígida (alto módulo de elasticidade) do material ou ainda da formação de uma rede de ligações cruzadas reforçada durante a polimerização.

Essa redução volumétrica causada pela foto-ativação das resinas compostas durante o processo de polimerização resulta no desenvolvimento de tensões e/ou forças de cisalhamento na interface da restauração (Davidson, De Gee⁵ 1984, Davidson et al.⁶ 1984)

Assim, a busca por materiais que contenham um baixo percentual de contração de polimerização tem levado fabricantes e pesquisadores a desenvolverem inúmeros estudos direcionados para este contexto.

Entretanto, materiais que possuem baixa contração de polimerização, nem sempre são capazes de gerar baixas tensões nas interfaces da restauração (Kleverlaan, Feilzer⁷ 2005). Isso pode ser explicado porque não é apenas a contração de polimerização, isoladamente, a responsável por esse fato, e sim um conjunto de fatores. Segundo Braga et al.⁸ (2005), uma resina que possui maior quantidade de cargas inorgânicas em sua composição, o que diminuiria a contração de polimerização do material, nem sempre produz menores tensões na interface de união, pois essa adição de cargas pode resultar em um aumento do módulo de elasticidade do material, gerando grandes tensões na interface de união durante a contração de polimerização da resina composta. Essas tensões ocorrem justamente pelo fato que o módulo de elasticidade da resina composta é maior que o módulo de elasticidade da dentina, fazendo com que estes corpos reajam de maneira diferente durante o processo de contração. Em trabalho realizado por Kleverlaan e Feilzer⁷ (2005) resinas compostas com menores porcentagens de contração de polimerização necessariamente não mostraram menores valores de tensões de contrações geradas durante o processo de polimerização.

Com a constante evolução e inovação dos materiais restauradores, é necessário que sejam realizados estudos em busca do melhor entendimento das propriedades dos materiais, como a contração de polimerização, a fim de entender suas limitações e o seu comportamento na cavidade oral.

Com isso, o objetivo deste trabalho é avaliar a distribuição de tensões em restaurações classe V geradas pela contração de polimerização e determinar as propriedades mecânicas de 3 resinas compostas, por meio de ensaios laboratoriais e método de elementos finitos (MEF).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Resinas Compostas

Em 1962, Bowen⁹ uniu as características desejáveis das resinas acrílicas com as qualidades das resinas epóxicas e desenvolveu um novo monômero híbrido chamado Bis-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato) (Fig. 1), que se tornou a base monomérica das resinas compostas atuais. De acordo com o autor, essa nova molécula possuía maior peso molecular, conferindo menor contração de polimerização comparada às resinas acrílicas e uma reação de presa mais rápida comparada às resinas epóxicas.

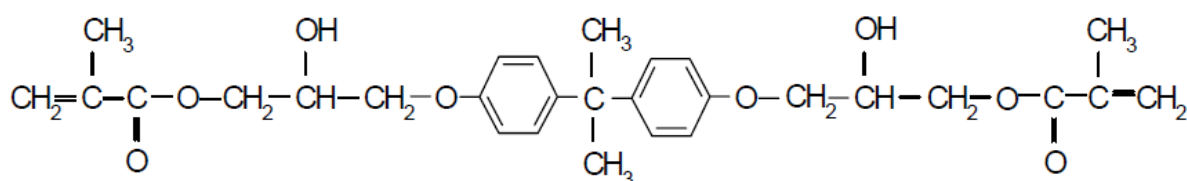


Figura 1. Estrutura molecular do Bis-GMA: 2,2-bis[4-(2-hidróxi-3-metacriloxipropil – 1-oxi)fenil]propano

Desde então, a maioria dos compósitos de resina comumente utilizados no tratamento restaurador odontológico, é à base de monômeros de dimetacrilatos aromáticos ou alifáticos. Os avanços tecnológicos ocorridos nas últimas décadas conferiram à resina composta melhores propriedades ópticas, físicas e mecânicas e a tornou o material de escolha para restaurações diretas (Daronch¹⁰ 2005). No restante das resinas compostas atuais, monômeros oligoméricos ou uretano (UDMA – uretano dimetacrilato) (Figura 2) são usados como base da formulação monomérica das resinas compostas (Peutzfeldt¹¹ 1997).

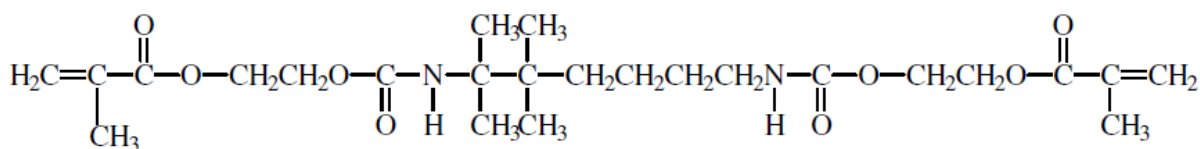


Figura 2. Estrutura molecular do UDMA: dimetacrilato uretano

Em geral, as resinas compostas são formadas por uma matriz orgânica (monômeros, iniciadores, modificadores de cor, entre outros), uma matriz inorgânica (carga) e um agente de união (Reis e Loguercio¹ 2007). A base da matriz orgânica das resinas compostas é formada por monômeros de alto peso molecular como o Bis-GMA (PM 512) e/ou UDMA (PM 470), os quais proporcionavam ao material uma alta viscosidade e baixa contração de polimerização. Porém, as propriedades mecânicas das resinas compostas ainda eram insatisfatórias (Anusavice¹² 2005).

Algumas resinas compostas apresentam como base da sua formulação o monômero multifuncional Bis-EMA, um derivado etoxilado da molécula de Bis-GMA. Este monômero é estruturalmente análogo ao Bis-GMA, possuindo os anéis benzênicos no centro da molécula, o que confere rigidez a cadeia molecular (Daronch¹⁰ 2005) (Figura 3). A molécula de Bis-EMA possui maior peso molecular (PM 540) e, além disso, possui poucas duplas ligações por unidade de peso, o que auxilia na redução da contração de polimerização (Daronch¹⁰ 2005, Reis, Loguercio¹ 2007).

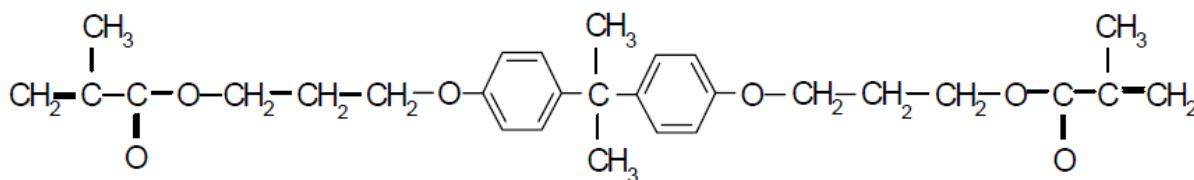


Figura 3. Estrutura molecular do Bis-EMA: Bisfenol A dimetacrilato etoxilado

O primeiro passo para melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas foi a adição de partículas de quartzo silanizadas à matriz orgânica, o que diminuiu radicalmente a contração de polimerização, a expansão térmica e

sorção de água, ao mesmo tempo em que aumentou o módulo de elasticidade e a dureza de superfície do material (Bowen¹³ 1963).

Porém, os monômeros de alto peso molecular como o Bis-GMA, por possuírem moléculas com cadeias longas, possuem alta viscosidade e conseqüentemente baixa flexibilidade, o que dificulta a inserção de cargas inorgânicas (Reis, Loguercio¹ 2007)(Quadro 1). Segundo Asmussen¹⁴ (1977), enquanto a viscosidade da água é de apenas 1 mPa.s a 23°C, a viscosidade da molécula de Bis-GMA é de 1.000.000 mPa.s. Neste sentido, monômeros diluentes com cadeias moleculares menores e peso molecular mais baixo como o TEGDMA (PM 286) e EGDMA (PM 198) (Figuras 4 e 5) passaram a ser incorporados nas resinas compostas à base de Bis-GMA.

O TEGDMA (Figura 4) funciona não somente como um diluente, mas também como um agente de ligação cruzada, melhorando consideravelmente a polimerização do monômero e as propriedades físicas da resina (Peultzfeldt¹¹ 1997).

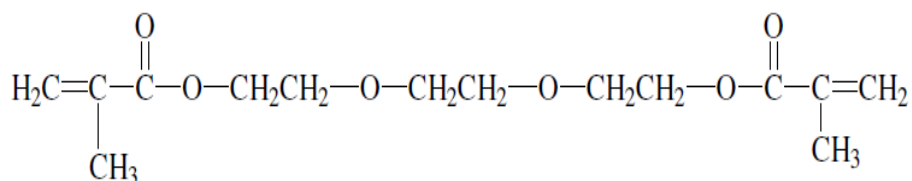


Figura 4. Estrutura molecular do TEGDMA: Trietilenoglicol dimetacrilato

Este tipo de monômero é geralmente incluído na formulação das resinas compostas para diminuir a viscosidade do material, possibilitando uma melhor homogeneização entre a matriz polimérica e a carga inorgânica, e também, facilitando a manipulação clínica do material (Anusavice¹² 2005).

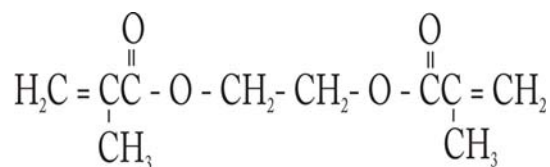


Figura 5. Estrutura molecular do EGDMA: Etilenoglicol dimetacrilato

O monômero UDMA apesar de apresentar alto peso molecular, sua molécula possui baixa viscosidade (11.000 mPa.s à 23 °C)(Peutzfeldt¹¹ 1997), o que permite o seu uso isolado ou associado a outros monômeros (Reis, Loguercio¹ 2007).

Assim, quanto menor a viscosidade da matriz orgânica, maior a quantidade de carga pode ser incorporada, o que se traduz em aumento das propriedades da resina composta como rigidez e resistência mecânica, e diminuição de outras como o coeficiente de expansão térmica linear e solubilidade (Reis, Loguercio¹ 2007).

Porém, a proporção de cada um dos monômeros (base e diluentes) em uma formulação resinosa é um fator crítico para as propriedades do material. Se a concentração de Bis-GMA aumentar, a quantidade de monômeros residuais após a polimerização também aumentará (Peutzfeldt¹¹ 1997, Ferracane, Greener¹⁵ 1986), pois o monômero Bis-GMA possui baixo grau de conversão (39%) (Corrêa¹⁶ 2003). Em contrapartida, se for incorporado diluente em excesso, para facilitar a manipulação da resina composta, a contração de polimerização do material aumenta (Peutzfeldt¹¹ 1997, Reis, Loguercio¹ 2007).

Monômeros	Peso Molecular (g/mol)	Viscosidade (mPa.s à 23°C)	Contração de Polimerização (% vol)	Grau de Conversão (% máx)
Bis-GMA	512	1.000.000	6,1	39
Bis-EMA	540	900	5,7	52
UDMA	470	23.000	6,7	70
TEGDMA	286	11	14,3	76

Quadro 1. Propriedades dos monômeros Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA e TEGDMA

Fonte: Adaptado de Corrêa¹⁶ 2003.

As principais deficiências das resinas compostas atuais é a resistência aos esforços mastigatórios e a contração de polimerização. Ambos os fatores são altamente influenciados pelo sistema de monômeros utilizado como base da resina composta e grandes esforços estão sendo feitos para tentar reduzir ou eliminar estas propriedades indesejadas (Peutzfeldt¹¹ 1997).

Durante décadas, pesquisadores vêm estudando um novo sistema de monômeros que não utiliza metacrilatos como base das resinas compostas e identificaram o potencial dos monômeros a base de oxirano e suas aplicações nos compósitos dentários (Palin et al.¹⁷ 2003, Palin et al.^{18,19,20} 2005, Buegers et al.²¹ 2009).

Em 2001, Ferracane²² relata que a diminuição da contração de polimerização das resinas compostas pode ocorrer se novos compósitos forem desenvolvidos sem o uso de monômeros à base de dimetacrilatos. O autor fala que as formulações resinosas à base de oxiranos poderiam diminuir o efeito da contração durante a polimerização das resinas compostas. No mesmo contexto, Palin et al.¹⁷ (2003), relatam que o mecanismo de abertura dos anéis catiônicos de resinas compostas formadas por monômeros à base de oxiranos, pode levar a uma melhora no desempenho clínico da restauração, pois diminuiria a tensão gerada pela contração de polimerização e poderia levar a um aumento da integridade marginal ao longo do tempo. Palin et al.²⁰ (2005), descrevem que a diminuição gerada pela tensão de polimerização também se deve ao fato que os

reagentes livres das ligações reativas não se extinguem rapidamente durante o processo de polimerização, como acontece com os monômeros de metacrilato.

No trabalho de Palin et al.¹⁷ (2003), foi analisada a resistência flexural bi-axial e em 3 pontos e verificado o módulo de Weibull associado a uma resina experimental à base de oxirano e mais duas resinas convencionais (Z100 e FiltekTM Z250) e começaram a identificar resultados promissores com os monômeros à base de oxiranos. Segundo os autores, a resina experimental obteve os melhores resultados de flexão, tanto no teste bi-axial quanto na flexão de 3 pontos comparada com as resinas compostas tradicionais.

Porém, os oxiranos apresentavam diminuição em algumas propriedades mecânicas e redução no grau de conversão durante a polimerização (Palin et al.^{18,20} 2005). Em 2005, Palin et al.²⁰, avaliaram a resistência ao desgaste e o coeficiente de fricção de duas resinas experimentais à base de oxiranos e duas resinas convencionais com monômeros metacrilatos (Z100 e FiltekTM Z250). Dados como perda de volume, dureza Vickers, coeficiente friccional e análise da superfície (MEV) foram obtidos, após 50.000 ciclos de simulação friccional. Para simular a fricção, incisivos centrais foram adaptados em um aparato e pressionados contra a superfície das resinas com uma força vertical de 15 N antes da realização da fricção horizontal. Apesar dos coeficientes de fricção de todas as resinas se apresentarem semelhantes estatisticamente, a perda de volume após a simulação friccional foi maior para os oxiranos ($p < 0,05$). Na dureza superficial, uma das resinas com oxirano apresentou resultados estatisticamente semelhantes ($p = 0,021$) à resina FiltekTM Z250 enquanto a outra se mostrou maior ($p = 0,089$). Porém, as imagens de MEV, mostraram maior fadiga e perda de camadas superficiais para as resinas experimentais à base de oxiranos.

Conseqüentemente, a continuação das pesquisas levou ao desenvolvimento de um novo monômero sintetizado a partir da reação das moléculas de oxiranos com moléculas de siloxanos, gerando o chamado Silorano (Figura 6) (Weinmann et al.²³ 2005). A princípio, a resina composta à base de silorano, produz menor contração de polimerização, aumento da hidrofobia e é biocompatível aos tecidos humanos (3M ESPE Dental Products²⁴ 1998, Weinmann et al.²³ 2005, 3M ESPE Dental Products²⁵ 2008).

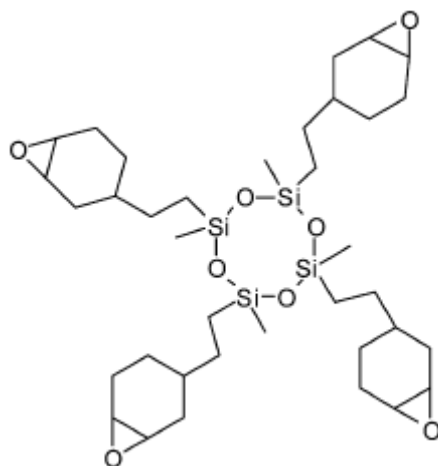


Figura 6. Estrutura molecular do Silorano

De acordo com Weinmann et al.²³ (2005), o uso dos siloranos como “espinha dorsal” das resinas compostas foi introduzido para fornecer uma natureza mais hidrofóbica para o material. Segundo os autores, a cadeia de polimerização dos siloranos é dada pela abertura dos anéis catiônicos, característicos das moléculas de oxirano, gerando assim, baixa contração e tensão de polimerização.

A polimerização catiônica começa com o processo de ativação de um cátion ácido, o qual abre um anel da molécula do oxirano deixando outro cátion livre para reação. Após a adição aos monômeros de oxiranos, os anéis epóxicos são abertos formando uma ligação. No caso de serem monômeros bi ou multifuncionais, uma rede de ligações é formada (Weinmann et al.²³ 2005). Ainda segundo os autores, a diferença mais importante entre o silorano e os monômeros à base de metacrilatos, é que a cura dos siloranos é dada por intermédio de cátions enquanto que a dos metacrilatos é dada por radicais livres que se aproximam (Figura 7).

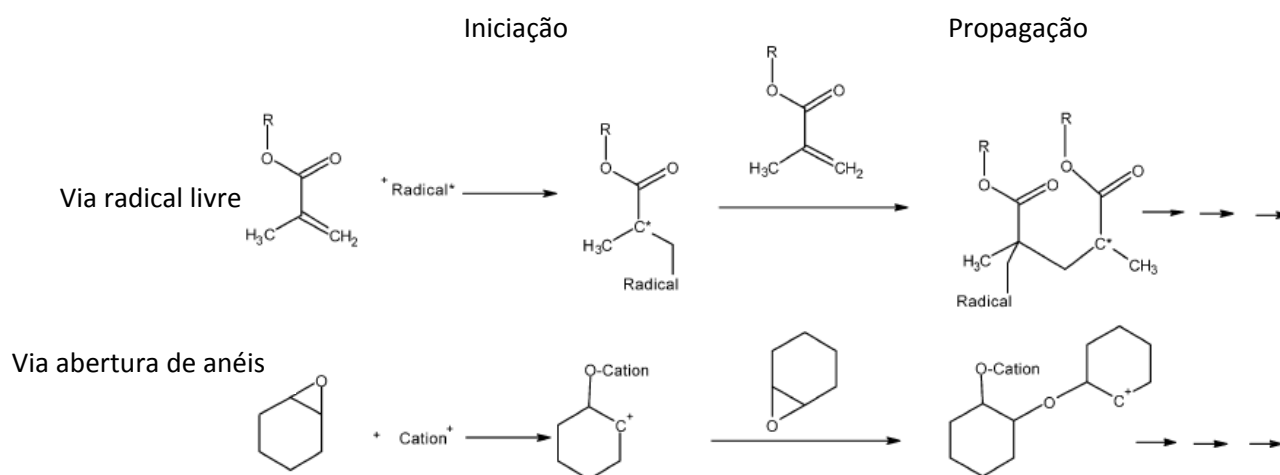


Figura 7. Polimerização via radical livre dos metacrilatos e via abertura de anéis dos Siloranos
Fonte: Weinmann et al.²³ 2005

Apesar de poucos, já existem trabalhos recentes que descrevem comparações entre os siloranos e os monômeros convencionais usados nas resinas compostas à base de meta ou dimetacrilatos.

Em 2005, Palin et al.¹⁸ desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos da sorção de água e a solubilidade aquosa de duas resinas à base de metacrilato (Z100 e Filtek™ Z250) e dois compósitos experimentais, sendo um à base de oxirano e outro de silorano em um curto e médio período de imersão em água. A solubilidade e a sorção de água e o coeficiente de difusão de cada material (n=5) foram mensurados por meio de uma análise gravimétrica a curto (0,1, 0,5, 1, 4, 24 e 48 h) e a médio (1, 4, 12 e 26 semanas) período de imersão. A resistência flexural bi-axial e o módulo de Weibull (n=20), além da análise de padrão de fratura em microscopia eletrônica de varredura (MEV) foram analisados. Após 0,5 h e a cada período curto ou médio de imersão subsequente, a sorção de água das resinas Z100 e Filtek™ Z250 foram diminuindo em comparação com o oxirano. Uma significativa redução na resistência flexural foi encontrada associada a um aumento da perda de partículas de carga (MEV) nos compósitos de oxirano em relação às resinas Z100, Filtek™ Z250 e silorano após 26 semanas de imersão. De acordo com os resultados, o silorano obteve os menores índices de sorção de água, solubilidade e coeficiente de difusão em todos os períodos de imersão testados. Para os autores, o aumento da sorção de água, da solubilidade e do coeficiente

de difusão dos oxiranos contribuiu para a redução dos valores de resistência flexural e para a perda de sinergia entre as partículas de carga e a matriz orgânica deste material. Ao mesmo tempo, os baixos valores encontrados nestes testes para as resinas à base de silorano, puderam comprovar a estabilidade hidrolítica deste material, demonstrada pela perda não-significante da resistência flexural após imersão a médio período de tempo.

Outro aspecto importante para a longevidade das restaurações é o fato da inibição da polimerização da camada externa de resina composta que está em contato com o oxigênio. Para verificar a espessura desta camada inibida pelo oxigênio e a resistência adesiva da união de vários incrementos de resina composta à camada inicial, é que Shawkat et al.²⁶ (2009), desenvolveram um estudo utilizando 2 resinas compostas à base de metacrilatos e uma resina à base de silorano. Observando os resultados, os autores perceberam que ao se aumentar a quantidade de monômeros diluentes na matriz resinosa dos siloranos, tem-se um aumento na camada de inibição pelo oxigênio. Porém, ainda sim, o silorano obteve menores espessuras nas camadas de inibição pelo oxigênio ($9,0 \pm 6,6 \mu\text{m}$) quando comparado com as 2 resinas à base de metacrilatos ($19,2 \pm 6,3$ e $13,8 \pm 5,3 \mu\text{m}$), mas sem diferenças estatísticas. Com os achados, os pesquisadores concluíram que a resistência adesiva dos incrementos de resina composta, não é dependente da espessura da camada inibida pelo oxigênio. Também, os autores relatam que para restaurações amplas que necessitam de várias camadas incrementais, o silorano mostrou resultados semelhantes às outras 2 resinas convencionais testadas, na adesão dos incrementos. Outra observação dos autores é que ao fazer reparos, conseguir uma boa adesão ao silorano antigo, pode ser mais problemático com pequenos incrementos, do que com incrementos maiores.

Avaliar o comportamento dos novos materiais a médio e longo prazo, mesmo que *in vitro*, também é importante para se ter conhecimento prévio da capacidade do material se comportar no meio oral. Duarte Jr. et al.²⁷ (2009), realizaram um estudo verificando a resistência adesiva ao teste de microtração e a nanoinfiltração de uma resina à base de silorano [Filtek™ LS, 3M ESPE) realizadas com vários tipos de sistemas adesivos [LS System Adhesive (LS, 3M ESPE); tratamento da dentina por 15 s com ácido fosfórico + LS System Adhesive (LSpa); Adper™ Single Bond Plus (SB, 3MESPE); SB + LS Bond

(SBLS)]. Para isso, a dentina oclusal de 32 molares humanos extraídos foram expostas e aplicados os sistemas adesivos correspondentes de acordo com os grupos experimentais. As amostras foram testadas após 24 h e após 6 meses de armazenamento em água destilada à 37°C e sob 20000 ciclos de termociclagem (variando de 5 °C a 60 °C, com imersão de 15 s e 7 s de tempo de transferência). Para o teste de microtração, os dentes foram seccionados em palitos de $0,8 \pm 0,2 \text{ mm}^2$ e estourados à uma velocidade de 1 mm/min em uma máquina de ensaios universal. Para a nanoinfiltração, 5 palitos de cada dente foram separados e embebidos em solução de nitrato de prata 50%. A penetração do corante foi analisada por MEV. Segundo os autores, não foi encontrada diferença estatística de resistência de união entre todos os grupos testados tanto para o tratamento dentinário adesivo ($p=0,165$) quanto para o armazenamento em água destilada ($p=0,091$). Os autores também relataram que não houve adesão entre a resina Filtek™ LS aplicada diretamente sobre o substrato dentinário tratado com o adesivo SB, por não haver compatibilidade entre os monômeros da resina e do adesivo.

Além da baixa contração de polimerização, é necessário que os compósitos apresentem também, boas propriedades mecânicas. Assim, Ilie, HICKEL²⁸ (2009), compararam o comportamento mecânico de uma resina à base de silorano com outras seis resinas compostas conhecidas no mercado odontológico à base de metacrilato. Foram realizados ensaios em escala macro (resistência e módulo de elasticidade), micro (dureza e módulo de elasticidade) e nano (ensaios dinâmicos) após 24 h de armazenamento em água destilada, bem como após 4 semanas com termociclagem e armazenamento em água, saliva e álcool. Nas três escalas de avaliação, todas as resinas compostas testadas mostraram uma redução na resistência após armazenamento em água ou saliva e, com exceção da resina à base de silorano, todas as resinas mostraram redução mais eminente ainda quando armazenadas em álcool. De acordo com os autores, o material testado à base de silorano demonstrou boas propriedades mecânicas. O material se apresentou muito estável em todos os solventes armazenados e com melhores resultados quando armazenado em álcool quando comparado com as resinas à base de metacrilatos. Os autores relataram ainda que do ponto de vista macro, micro e nanomecânico o silorano

obteve comportamento comparável com as outras resinas do mercado encorajando o uso clínico deste novo material.

Visto as boas perspectivas que as resinas compostas à base de silorano estão trazendo para o mercado odontológico, um novo foco de pesquisas está sendo lançado: o desenvolvimento de monômeros com propriedades mecânicas similares às resinas convencionais, porém com cada vez menos contração de polimerização (Eick et al.²⁹ 2007), possivelmente aliado ao uso da nanotecnologia (Chen et al.³⁰ 2006).

2.2 Contração de Polimerização

A contração de polimerização representa um fator de extrema preocupação e cuidados, uma vez que consiste em uma característica inerente ao material (Davidson, Feilzer² 1997, Fares et al.³¹ 2004).

Davidson e Feilzer² (1997), descrevem que tão importante quanto a completa adaptação da resina composta na cavidade a ser restaurada, é a manutenção da estabilidade dos materiais restauradores durante os seus processos químicos e mecânicos de reação. No entanto, materiais como as resinas compostas não mantêm este requisito. No começo do processo de reação, a estabilidade dimensional dos materiais resinosos é comprometida pela reação de contração da matriz orgânica.

Esta matriz orgânica polimérica é o componente principal da resina composta dental. Um polímero é uma grande molécula formada pela união de várias pequenas unidades chamadas de monômeros. O processo pela qual os monômeros se unem e se convertem em polímeros é chamado de polimerização. Os monômeros utilizados na odontologia são geralmente líquidos, e durante o processo de polimerização são convertidos em sólidos (Ferracane⁴ 2005, Peutzfeldt¹¹ 1997).

Este processo de aproximação das pequenas partículas monoméricas para a formação de um polímero sólido final, reduzindo o seu volume inicial, é

que se denomina de contração de polimerização (Davidson, Feilzer² 1997, Reis, Loguercio¹ 2007, Braga et al.⁸ 2005).

Segundo Canaverolo³² (2002), a polimerização em cadeia das resinas compostas ocorre com o rompimento da dupla ligação do monômero e assim sua reação com outras duplas ligações de moléculas de monômero. A abertura da dupla ligação durante a polimerização em cadeia, forma duas ligações simples, resultando em um processo exotérmico. Assim, para que ocorra a polimerização em cadeia é necessária a presença de duplas ligações nas moléculas de monômero, fato este que se pode observar na estrutura dos dimetacrilatos.

A polimerização da matriz resinosa produz uma geleificação do material no qual o mesmo passa de uma fase visco-plástica para uma fase elasto-rígida. Exatamente neste momento, temos o chamado ponto gel da resina, onde o material não tem mais capacidade de escoamento dentro da cavidade e é nesta fase em que maiores cuidados devem ser tomados para prevenir a contração. No entanto, a contração de polimerização é altamente dependente da capacidade de fluidez (escoamento) da resina na cavidade a ser restaurada (Davidson, Feilzer² 1997, Braga et al.⁸ 2005).

Peutzfeldt e Asmussen³³ (2004) e Asmussen e Peutzfeldt³⁴ (2005) relatam que a tensão de polimerização das resinas compostas é um fator importante por aumentar o risco de formação de fendas (*gaps*) na interface de união quando o material é polimerizado na cavidade. A contração inevitável da resina composta deve ser sempre que possível orientada para as paredes da cavidade. Uma ferramenta poderosa para isso é fazer a união entre a resina e a estrutura dental. Se esse processo de união for bem concretizado, a formação de *gaps* pode ser prevenida (Davidson, Feilzer² 1997).

No entanto, para se entender sobre contração de polimerização é necessário conhecer outros fatores e as diversas formas de causar danos à restauração, e não apenas a redução volumétrica da resina composta (Davidson, Feilzer² 1997).

Sabe-se que os materiais resinosos possuem ampla utilização na odontologia adesiva, podendo os seus efeitos negativos atuar em diversas

situações. Segundo Braga et al.⁸ (2005), a tensão de polimerização gerada pelas resinas compostas é determinada pela contração volumétrica do material, pelo tipo de cavidade, pela composição dos materiais e sua cinética de reação, pelo grau de conversão e pela viscosidade das resinas compostas.

Vários estudos importantes descrevem as características da contração de polimerização, seus efeitos para a longevidade das restaurações e técnicas e materiais que poderiam minimizar esses efeitos.

Com o objetivo de entender as condições de confinamento das restaurações nas cavidades e correlacioná-las com os valores de tensão gerada pela contração de polimerização, Feilzer et al.³⁵ (1987), criaram o termo “fator de configuração cavitária”, o chamado “Fator-C”, o qual expressa a razão entre a área das superfícies unidas e a área das superfícies livres de um incremento de resina composta. Neste trabalho, os autores observaram que quanto maior o valor do Fator-C, maiores são os valores de tensão de polimerização gerados pelo incremento de resina composta. Segundo os autores, quando a contração das resinas compostas é restringida pela união das mesmas às paredes cavitárias, duas variáveis devem ser consideradas. Primeiro, o nível de confinamento do material, ou seja, a relação entre paredes unidas aos compósitos, e a superfície total livre do material e em segundo, a conformidade da cavidade que é caracterizada pela espessura da cavidade e pela rigidez das paredes da mesma.

Davidson e Feilzer² (1997), também relatam que a tensão de contração ocorre quando a contração inerente ao material é bloqueada por o mesmo estar unido as paredes cavitárias do preparo. Neste pensamento, quando a contração é obstruída e o material é rígido o suficiente para não acompanhar a redução volumétrica, alguma estrutura irá fraturar na tentativa de compensar a contração do material, criando lacunas que podem ser: 1) em toda interface dente-restauração; 2) internas na restauração; 3) internas no esmalte; 4) nas paredes internas de dentina; ou 5) criando uma força deflexão cuspídea (Braga et al.⁸ 2005, Reis, Loguercio¹ 2007).

Já em 2004, Peutzfeldt e Asmussen³³ desenvolveram um estudo para determinar se a contração de polimerização, a viscosidade da resina composta, o módulo de elasticidade e a resistência adesiva influenciam na formação de

gaps marginais em restaurações realizadas *in vitro*. Onze marcas comerciais de resinas compostas foram estudadas pelo “método do disco unido” (n=3). A viscosidade foi mensurada pelo diâmetro final de um volume inicial constante após carregamento com uma força de 20 N durante 60 s (n=3). O módulo de elasticidade foi avaliado pela flexão de 3 pontos (n=6) e a resistência de união foi realizada pelo teste de cisalhamento convencional com uma velocidade de 1 mm/min (n=6). A formação de *gap* marginal foi avaliada com um microscópio luminoso, em toda interface de união resina-dentina, e calculada proporcionalmente de acordo com o volume de restauração de cada dente (n=6). Foi encontrada correlação linear significativa entre viscosidade da resina composta e a formação de *gap* ($r = -0.68$, $p < 0,025$). A análise de regressão tridimensional mostrou correlação significativa entre contração de polimerização, viscosidade e formação de *gap* ($r = 0.79$, $p < 0,05$ e $p < 0,005$ respectivamente). Com esses dados, os autores concluíram que com o adesivo utilizado (OptiBond FL, Kerr, Orange, CA, USA), a contração de polimerização e a viscosidade foram significativamente determinantes para o aumento na formação de *gaps* marginais em restaurações *in vitro*.

Loguercio et al.³⁶ (2004), avaliaram a contração de polimerização linear, a resistência adesiva resina-dentina e a resistência à tração de uma resina composta sob diferentes técnicas adesivas e diferentes técnicas de preenchimento cavitário. Foram confeccionadas duas cavidades (4 mm de largura, 4 mm de comprimento e 2 mm de profundidade) em cada incisivo bovino (n=30), os quais foram divididos em 3 grupos de tratamento: Grupo I - condicionamento por 60 s do esmalte e da dentina com ácido fosfórico 35%; Grupo II - condicionamento somente do esmalte com ácido fosfórico 35%; Grupo III - não recebeu condicionamento ácido. As restaurações foram feitas de 2 formas: em camada única ou com a técnica incremental em 3 camadas. Após 24 h, os dentes foram seccionados e foi mensurada a amplitude das fendas formadas na linha de união dentina-resina. A resistência à tração também foi verificada. Os resultados demonstraram que os maiores valores da contração de polimerização e de resistência adesiva resina-dentina (1,95 %) foram obtidos pelo grupo que utilizou condicionamento do esmalte e da dentina associado com a técnica de preenchimento em massa e que os menores valores (1,30%) foram obtidos pelo grupo que realizou condicionamento ácido do esmalte associado

com a técnica incremental. A média total de amplitude de fendas foi menor (13,9 µm) para o grupo que recebeu condicionamento ácido do esmalte e da dentina associado à técnica de preenchimento em massa, pois a adesão foi mais efetiva (embricamento micromecânico ao esmalte e à dentina condicionados) e a resistência adesiva apresentou-se superior aos demais grupos, apesar de ter obtido o maior valor de contração de polimerização linear. Não foram encontradas diferenças significativas nos valores de resistência à tração entre os grupos e nem entre as técnicas de preenchimento. Os autores concluíram que a técnica de preenchimento não foi capaz de minimizar a contração de polimerização e que é importante se obter uma boa adesão para que essa resulte em menores amplitudes de fendas e maiores resistências de união.

Embora a contração de polimerização seja a causa do problema, é a tensão gerada pela mesma, na interface dente-restauração, que tem sido visto como o mecanismo responsável pelos problemas de ordem adesiva na odontologia (Braga et al.⁸ 2005).

Kleverlaan e Feilzer⁷ (2005), desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar a contração, as tensões de contração, o módulo de tração e a viscosidade de 17 marcas comerciais de resinas compostas. Neste trabalho a contração volumétrica foi mensurada com um dilatômetro de mercúrio e a tensão de polimerização foi medida com a ajuda de um tensilômetro. O módulo de tração foi avaliado com um aparato medidor de tração e deformação. Uma forte correlação linear foi encontrada pelos autores na maioria das resinas compostas testadas para 1) contração de polimerização e tensões de polimerização; 2) tensão de tração e módulo de tração; e 3) módulo de tração e contração. Segundo os autores, altos valores de contração de polimerização e/ou alta tensão de polimerização podem levar ao fracasso da adesão entre a resina composta e o substrato dentário.

Apesar de poucos, já existem estudos comparando novos monômeros de baixa contração de polimerização com os monômeros convencionais utilizados nas resinas compostas. Estes estudos são de extrema importância para a odontologia, pois estão buscando minimizar os efeitos adversos causados pela contração das resinas durante o processo de polimerização.

O trabalho de Weinmann et al.²³ (2005), teve como objetivo comparar quatro resinas compostas à base de metacrilato (Filtek™ Z250, P60, Tetric Ceram e Spectrum TPH) com uma resina composta à base de silorano. Os autores avaliaram a resistência dos compósitos à compressão e à flexão, obtiveram o módulo de elasticidade e a estabilidade das resinas quando expostas à luz ambiente, e ainda verificaram a contração de polimerização dos materiais por dois métodos diferentes (método de Arquimedes e método do disco unido). O silorano apresentou menores valores de contração de polimerização 0,94% (método do disco unido) e 0,99% (método de Arquimedes) entre todas as outras amostras de resinas testadas. O silorano também demonstrou reatividade comparável a da resina Tetric Ceram e teve a maior estabilidade a luz ambiente podendo ser manipulada por mais de 10 min enquanto as outras resinas obtiveram um tempo de manipulação entre 55 e 90 s. Os resultados das propriedades mecânicas (resistência à compressão e à flexão e módulo de elasticidade) do silorano foram próximos das outras resinas compostas à base de metacrilatos.

Também em 2005 e utilizando os mesmos materiais resinosos, Palin et al.¹⁹ avaliaram a deflexão cuspídea e microinfiltração marginal em restaurações de cavidades mésio-ocluso-distal (MOD) realizadas em 40 pré-molares superiores (n = 10). As cavidades foram padronizadas e em seguida os dentes foram restaurados com cada material. A deflexão das cúspides vestibular e palatina foi verificada 0,1 h após a polimerização dos materiais. A microinfiltração marginal foi realizada após 500 ciclos de termociclagem (4 ± 1 para 65 ± 1 °C com 70 s de imersão em cada temperatura e tempo de transferência de 5 s). Os dentes foram imersos por 24 h em um corante de fucsina básica 0,2%. A deflexão cuspídea do oxirano ($2,5 \pm 0,9$ µm) e do silorano ($6,0 \pm 1,8$ µm) foi muito inferior que a resina Z100 ($20 \pm 4,7$ µm) e que a resina Filtek™ Z250 ($16,5 \pm 3,3$ µm), após 0,1 h da polimerização. Segundo os autores, o oxirano produziu maior microinfiltração marginal que todas as outras resinas e o silorano não apresentou diferença estatística comparado a resina Z100 e demonstrou menos microinfiltração que a resina Filtek™ Z250.

Bouillaguet et al.³⁷ (2006) também analisaram a deformação cuspídea causada pela contração de polimerização de cinco resinas compostas, entre

elas um silorano, por meio de interferometria óptica eletrônica (ESPI). A hipótese do trabalho era que as resinas compostas com maior contração de polimerização, causariam maior deformação cuspídea. Cavidades padronizadas classe II – MOD foram preparadas em 50 terceiros molares humanos hígidos (n=10) e após adaptadas dentro do aparato de ESPI, foram restauradas e polimerizadas de acordo com os grupos experimentais, com o intuito de visualizar as franjas ópticas geradas pelo deslocamento das cúspides durante o processo de polimerização. Para ajudar na interpretação dos dados, uma câmera filmadora termo-sensível foi instalada junto ao aparelho e monitorou as mudanças de temperatura durante a irradiação luminosa. Como resultados do estudo, os autores descreveram que a resina flow utilizada não foi capaz de deformar as cúspides dos dentes preparados mais do que as resinas convencionais e que a resina a base de silorano induziu a menor deformação cuspídea entre todos os materiais testados, devido à menor contração durante a polimerização.

Segundo Ilie et al.³⁸ (2006), forças desenvolvidas durante a contração de polimerização das resinas compostas em restaurações classe I podem causar tensões no material e conseqüentemente alterar as propriedades adesivas dos materiais. Assim, os autores desenvolveram um estudo com o objetivo de determinar a influência da contração de polimerização na resistência adesiva à dentina em restaurações classe I, de oito resinas compostas disponíveis no mercado, sendo elas, híbridas, microparticuladas e nanoparticuladas (Z100 e Filtek™ Supreme - 3M-ESPE; Charisma e Durafill - Heraeus Kulzer; Tetric e InTen-S - Ivoclar Vivadent; Enamel plus HFO - GDF; Palfique Estelite Low Flow - Tokuyama). A contração de polimerização das resinas compostas foi acompanhada durante 300 s em temperatura ambiente. O valor máximo de tensão de polimerização em 300 s, o tempo de reação pré-gel e o coeficiente linear de contração (força/tempo) também foram avaliados. Amostras no formato de ampulheta foram obtidas de 32 molares humanos hígidos que foram divididos randomicamente entre os 8 grupos de estudo (n=4), para a análise de resistência adesiva à dentina dos materiais, por meio do teste de microtração. Após análise estatística, os autores encontraram correlação significativa entre a contração de polimerização das resinas compostas e a resistência adesiva dos materiais (Pearson: -0,44). A correlação entre o módulo de elasticidade e a

contração de polimerização (Pearson: -0,77), coeficiente linear de contração (Pearson: 0,72), tempo de reação pré-gel (Pearson: -0,52) e resistência dos materiais à microtração também foram significantes. Segundo os autores, a alta contração de polimerização e o módulo de elasticidade afetaram negativamente a adesão das resinas compostas à estrutura dentinária.

Cadenaro et al.³⁹ (2008), realizaram um estudo com o objetivo de mensurar a tensão de contração de três resinas compostas durante o processo de polimerização dos materiais. No estudo foi utilizada uma resina composta micro-híbrida (Filtek™ Z250 – 3M ESPE), uma resina nanoparticulada (Filtek™ Supreme – 3M ESPE) e uma resina composta chamada pelo fabricante de “low-shrinkage composite” (compósito de baixa contração) (Ælite LS - Bisco). A tensão de contração de cada material (n = 10) foi avaliada através de um analisador de tensão experimental com uma célula de carga de 20 N após 150 s da fotoativação das resinas. Já a tensão de contração (MPa) foi mensurado nos tempos de 20, 40, 60 e 150 s após a fotoativação dos materiais. Cada resina composta foi fotoativada durante 40 s. Os menores valores de tensão de contração (MPa) foram observados para a resina Ælite LS, não importando o tempo testado ($1,2 \pm 1,1$ para 20 s, $3,4 \pm 1,7$ para 40 s, $4,5 \pm 1,9$ para 60 s e $4,3 \pm 0,9$ para 150 s) e não foram encontradas diferenças estatísticas entre as resinas Filtek™ Z250 e Filtek™ Supreme.

Segundo Calheiros et al.⁴⁰ (2008), quando ocorre a reação de polimerização nas resinas compostas, espera-se conseguir uma conversão completa dos monômeros resinosos em polímeros, deixando a menor quantidade possível de monômeros residuais (sem reação) e melhorando assim, as propriedades do material. Por outro lado, o aumento do grau de conversão dos monômeros resinosos, aumenta a contração volumétrica e o módulo de elasticidade das resinas compostas. Assim, na tentativa de verificar a relação existente entre o grau de conversão dos monômeros resinosos, a taxa máxima de polimerização e a tensão de polimerização, os autores fotoativaram com intensidade luminosa constante de 500 mW/cm^2 , variando apenas a energia irradiada (3, 6, 12, 24 e 48 J/cm^2), em uma resina composta experimental. Esse estudo verificou que ao aumentar a energia irradiada sobre as amostras, aumentou-se a o grau de conversão das resinas compostas. Com o aumento do

grau de conversão, entende-se que houve maior quantidade de reações de adição das duplas ligações dos monômeros resinosos e conseqüentemente houve um aumento nos valores de tensão gerados pela contração de polimerização.

2.3 Método de Elementos Finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica destinada para resolver, aproximadamente, modelos matemáticos que representam o comportamento de um sistema físico determinado. Em outras palavras, um protótipo físico pode ser estudado mediante a formulação de um modelo matemático adequado (Azevedo⁴¹ 2003).

Com o auxílio computacional, é possível resolver um sistema de equações matemáticas que simulam as propriedades físicas da estrutura a ser analisada. Para simular por meio do método de elementos finitos são necessários seguir os seguintes passos: 1) modelagem da geometria; 2) aplicação das condições de contorno (fixação do modelo, aplicação das cargas); 3) inserção de informações sobre as propriedades dos materiais utilizados; 4) geração das malhas de cada material; 5) simulação computacional (aplicação das cargas desejadas) e 6) análise dos resultados (Azevedo⁴¹ 2003, Ribeiro⁴² 2004, Franco⁴³ 2008).

Para execução da simulação é necessário fornecer dados referentes ao comportamento dos materiais ao software utilizado (Ribeiro⁴² 2004, Franco⁴³ 2008):

- Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico (E): define a inclinação da curva tensão-deformação até o limite de proporcionalidade. É uma medida de rigidez do material em sua região elástica e tem as mesmas unidades da tensão. A maioria dos materiais exhibe esse comportamento linear. Também, na maior parte dos materiais dúcteis, o módulo de elasticidade em compressão é o mesmo que na tração. Porém,

nos materiais resinosos essa equivalência não ocorre, tendo esse tipo de material, comportamentos diferentes durante a tração e a compressão.

- Coeficiente de Poisson (ν): Quando um corpo deformável é submetido a uma força axial de tração ou compressão, o material deforma-se longitudinalmente e transversalmente. Para caracterizar estas deformações, define-se o coeficiente de Poisson como a relação da deformação transversal, com a deformação longitudinal do material (alongamento ou contração).

A análise de tensões através do MEF é bastante difundida na área das engenharias. Assim, a dissipação desta metodologia para as outras áreas de conhecimento está bastante acelerada por se tratar de um método numérico efetivo para soluções de estruturas complexas com o auxílio computacional. Na odontologia, Huang e Ledley⁴⁴ (1969) foram os primeiros a utilizar esta metodologia e no Brasil os pioneiros foram Correa e Matson⁴⁵ (1977).

Diversos autores já utilizam o MEF para a realização de testes nos mais variados ramos da odontologia variando técnicas de aplicação, geometrias de preparo e materiais diferentes. Porém, são poucos os trabalhos que se propuseram a identificar os efeitos da contração de polimerização das resinas compostas por esse ser um fenômeno complexo no que se refere à representação por meio da modelagem numérica.

Barink et al.⁴⁶ (2003) simularam o processo de contração em um modelo detalhado de elementos finitos 3D de um pré-molar superior com uma restauração envolvendo a cúspide palatina. Foi analisado como se muda o padrão de contração durante a polimerização, se a contração pode causar fratura no material, e se a fratura acontecer, qual a região de maior risco para fratura. De acordo com os autores, foi verificado que a tensão de contração se dissipa rapidamente durante o processo de polimerização e que diminui após a completa polimerização da resina. Na interface dente-restauração, forças de tração são maiores que de cisalhamento. Valores das tensões de contração no material restaurador e na interface com o dente foram baixas sugerindo que a fratura do material pela contração do mesmo é improvável. O fator segurança contra falhas mecânicas na interface dente-restauração, no entanto, foi baixo, mostrando que esta região é uma área de risco para falhas e fraturas. Também,

os autores perceberam no modelo, que o poder de relaxamento das tensões em áreas da interface que são irregulares, apresentam-se menores. Assim, os autores defendem que a criação de áreas irregulares e não arredondadas no preparo cavitário para melhorar a retenção do material restaurador pode comprometer a restauração, pelo fato de aumentar a tensão de contração.

Versluis et al.⁴⁷ (2004) desenvolveram um estudo com o objetivo de calcular e validar o MEF para realizar estudos de que consigam mensurar as tensões de contração das resinas compostas em três configurações de cavidades realizadas em molares humanos. As propriedades dos compósitos foram adquiridas por meio de ensaios laboratoriais que avaliaram o comportamento dos materiais durante o processo de polimerização. O padrão de deformação da superfície oclusal e os efeitos gerados pela tensão de polimerização no dente, na restauração e na interface dente-restauração foram calculadas utilizando um modelo de polimerização baseado na contração de polimerização na fase pós-gel. De acordo com os autores, a tensão de contração é dependente da configuração cavitária e do tamanho da restauração. A resistência do dente frente às tensões de contração vai diminuindo quanto menor for a estrutura hígida remanescente. Percebeu-se que quanto maiores as restaurações, menor é o nível de estresse sofrido pela restauração e pela interface dente-restauração, porém maior é o efeito sofrido pela estrutura dental. Os valores máximos de tensões encontradas nas diferentes configurações cavitárias não mostraram diferenças estatísticas. Concluiu-se que, de acordo com o modelo validado, a tensão de contração não pode ser definida apenas pelas propriedades dos materiais e pela geometria da cavidade mas também deve ser considerado o padrão de distribuição das tensões, o qual é dependente da região e das propriedades das estruturas dentárias, do material restaurador e da técnica restauradora utilizada.

Kahler et al.⁴⁸ (2006), desenvolveram simplificadaamente um modelo numérico capaz de analisar a contração de polimerização e investigar os efeitos das propriedades dos materiais restauradores, tamanho da restauração e contração volumétrica na magnitude da tensão de contração na interface dente-restauração. O modelo é baseado nos seguintes pressupostos: a geometria é axissimétrica; todos os materiais foram considerados lineares-elásticos; e a polimerização dos materiais foi representada gerando uma contração

volumétrica uniforme. Como resultado, os autores obtiveram uma equação para descrever a tensão nas interfaces. Foi demonstrado que quanto maior for o módulo de Young, coeficiente de Poisson e a contração volumétrica do material, maior é a tensão gerada na interface e maior o risco de falhas na união dente-restauração. Segundo os autores, este modelo pode ser usado para sofisticar outros modelos computacionais, bem como otimizar a conduta de outros estudos na tentativa de fazer avaliações preliminares sobre riscos de fraturas nos materiais e interfaces.

Em 2007, Magne⁴⁹ descreveu detalhadamente um método de obtenção de modelos de estruturas dentárias e restaurações com o auxílio da microtomografia. Um molar humano hígido foi escaneado com auxílio de um tomógrafo micro-CT. As estruturas de esmalte e dentina foram selecionadas separadamente de acordo com a densidade dos pixels das imagens utilizando um programa interativo de controle de imagens médicas. Arquivos com as imagens das superfícies de esmalte e dentina foram então remalhados para reduzir a densidade das malhas possibilitando a importação dos arquivos para um software de prototipagem. Neste software foram gerados modelos 3D das imagens, e do dente com diferentes formatos de cavidades (MO/MOD e cavidade de acesso endodôntico) e preparos para próteses (cerâmicas feldspáticas e inlays em resina composta). As diferentes partes dos sólidos foram importadas para um software de elementos finitos. Foi realizado um carregamento oclusal não-linear. A deformação cuspídea foi avaliada nas diferentes situações restauradoras e os valores foram confrontados com dados experimentais para validação e otimização do modelo gerado. De acordo com o confronto de resultados, o autor validou cinco modelos numéricos diferentes. O afastamento entre as cúspides após aplicação de uma carga oclusal de 100 N, variou de 0,4 μm para o dente hígido, 9 a 12 μm para dentes com restaurações MO/MOD e 12 a 21 μm para dentes com abertura endodôntica. A colocação de uma restauração adesiva MOD em porcelana feldspática resultou em uma recuperação de 100 % (0,4 μm) do afastamento das cúspides, enquanto que se for utilizado uma resina composta indireta, houve uma estabilização parcial das cúspides (1,3 μm à 100 N). Segundo o autor, o MEF é rápido e pode ser facilmente utilizado para outras aplicações na odontologia.

Witzel et al.⁵⁰ (2007) utilizaram método de elementos finitos para avaliar a distribuição das tensões de contração em compósitos e verificar a influência das dimensões dos espécimes nestas tensões. Uma resina quimicamente ativada foi inserida entre as superfícies de dois bastões de vidro (2, 4 ou 6 mm de diâmetro) unidos a uma máquina de ensaios universal. A altura dos espécimes foi definida de acordo com a separação dos bastões de vidro (0,5, 1, 2 ou 4 mm). Um extensômetro foi utilizado para monitorar a distancia entre os bastões. A força máxima de contração obtida após 30 min de polimerização foi dividida pela área seccionada do bastão de vidro para se obter o valor de tensão nominal. Equações matemáticas foram desenvolvidas para estimar a tensão nominal correta que seria obtida em um sistema idealmente rígido. Um modelo em MEF 2D axissimétrico foi desenvolvido para avaliar a distribuição dos componentes X da tensão de contração. Segundo os autores, a interação entre a altura e o diâmetro dos espécimes foi significativa ($p < 0.001$) e uma correlação direta entre Fator-C e a tensão desenvolvida foi encontrada. De acordo com os autores, o método de elementos finitos ajudou a confirmar os efeitos no eixo X.

Em 2009, Koplin et al.⁵¹ desenvolveram um estudo com o objetivo de comparar o desenvolvimento de tensões internas durante o processo de polimerização em quatro resinas compostas (Venus, Tetric Ceram, Ceram X mono e FiltekTM Supreme), de acordo com resultados obtidos na literatura sobre a reação cinética deste processo, e com o auxílio de estudos laboratoriais que determinaram o comportamento mecânico dos materiais. Um modelo visco-elástico combinado com um modelo cinético e de cura foi utilizado para simular o comportamento mecânico em três dimensões com o método de elementos finitos por meio do software ABAQUS. Para estudar o efeito da polimerização lenta sobre o comportamento das propriedades mecânicas dos materiais, foi utilizado um processo de polimerização com o dobro do tempo com a metade da intensidade de luz, mantendo a mesma densidade luminosa sobre os materiais. Segundo os autores, ao utilizar um modelo que descreve uma interação complexa de rigidez, viscosidade, velocidade de cura e intensidade de luz durante o processo de polimerização tem-se um conhecimento mais profundo sobre a interferência do tempo e o acúmulo de tensões durante o processo de contração de polimerização. A obtenção de uma boa cinética de reação ou uma

menor rigidez do material poderia compensar os efeitos nos maiores picos de contração de polimerização dos materiais. Outro fato importante que os autores observaram, foi que a evolução das tensões de contração não é diretamente proporcional ao nível de contração de cada material. Assim, os autores afirmam que um modelo matemático que descreve corretamente o desenvolvimento das características mecânicas de cada material durante o processo de polimerização pode ser utilizado para ajudar a desenvolver ou otimizar os materiais dentários e avaliar o efeito de diferentes estratégias terapêuticas como modo de foto-polimerização, geometria de preenchimento da cavidade e forças interfaciais.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo Geral

O propósito deste estudo é avaliar a distribuição das tensões geradas pela contração de polimerização de 3 resinas compostas por meio da simulação computacional baseada em dados obtidos em ensaios laboratoriais.

3.2 Objetivos Específicos

Este trabalho tem como objetivos específicos:

- 1) Determinar as propriedades mecânicas das resinas compostas com ensaios mecânicos de resistência à tração e resistência flexural;
- 2) Fazer uma análise computacional por meio do Método de Elementos Finitos (MEF);
- 3) Fazer a transferência dos dados encontrados em laboratório para o desenvolvimento de um modelo de MEF.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Neste trabalho foram utilizadas 3 resinas compostas: 1 – Filtek™ Z250; 2 – Filtek™ Z350 e 3 – Filtek™ P90; e dois sistemas adesivos: 1 - Adper Single Bond 2 e 2 - P90 System Adhesive (Quadro 2) em 2 etapas metodológicas distintas (Figura 8): 1) ensaios mecânicos de resistência à tração e resistência flexural das 3 resinas compostas e 2) análise computacional através do Método de Elementos Finitos (MEF).

Resina Composta	Composição	Sistema Adesivo	Composição
FilteK™ Z-250 [3M/ESPE] St. Paul, Minn., USA (Lote 9UX)	Bis-GMA; UDMA; Bis-EMA; Partículas de Zircônia/Silica (60% em volume)	Adper™ Single Bond 2 [3M/ESPE] St. Paul, Minn., USA (Lote 9WP)	1 - Condicionador: ácido fosfórico 35% 2 - Adesivo: BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, água, sistema fotoiniciador, copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e polialcenóico, 5 nm de silano tratado com sílica coloidal 10%.
FilteK™ Z-350 [3M/ESPE] St. Paul, Minn., USA (Lote 9XT)	Bis-GMA; UDMA; TEGDMA; Bis- EMA; Partículas de Zircônia/Sílica (59,5% em volume)	Adper™ Single Bond 2 [3M/ESPE] St. Paul, Minn., USA (Lote 9WP)	1 - Condicionador: ácido fosfórico 35% 2 - Adesivo: BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, água, sistema fotoiniciador, copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e polialcenóico, 5 nm de silano tratado com sílica coloidal 10%.
FilteK™ P90 [3M/ESPE] St. Paul, Minn., USA (Lote 8EJ)	Silorano; Estabilizadores; Pigmentos; Canforoquinona; Partículas de Quartzo (76% em peso)	P90 System Adhesive [3M/ESPE] St. Paul, Minn., USA (Lote 9BH – Primer e lote 9BC – Bond)	1 - Primer: Metacrilatos fosfatados; Copolímero do Vitrebond; Bis-GMA; HEMA; Álcool; Partículas de sílica tratadas com silano; Estabilizadores; Canforoquinona; 2 – Bond: Dimetacrilatos hidrofóbicos; Metacrilatos fosfatados; TEGDMA; partículas de Sílica; Canforoquinona; estabilizadores.

Quadro 2. Materiais utilizados, fabricantes, lotes e composição

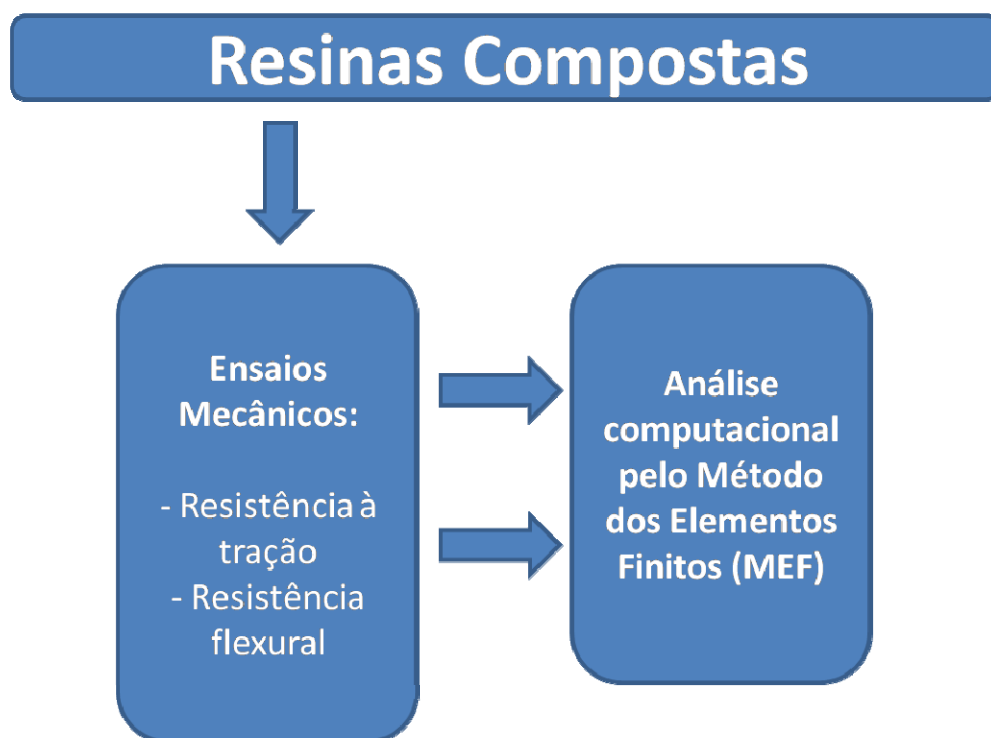


Figura 8. Fluxograma metodológico dos ensaios realizados

4.1 Ensaio Mecânico

4.1.1 Resistência à tração

Foram confeccionados 10 corpos-de-prova (cp) para cada grupo de resina composta com o auxílio de matrizes metálicas, em forma de ampulheta, medindo 10 x 3 x 1,5 mm com um estrangulamento central de 1,5 mm. Para a confecção dos corpos-de-prova, foram obtidas réplicas das matrizes metálicas com silicone de adição (Adsil Putty Soft, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 9) e as resinas compostas foram inseridas em incremento único (Figura 10) no interior dos moldes isolados com glicerina. Sobre esse sistema, foi colocada uma tira de poliéster que foi pressionada com uma placa de vidro durante 30 segundos, em seguida, a mesma foi retirada e polimerizou-se o conjunto por 40 segundos com um aparelho fotopolimerizador com lâmpada halógena VIP (Bisco, Schaumburg, IL, EUA) com intensidade de 600 mW/cm², devidamente aferida por um radiômetro. As amostras foram removidas dos moldes (Figura 11), armazenadas na ausência de luz e à seco por 24 h e submetidas ao teste de resistência à tração em uma Máquina de Ensaio Universal (Kratos Dinamômetros, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 12) com uma célula de carga de 20 N e velocidade de 1,0 mm/min até ocorrer a falha no material.

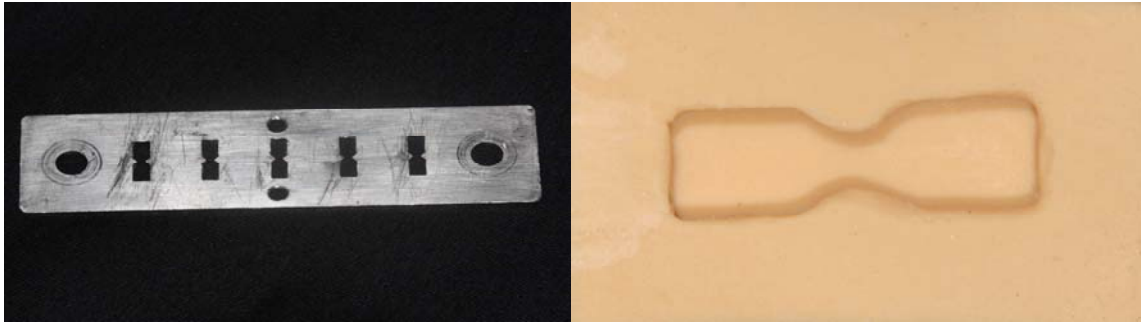


Figura 9. Matriz metálica original e ampliação da réplica em silicone



Figura 10. Inserção da resina composta

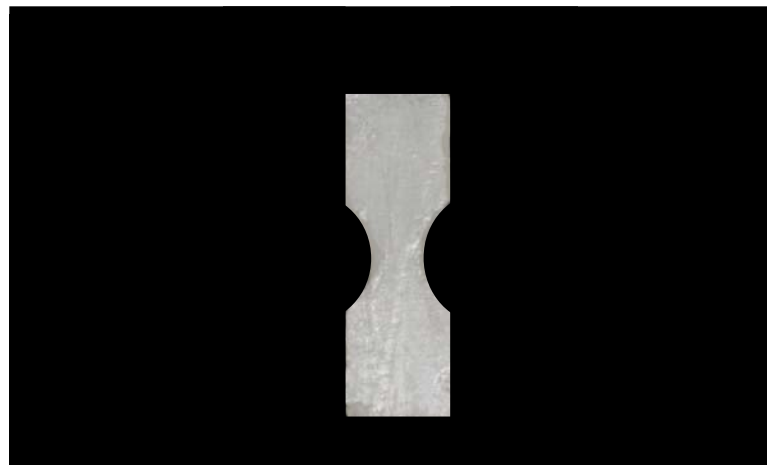


Figura 11. Corpo-de-prova polimerizado



Figura 12. Corpo-de-prova submetido ao ensaio de tração

Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente pelo software BioEstat 5.0 através análise de variância ANOVA dois critérios, com pós-teste de Bonferroni com alfa igual a 0,05.

Visando comprovar se o ensaio acima descrito é capaz de gerar um campo de tensões de tração uniforme na região do estrangulamento central do cp, o mesmo foi modelado computacionalmente no software Ansys Design Modeler v11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) (Figura 13) e simulado o teste de tração realizado no ensaio laboratorial.

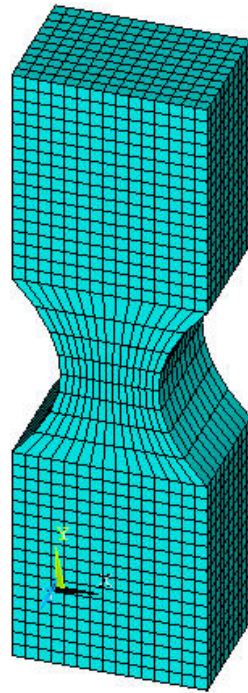


Figura 13. Corpo-de-prova modelado computacionalmente para simulação em Elementos Finitos

O corpo-de-prova foi desenhado para a simulação de tração, travado nos eixos XY na sua base, como é feito no ensaio laboratorial e foi aplicada uma força vertical para cima, eixo Y, de intensidade igual à força média de resistência do cp obtido no ensaio (Figuras 14 e 15).

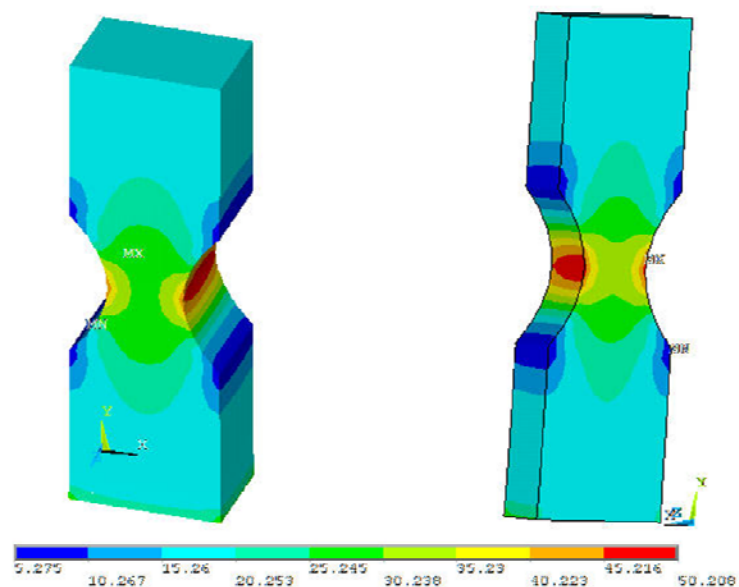


Figura 14. Tensão normal na direção longitudinal no eixo Y

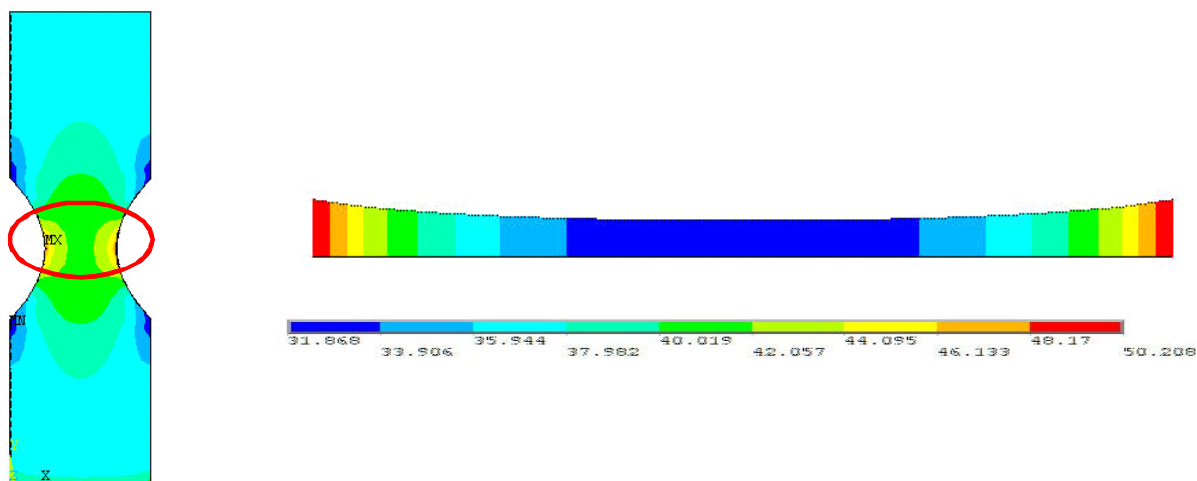


Figura 15. Tensão normal na linha média da seção média do corpo-de-prova

Com a simulação, percebeu-se que esse cp especificamente não apresenta, na área principal de rompimento, comportamento de tração pura (ver Figura 15), pois a tensão na direção longitudinal para uma carga aplicada de 115 N varia entre 31,868 e 50,208 MPa. Deste modo, o valor numérico do módulo de elasticidade de tração real do material foi obtido alimentando o software de elementos finitos com a curva média dos gráficos Tensão x Deslocamento gerada nos ensaios laboratoriais das 3 resinas compostas testadas (Gráficos 1, 2 e 3).

4.1.2 Resistência flexural

Foram confeccionados 10 corpos-de-prova (cp) de cada resina composta com o auxílio de matrizes metálicas retangulares de dimensões 25 X 2 X 2 mm (Figura 16). As matrizes foram isoladas com glicerina, e em seguida, foram inseridas as resinas compostas em um único incremento (Figura 17). A fotoativação foi realizada dividindo o cp em 3 seções e ativando por 40 s cada segmento, para conseguir a polimerização de todo corpo-de-prova. Os cp de resina composta (Figura 18) foram removidos das matrizes, armazenados na ausência de luz e à seco durante 24 h. Em seguida, foram medidos com o paquímetro digital Mitutoyo Digimatic Caliper e submetidos ao ensaio de resistência flexural de 3 pontos em uma Máquina de Ensaios Universal AG-I Shimadzu (Modelo Autograph – Série nº 90416, frequência de 60 Hz) à uma velocidade de 0,5 mm/min, segundo a norma ISO 4049.

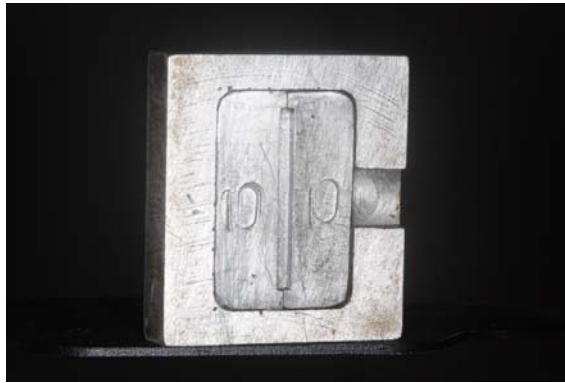


Figura 16. Matriz metálica para o teste de flexão



Figura 17. Inserção e adaptação da resina composta



Figura 18. Corpo-de-prova polimerizado

Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente pelo software BioEstat 5.0 através da análise de variância ANOVA dois critérios, com pós-teste de Bonferroni com alfa igual a 0,05.

4.2 Análise Computacional Por Meio do Método de Elementos Finitos (MEF)

4.2.1 Reconstrução virtual de tomografia computadorizada

Para a fase inicial do trabalho foi retirado do banco de imagens da Universidade Federal do Paraná (UFPR), um exame de tomografia computadorizada (i-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) para obtenção do modelo digital. O exame de tomografia foi realizado analisando o terço ântero-inferior da face com objetivo de analisar a região da mandíbula, em cortes transversais de 0,25 mm de distância totalizando 212 cortes. Esses cortes foram gravados no formato Dicom (digital imaging and communications in medicine standart) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (software desenvolvido pelo Programa de pós-graduação em métodos numéricos e engenharia da Universidade Federal do Paraná). Nesse programa reconstruiu-se digitalmente a mandíbula resultando em um modelo 3D, como mostra a figura 19.

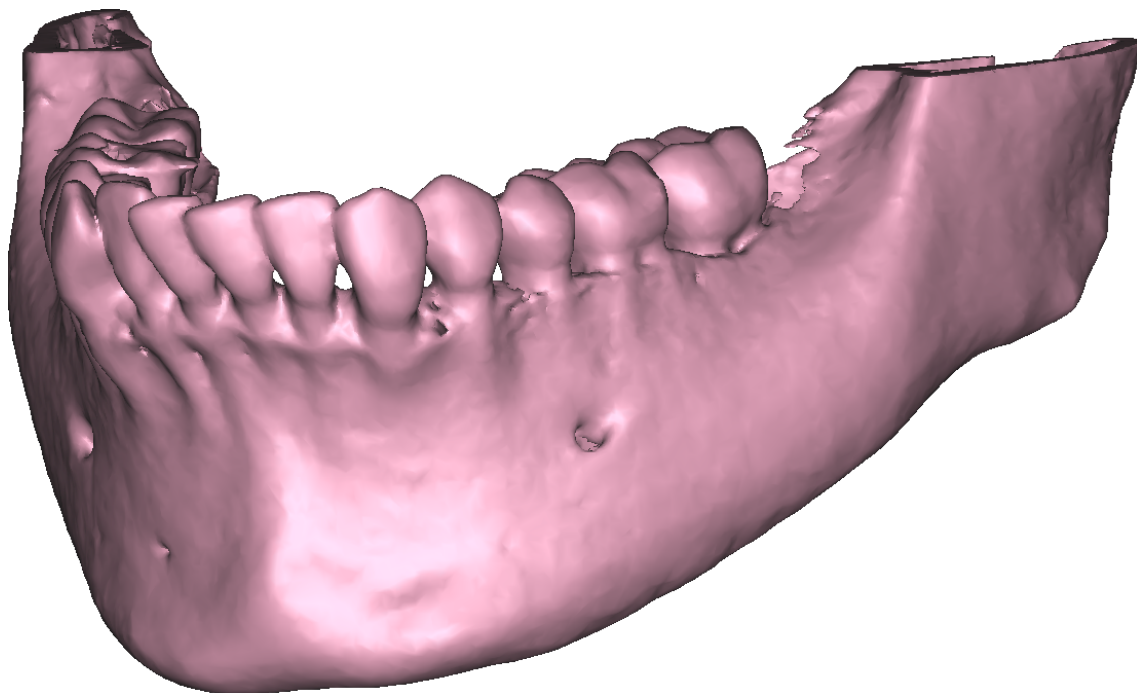


Figura 19. Reconstrução digital a partir de tomografia sem qualquer edição

Desse modelo, foi extraído apenas a parte correspondente ao dente 34, como mostra a figura 20.



Figura 20. Reconstrução digital do dente 34

4.2.2 Edição dos modelos 3D

Após a reconstrução virtual, o modelo 3D foi exportado para o software Ansys Design Modeler v11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) para edição dos modelos virtuais. Com exceção das estruturas ósseas, todos os componentes foram baseados do dente proveniente da tomografia computadorizada, com dimensões de acordo com as especificações abaixo, conforme mostram as figuras 21 e 22:

- Ligamento periodontal ao redor das raízes dos dentes pilares com 0,25 mm de espessura (Lindhe, Karring⁵² 1997);
- Osso cortical ao redor do ligamento periodontal de aproximadamente 0,7 mm de espessura e ao redor do osso medular com espessura de 1 mm, a fim de representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm, Zarb⁵³ (1985). Vale salientar que não existem valores definidos para separar as diferentes espessuras ósseas, sendo considerada a descrição do autor de um osso tipo D3 como sendo de “cortical fina” e;
- Osso medular, preenchendo as porções internas da estrutura óssea.



Figura 21: Dente 34 com dentina em marrom e esmalte em amarelo

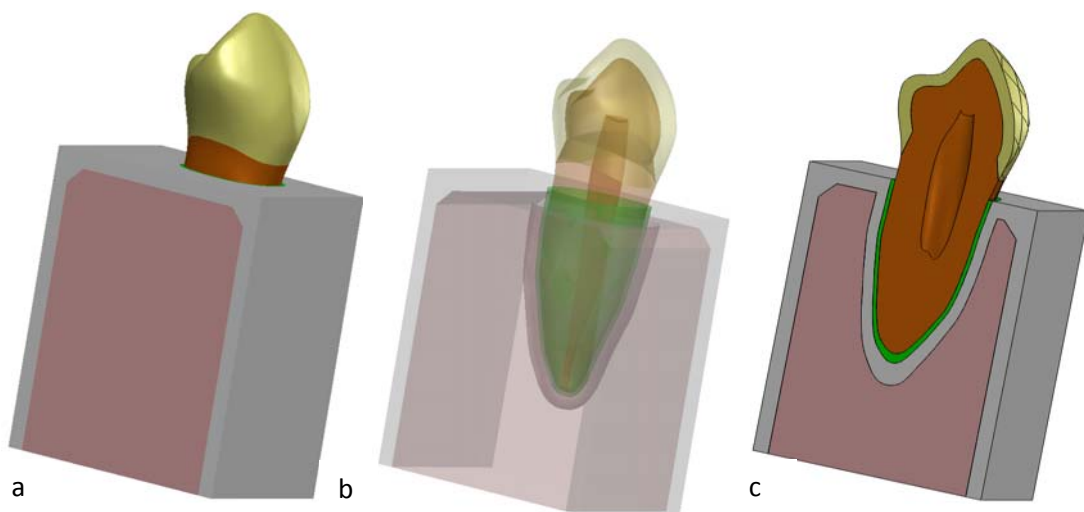


Figura 22. Modelo criado para simulação do dente 34 e estruturas adjacentes: a) vista de perfil do modelo; b) o mesmo modelo com as estruturas semitransparentes; e c) vista em corte do modelo. Esmalte em amarelo, dentina em marrom, ligamento periodontal em verde, osso cortical em cinza e osso medular em rosa

A região correspondente a polpa dental não foi preenchida com nenhum material. Segundo Figun, Garino⁵⁴ (1994), a polpa se constitui de um tecido conjuntivo frouxo composto principalmente por fibras colágenas, células, vasos e nervos, com função principalmente de manter a integridade e formação contínua da dentina, sem função estrutural. Por esse motivo e para diminuir o peso computacional o tecido pulpar não foi considerado nesta simulação.

Após esse processo, o modelo 3D foi exportado para o software SolidWorks[®] Premium 2009 SP0.0 (SolidWorks Corporation, Dassault Systemes S.A.) para a confecção computacional de uma cavidade classe V, localizada na região cervical da face vestibular do dente 34, com a parede cervical terminando em dentina e a parede oclusal terminando em esmalte, respeitando-se 2 mm para o espaço biológico. A cavidade desenhada possui ângulos internos arredondados e

dimensões de 3 X 2 X 1,8 mm de largura, altura e profundidade, respectivamente (Figuras 23 e 24).



Figura 23. Sólido 3D com a cavidade preparada já preenchida com o material restaurador

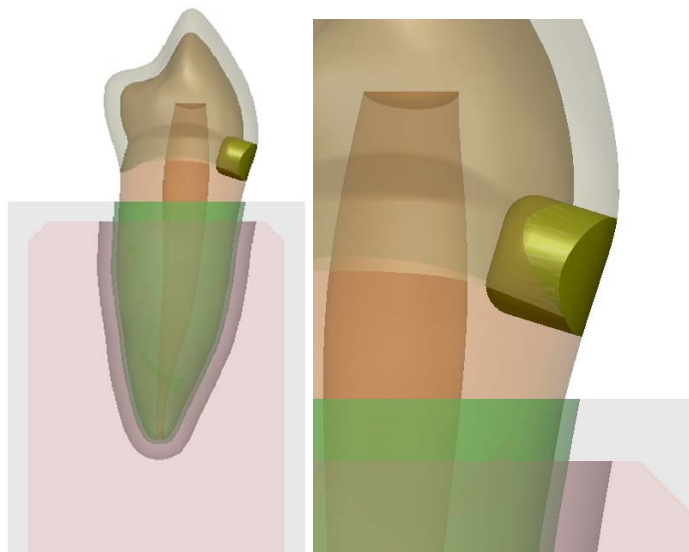


Figura 24. Vista lateral da reconstrução computacional com as estruturas semitransparentes e ampliação da área restaurada para uma visualização detalhada da cavidade classe V e sua posição em relação às outras estruturas do modelo 3D

4.2.3 Simulação computacional

Para a simulação computacional, o modelo do sólido 3D foi exportado para o programa ANSYS® versão 11.0, onde no mesmo, foram inseridos dados referentes às propriedades dos materiais como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson

do esmalte, da dentina, dos tecidos ósseos e das 3 resinas compostas testadas de acordo com o Quadro 3.

Material Isotrópico	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Contração de polimerização volumétrica (%)	Origem do dado
Esmalte	84100	0.20	-	Menicucci et al. ⁵⁵ 2002
Dentina	18600	0.31	-	Holmes et al. ⁵⁶ 1996
Ligamento Periodontal	68,9	0.45	-	Holmes et al. ⁵⁶ 1996
Osso cortical	13700	0.30	-	Holmes et al. ⁵⁶ 1996
Osso medular	1370	0.30	-	Holmes et al. ⁵⁶ 1996
Resina composta Filtek™ Z-250	1100	0.31	2.17	Obtidos em laboratório / Kleverlaan, Feilzer ⁷ 2005
Resina composta Filtek™ Z-350	1050	0.31	2.51	Obtidos em laboratório / Kleverlaan, Feilzer ⁷ 2005
Resina composta Filtek™ P90	1000	0.31	0.9	Obtidos em laboratório / 3M/ESPE ²⁵ 2008

Quadro 3. Propriedades dos materiais utilizadas para alimentação da simulação computacional

Para uma simulação real, todos os materiais utilizados foram considerados isotrópicos. Assim, foram feitas simulações da geração de tensões durante a contração de polimerização, com a simulação de um problema térmico (Steady-State Thermal Analysis) seguido de uma simulação estrutural (Static Structural Analysis) que observou a dissipação pelo corpo do dente, das tensões geradas pela simulação térmica.

Para realizar a simulação térmica, levou-se em consideração que todas as estruturas do dente estavam inicialmente à 22°C (temperatura padrão utilizada pelo software) e que as resinas compostas sofreram isoladamente uma redução de temperatura capaz de gerar nas mesmas uma redução volumétrica (%) do seu corpo de acordo com os dados desejados e descritos nos Quadros 3 e 4. Visto que o modelo de simulação térmica necessita que o corpo da restauração sofra uma variação de temperatura para poder simular a contração de polimerização, todas as resinas compostas foram consideradas, unicamente para base de cálculo, como tendo um volume inicial de 1 mm³ e com coeficiente de expansão térmica igual a 1. Assim, para que uma resina composta (Filtek™ Z-250, por exemplo) com volume inicial de 1 mm³ tenha uma contração de 2,17%, temos o seguinte:

$$\text{Vol. Inicial} = 1 \text{ mm}^3$$

$$\text{Vol. Final} = 1 \text{ mm}^3 - 2,17\% \text{ de contração isotrópica.}$$

$$1 \text{ mm}^3 - 2,17\% = 0,9927137055227945189226 \text{ mm}^3 = \text{Vol. Final}$$

Assim, para que a resina composta Filtek™ Z-250 sofra o processo de contração deve haver uma variação na sua temperatura que faça com o seu corpo consiga chegar a esse volume final (0,9927137055227945189226 mm³). Com os dados do material (resina composta), e com a ajuda da simulação computacional (método da tentativa e erro), temos que para este material se contrair até o volume final desejado, deve sofrer uma variação de temperatura de 0,0072862944772055°C. Assim temos:

Temp. Inicial = 22 °C

Temp. Final = 22 °C – Δ temperatura

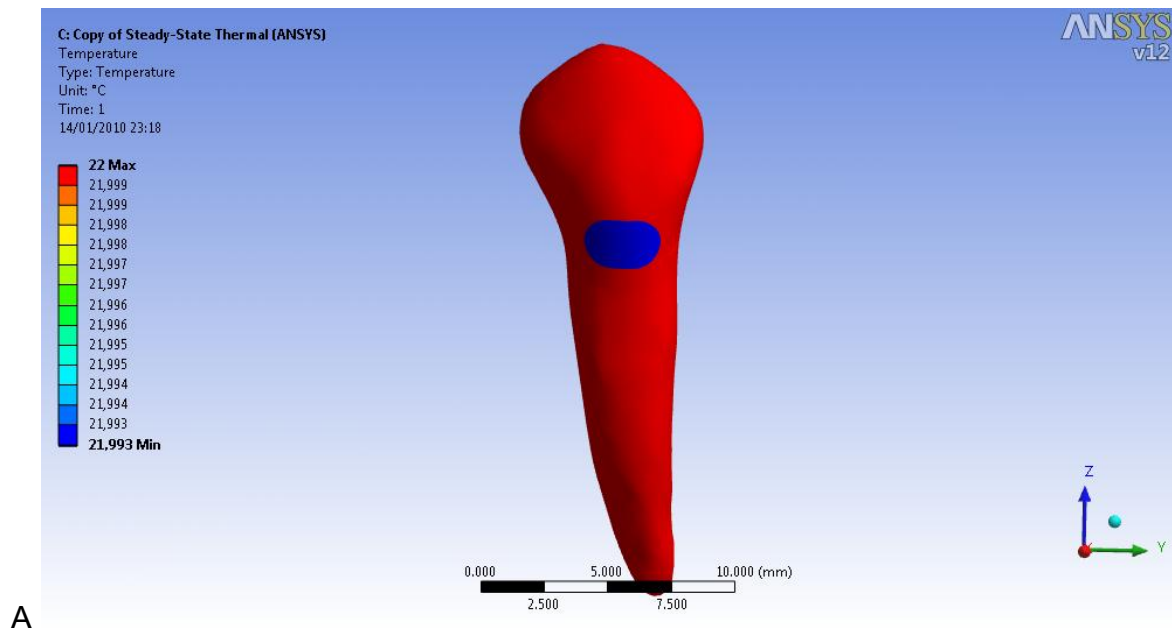
22 °C - 0,0072862944772055°C = 21,99271370552279 = Temperatura final (a ser inserida na simulação).

Para todas as resinas compostas, utilizou-se o mesmo raciocínio e o Quadro 4 mostra as variações de temperatura utilizadas para cada material:

Resinas Compostas	Contração volumétrica desejada (%)	Variação de Temperatura necessária (°C)	Temperatura a ser inserida na simulação (°C)
Filtek™ Z-250	2,17	0,0072862944772055	21,99271370552279
Filtek™ Z-350	2,51	0,0084037586596127	21,99159624134039
Filtek™ P90	0,9	0,0030090452717946	21,99699095472821

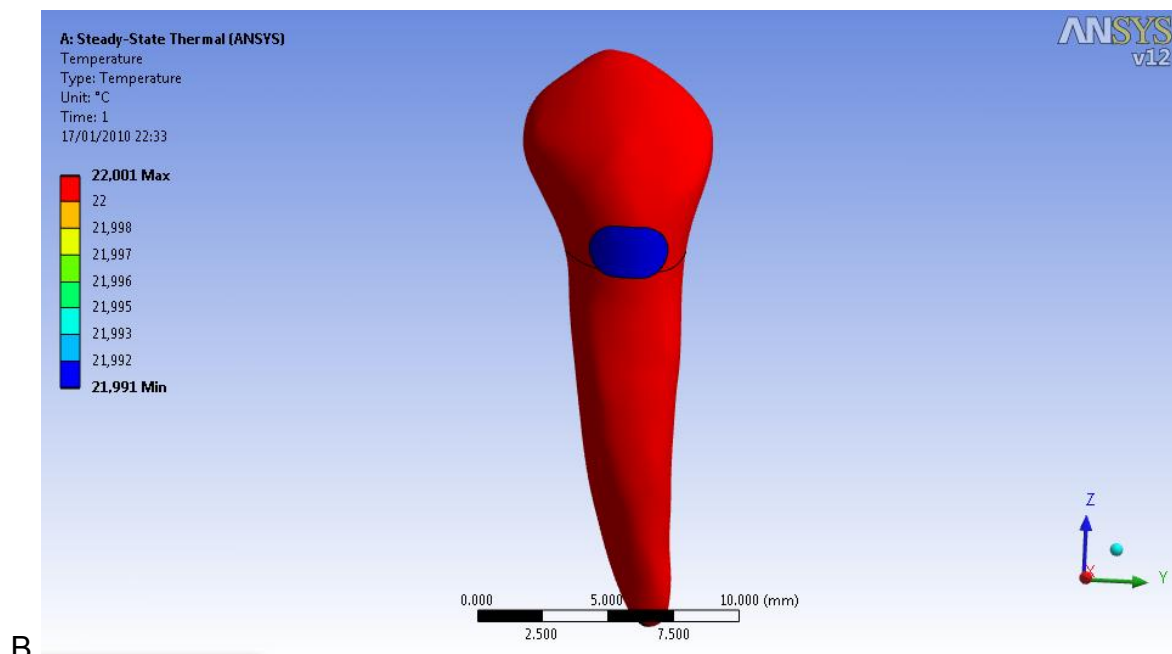
Quadro 4. Dados de contração volumétrica e de temperatura que foram inseridos na simulação computacional para que as resinas compostas sofram a contração volumétrica desejada durante a polimerização

Durante a simulação, todos os corpos foram definidos como tendo suas superfícies unidas às estruturas vizinhas (Bonded). Ao mesmo tempo, os corpos das resinas compostas foram isolados (Perfect Insulated) durante o processo de variação de temperatura para que esta variação sofrida pela resina composta não fosse repassada às outras estruturas do dente. Isto foi realizado, visto que ao aplicarmos a luz para polimerizar uma resina composta, as estruturas do dente não sofrem o mesmo processo de contração que acontece nas resinas compostas. A Figura 25A-C mostra que a variação de temperatura sofrida pela restauração para simular a contração de polimerização, não foi transmitida para o restante do corpo do dente, que permaneceu com a temperatura inicial de 22°C.



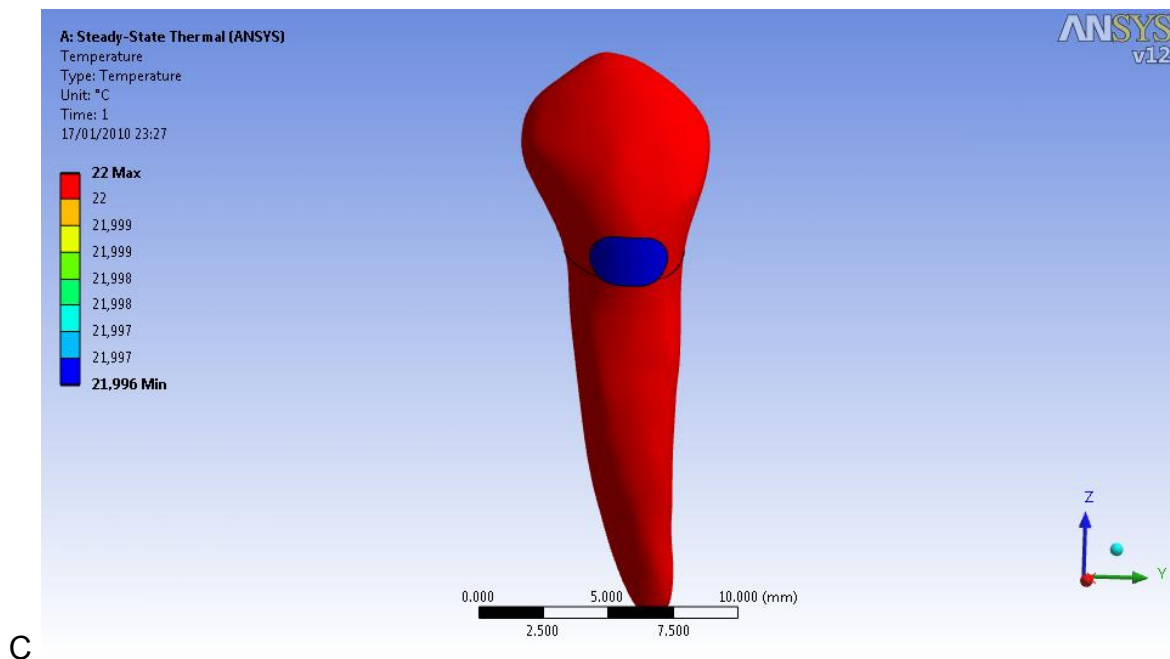
A

Figura 25 A) Variação da temperatura da restauração para a resina composta Filtek™ Z-250 para simular a contração de polimerização. Note que apenas o corpo da restauração sofre a redução de temperatura desejada, que é compatível com a porcentagem de contração de cada resina composta, sem que o resto do corpo do dente sofra o mesmo efeito de contração



B

Figura 25 B) Variação da temperatura da restauração para a resina composta Filtek™ Z-350 para simular a contração de polimerização. Note que apenas o corpo da restauração sofre a redução de temperatura desejada, que é compatível com a porcentagem de contração de cada resina composta, sem que o resto do corpo do dente sofra o mesmo efeito de contração



C

Figura 25 C) Variação da temperatura da restauração para a resina composta Filtek™ P90 para simular a contração de polimerização. Note que apenas o corpo da restauração sofre a redução de temperatura desejada, que é compatível com a porcentagem de contração de cada resina composta, sem que o resto do corpo do dente sofra o mesmo efeito de contração

Foram analisadas vários tipos de malhas com refinamentos específicos em regiões diferentes até que se encontraram as malhas mais adequadas, capazes de simular a distribuição de tensões que foram realizadas (Figura 26A-C). Ao todo, foram formados 309.833 nós unidos por 210.550 elementos.

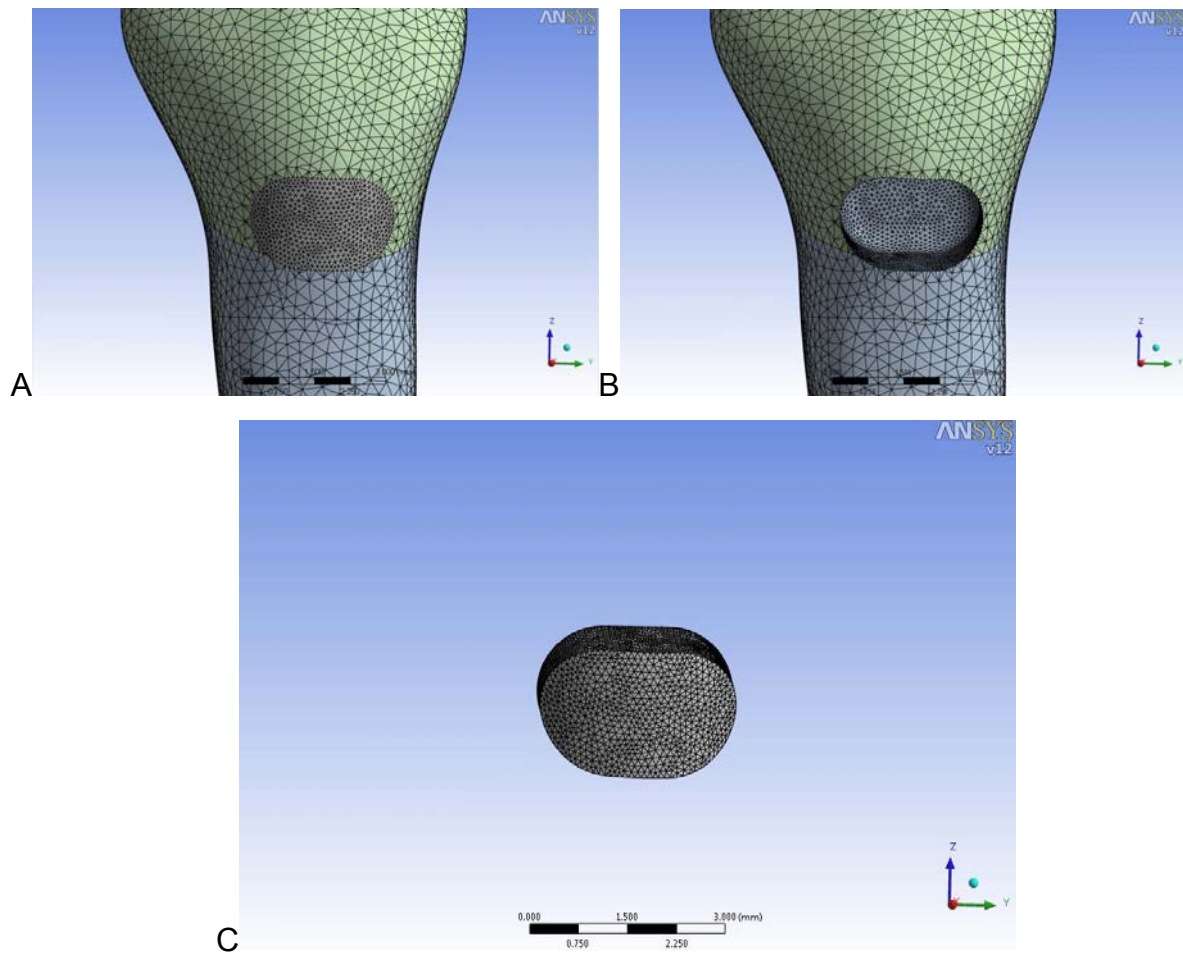


Figura 26. A) visão geral da malha tetraédrica gerada para o dente. B) dente sem a restauração mostrado refinamento da malha nas faces internas de esmalte e dentina, locais de maior importância para os resultados de contração de polimerização. C) detalhe do refinamento da malha na restauração tanto nas superfícies internas quanto nas superfícies externas

5 RESULTADOS

5.1 Propriedades Mecânicas das Resinas Compostas

Durante o teste de tração, a força máxima (N), o limite de resistência (MPa) e o módulo de elasticidade (MPa) (encontrado com a simulação computacional) na tração das resinas compostas foram verificados e as suas médias e desvios padrões estão descritos na tabela 1. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos tanto para a força máxima (N) quanto para o limite de resistência (MPa), mostrando que os materiais tiveram comportamentos semelhantes para estas propriedades neste tipo de teste.

Tabela 1. Médias e desvios padrões dos resultados obtidos durante o teste de resistência à tração

	Força Máxima (N)	Limite de Resistência (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
Filtek™ Z250	100,71 ± 21,25	36,51 ± 8,14	1100
Filtek™ Z350	107,13 ± 16,77	34,43 ± 6,49	1050
Filtek™ P90	111,61 ± 18,10	37,35 ± 7,51	1000

Os resultados de máxima resistência à flexão (N), máxima deformação (mm), máxima tensão de ruptura (MPa), taxa de deformação dos corpos (%) e o módulo de elasticidade (MPa) obtidos durante o teste de flexão estão descritos na tabela 2. Não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos analisados no teste de resistência à flexão, mostrando que os materiais apresentam características mecânicas e propriedades semelhantes quando submetidos a este tipo de esforço flexural.

Tabela 2. Médias e desvios padrões dos resultados obtidos durante o teste de resistência flexural

	Força Máxima (N)	Deslocamento Máximo (mm)	Tensão Máxima (MPa)	Taxa de Deformação (%)
Filtek™ Z250	50,56 ± 9,97	0,46 ± 0,08	158,51 ± 31,80	1,92 ± 0,36
Filtek™ Z350	46,01 ± 5,90	0,62 ± 0,09	146,65 ± 18,83	2,59 ± 0,39
Filtek™ P90	46,43 ± 8,23	0,46 ± 0,09	148,00 ± 26,24	1,91 ± 0,38

Os gráficos 1, 2 e 3 mostram a curva Força Máxima (N) x Deformação (mm) obtidos nos testes de tração das 3 resinas compostas testadas, enquanto que os gráficos 4, 5 e 6 mostram a mesma relação, porém nos testes de resistência à flexão, dos mesmos materiais.

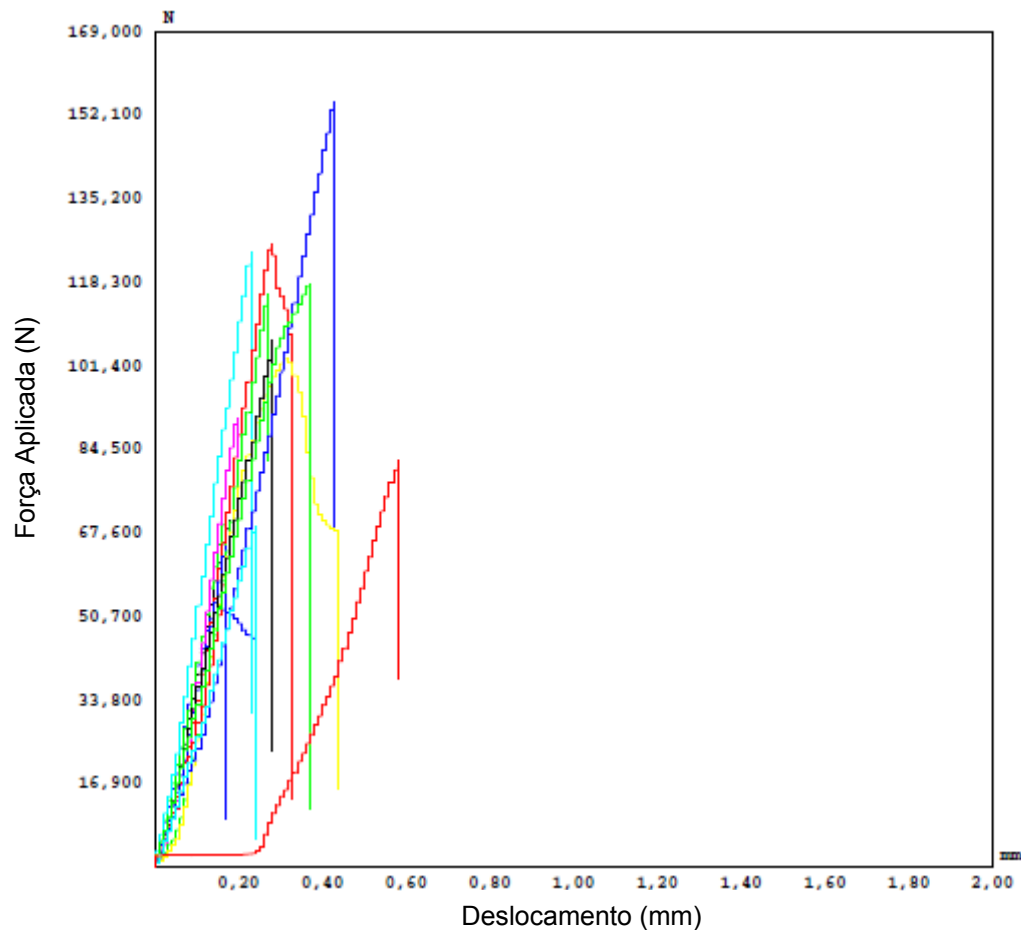
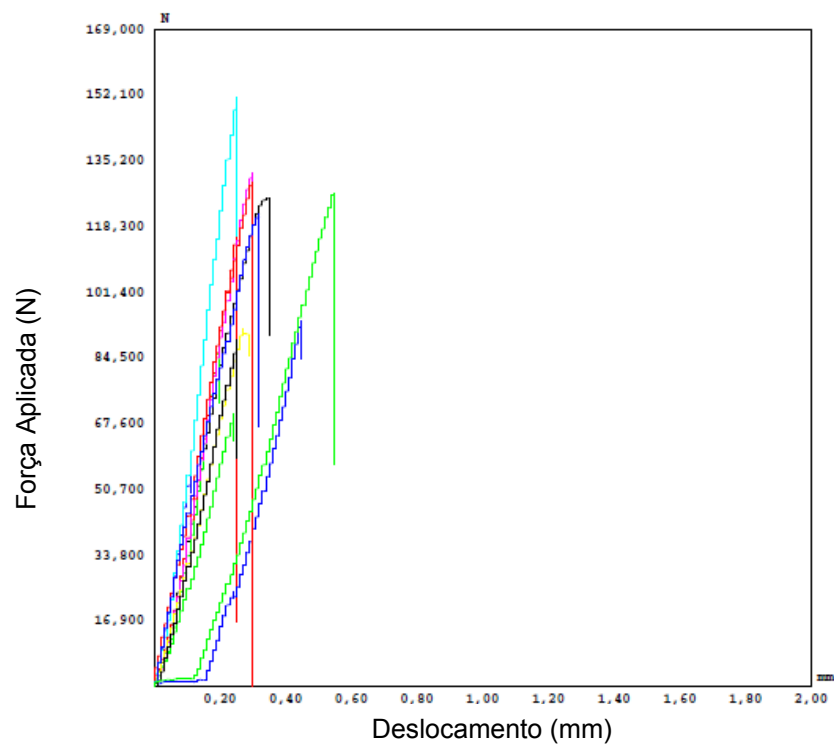
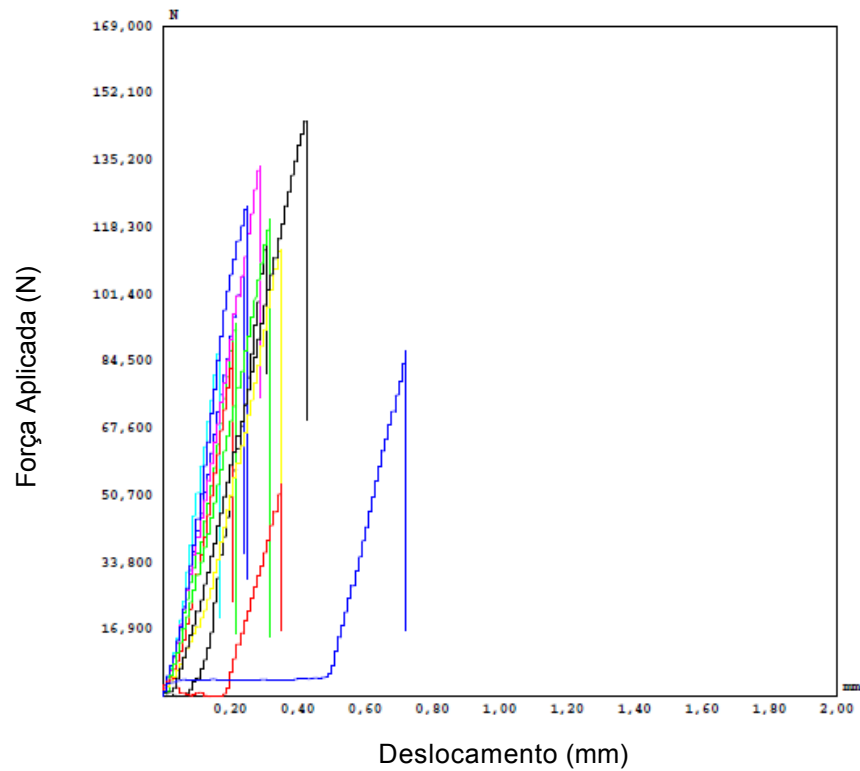


Gráfico 1. Relação força (N) x deslocamento (mm) no teste de resistência à tração para a resina Filtek™ Z-250



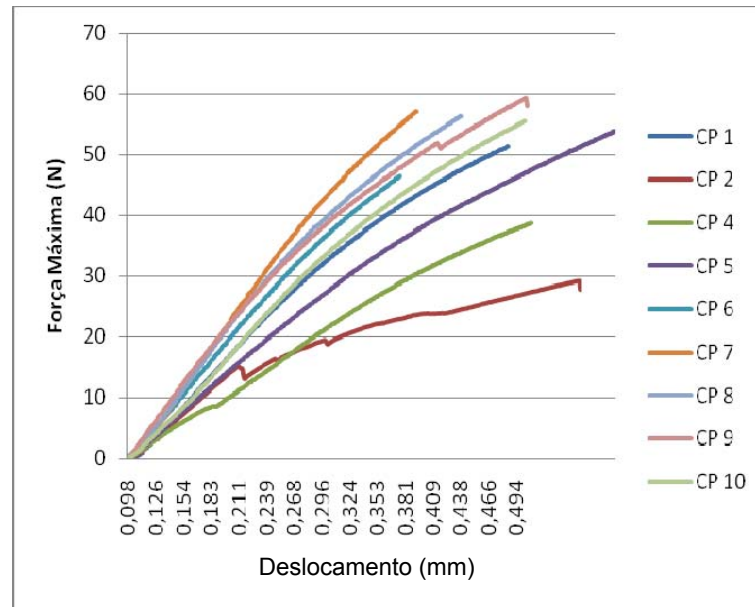


Gráfico 4. Relação força (N) x deslocamento (mm) no teste de resistência flexural para a resina Filtek™ Z-250

O cp 3 foi desconsiderado, pois apresentou uma irregularidade na superfície, e o CP 4 foi eliminado da estatística por se apresentar distante da média do grupo e com uma curva não uniforme, mostrando que pode ter ocorrido alguma falha durante a execução do teste.

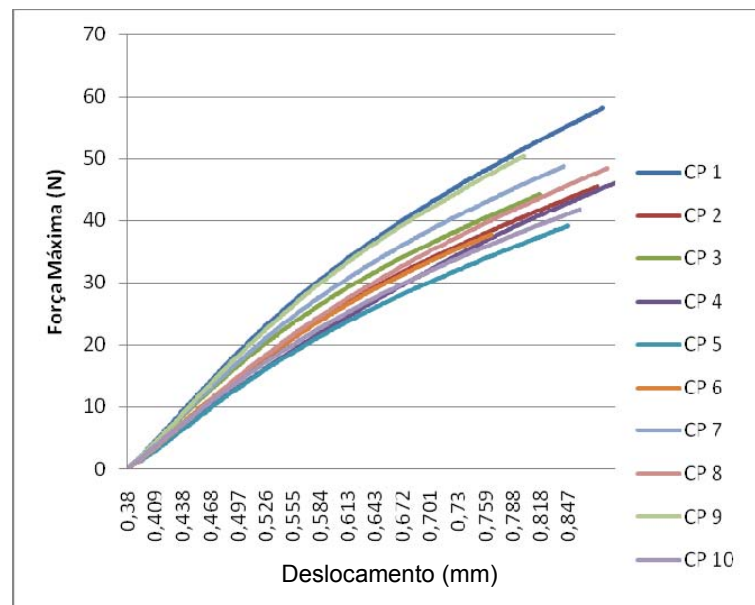


Gráfico 5. Relação força (N) x deslocamento (mm) no teste de resistência flexural para a resina Filtek™ Z-350

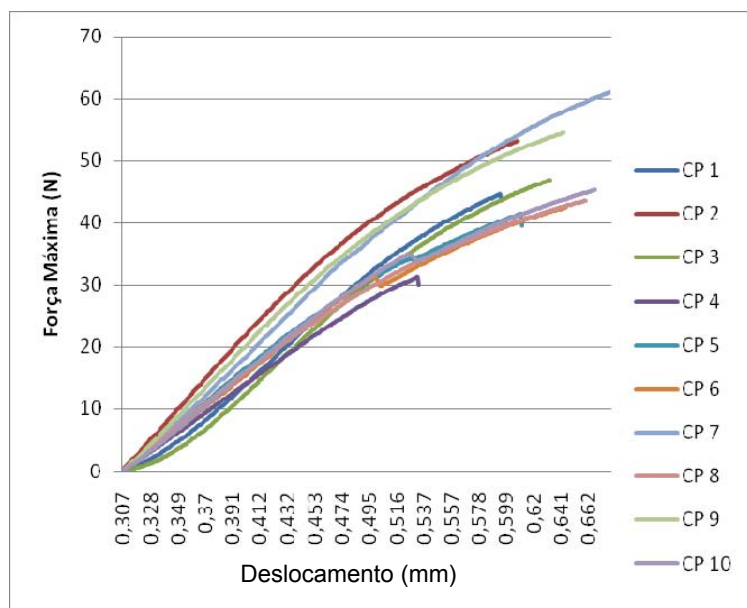


Gráfico 6. Relação força (N) x deslocamento (mm) no teste de resistência flexural para a resina Filtek™ P90

5.2 Simulação Computacional

Na simulação computacional, foram analisados os resultados obtidos nas tensões principais máximas (máxima tração ou mínima compressão), tensões principais mínimas (máxima compressão ou mínima tração), tensões de Von-Mises, e tensões nas superfícies de contato entre a restauração e esmalte/dentina.

Os gráficos gerados automaticamente (Figuras 27, 28 e 29) em forma de cor pelo software de simulação, deixam perceber que a dissipação das maiores tensões ocorre mais rapidamente na resina composta Filtek™ Z-350, seguida da Filtek™ Z-250 e pela Filtek™ P90, que demonstrou além da dissipação mais lenta das tensões, menores valores de tensões (MPa) geradas. Também percebeu-se, que nos 3 casos, o esmalte sofreu mais tensões que a dentina. Apesar das cores dos gráficos serem iguais, as intensidades das tensões foram maiores nas resinas compostas Filtek™ Z-350 e Filtek™ Z-250, e menores na resina Filtek™ P90.

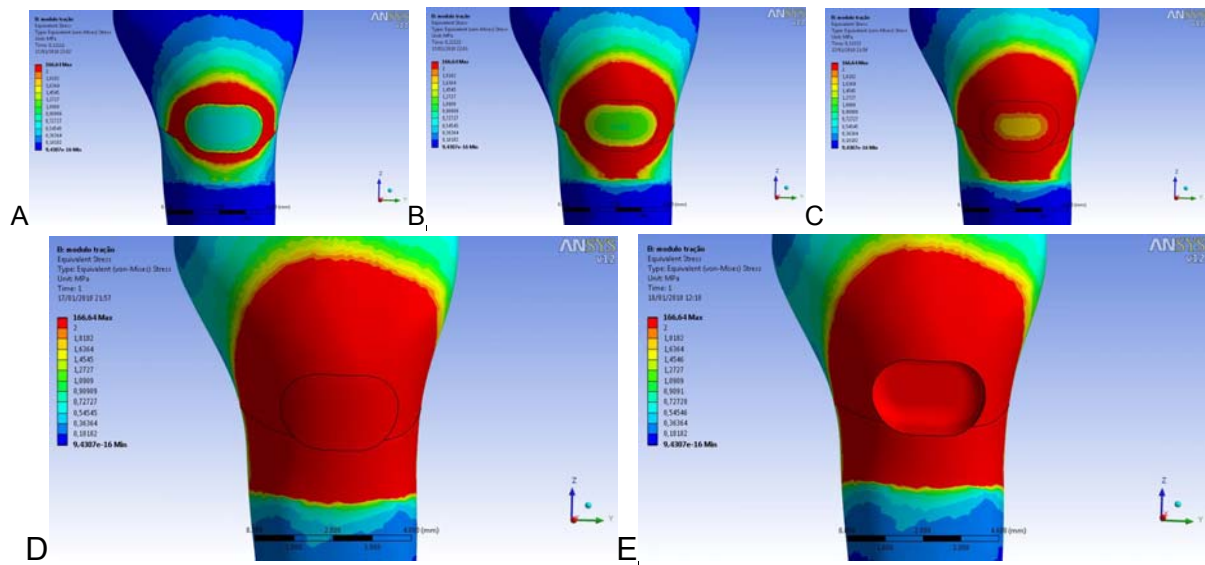


Figura 27. Dissipação das tensões de Von-Mises (MPa) geradas em esmalte, dentina e restauração durante o processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-250 em A) 0,11111 seg; B) 0,22222 seg; C) 0,33333 seg; D) 1,0 seg e E) 1,0 seg sem restauração

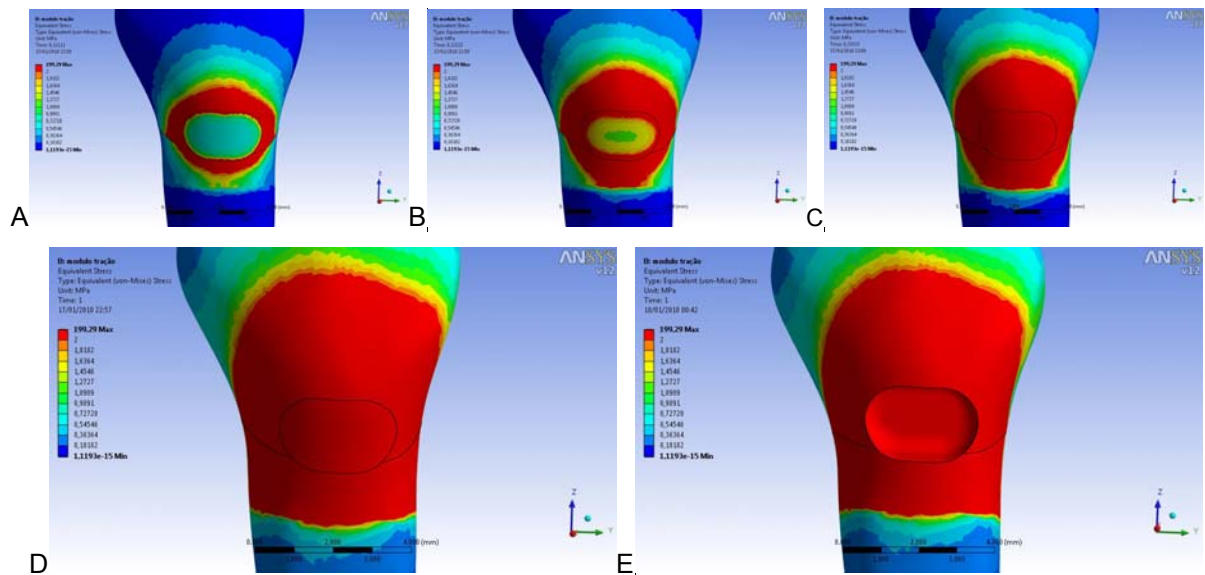


Figura 28. Dissipação das tensões de Von-Mises (MPa) geradas em esmalte, dentina e restauração durante o processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-250 em A) 0,11111 seg; B) 0,22222 seg; C) 0,33333 seg; D) 1,0 seg e E) 1,0 seg sem restauração

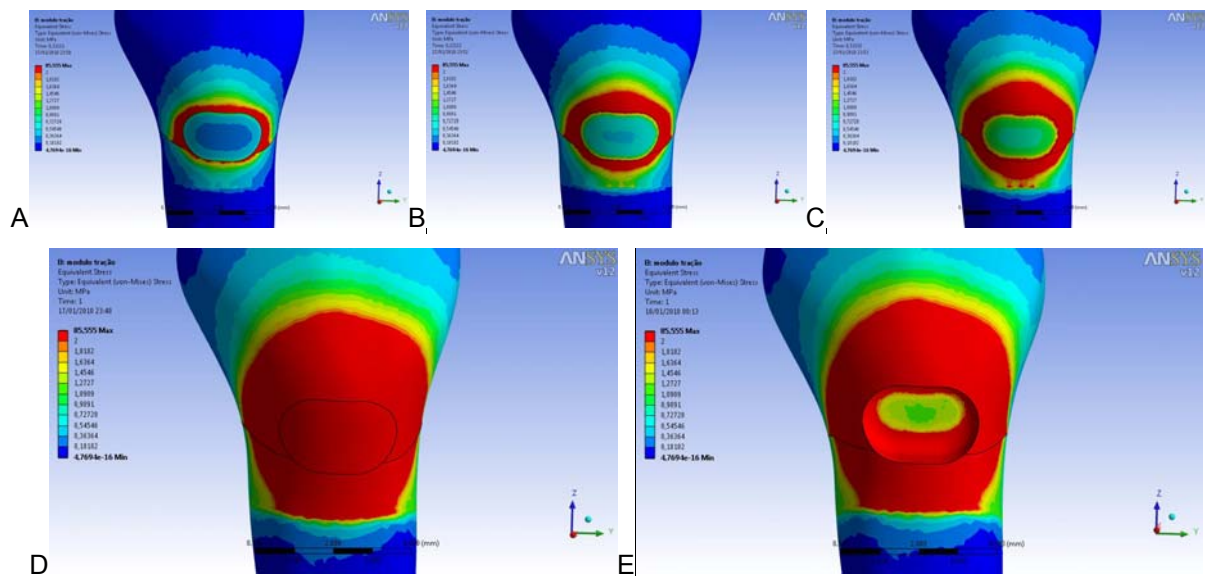


Figura 29. Dissipação das tensões de Von-Mises (MPa) geradas em esmalte, dentina e restauração durante o processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ P90 em A) 0,11111 seg; B) 0,22222 seg; C) 0,33333 seg; D) 1,0 seg e E) 1,0 seg sem restauração

Nas Figuras 30, 31 e 32, estão dispostos os gráficos das tensões principais máximas e mínimas (MPa) geradas pela contração de polimerização das 3 resinas compostas testadas. Pode-se perceber que novamente os menores valores são encontrados na resina composta Filtek™ P90, tanto para tensões com predominância de tração (tensões principais máximas) quanto para as tensões com predominância de compressão (tensões principais mínimas). Pequenos acúmulos de tensões de tração foram observados na região limite entre esmalte/restauração/dentina nas resinas compostas Filtek™ Z-250 e Filtek™ Z-350, mostrando que essas regiões são áreas de risco para possíveis falhas ou fraturas da restauração.

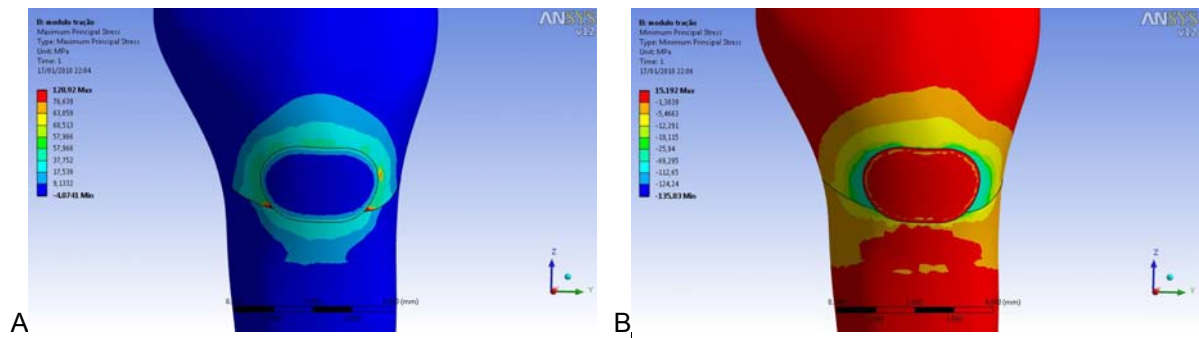


Figura 30. Dissipação das A) tensões principais máximas e B) tensões principais mínimas, em MPa, geradas pelo processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-250

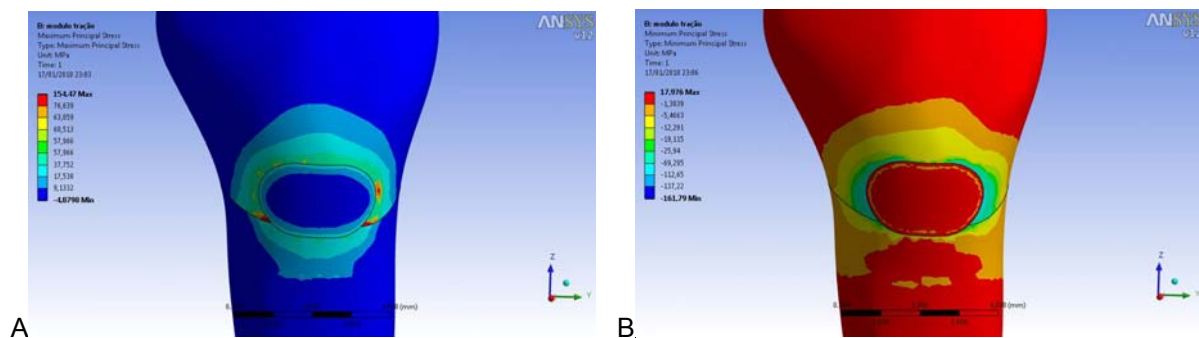


Figura 31. Dissipação das A) tensões principais máximas e B) tensões principais mínimas, em MPa, geradas pelo processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ Z-350

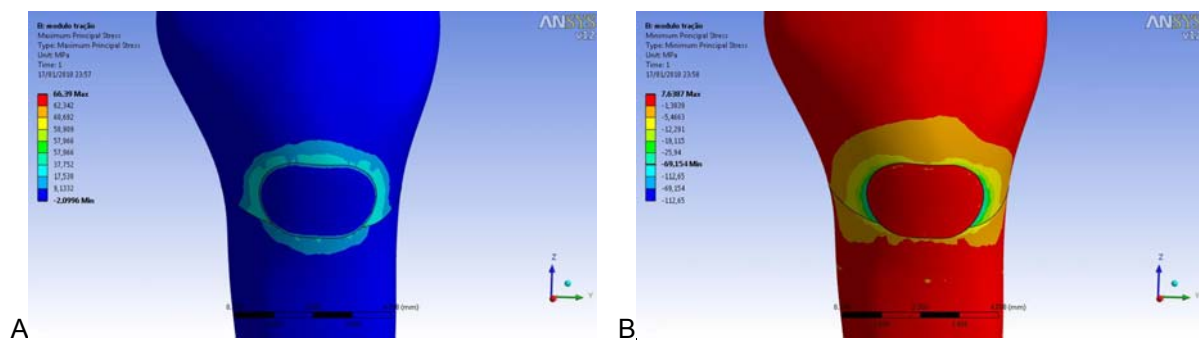


Figura 32. Dissipação das A) tensões principais máximas e B) tensões principais mínimas, em MPa, geradas pelo processo de contração de polimerização da resina composta Filtek™ P90

Também foram visualizadas as pressões (MPa) (Figura 33) sofridas pelas superfícies de contato entre a restauração e esmalte/dentina, durante o processo de contração de polimerização sofrido pelas resinas compostas. Nas superfícies analisadas, a que menos sofreu este tipo de tensões foi a resina composta Filtek™ P90.

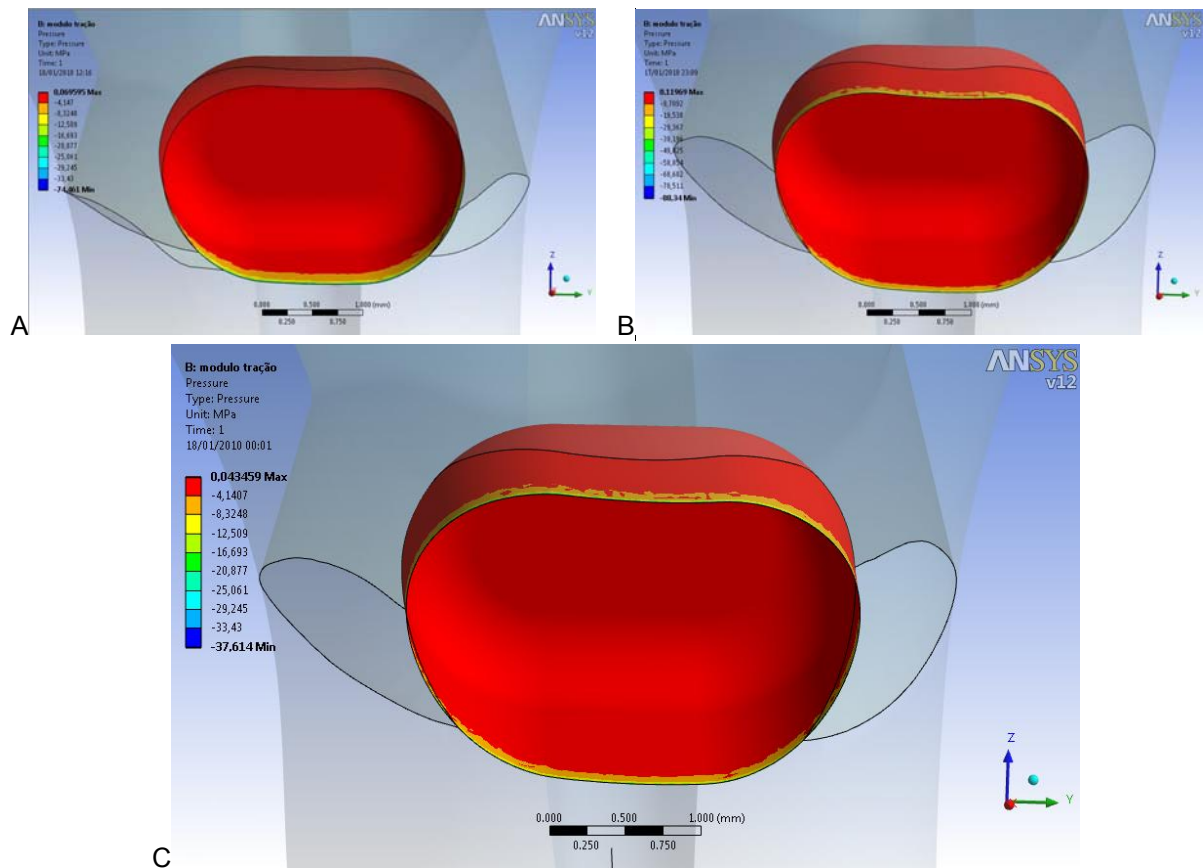


Figura 33. Pressão (MPa) sofrida pelas superfícies de contato entre a restauração e esmalte/dentina, durante o processo de contração de polimerização sofrido pelas resinas compostas A) Filtek™ Z-250; B) Filtek™ Z-350 e C) Filtek™ P90

6 DISCUSSÃO

O acúmulo de tensões nas restaurações dentárias durante a contração da resina composta é um processo físico e químico complexo que sofre influência dos tecidos dentais e das propriedades dos materiais (Li et al.³ 2008). Assim, tão importante quanto às técnicas e equipamentos utilizados para restaurações, deve-se dar importância também para o conhecimento das características físicas e mecânicas dos materiais restauradores utilizados. Nesse pensamento, pode-se evitar e/ou reduzir bastante os efeitos negativos causados por alguns materiais, entre eles, os efeitos da contração de polimerização das resinas compostas.

Estudos estão sendo realizados para verificar se os novos materiais restauradores lançados no mercado, à base de silorano, que apresentam menor contração de polimerização, não perderam durante o seu desenvolvimento, outras propriedades físicas e mecânicas importantes (Palin et al.¹⁷ 2003, Palin et al.^{18,19,20} 2005, Bouillaguet et al.³⁷ 2006, Buergers et al.²¹ 2009). Este trabalho concorda com os resultados de Weinmann²³ (2005), que conclui que os valores de resistência flexural e do módulo de elasticidade das resinas convencionais à base de dimetacrilatos não apresentam diferenças significantes em relação às resinas à base de silorano. Nosso trabalho ainda não apresenta diferenças significativas entre as resinas compostas nos valores de resistência à tração, mostrando um desempenho mecânico semelhante entre os materiais testados.

Estes resultados mostram que as resinas compostas à base de silorano, além de apresentarem menores valores de contração de polimerização e conseqüentemente menores tensões nas interfaces de união, possuem propriedades mecânicas semelhantes às resinas compostas convencionais à base de metacrilatos.

Mesmo sem apresentar diferenças estatísticas significantes durante os ensaios laboratoriais, a não igualdade nos valores médios dos módulos de elasticidade das resinas compostas foram significantes para as diferenças encontradas na simulação computacional. Segundo Braga et al.⁸ (2005), maiores valores de módulo de elasticidade das resinas compostas geram maiores tensões na interface de união dente/restauração. O trabalho de Kleverlaan, Feilzer⁷ (2005)

também mostrou uma forte correlação linear entre módulo de elasticidade e contração e entre contração de polimerização e tensão gerada na interface dente/restauração. Para Ilie et al.³⁸ (2006) a correlação entre o módulo de elasticidade e a contração de polimerização também foi significativa, e ainda segundo os autores, a alta contração de polimerização e o alto módulo de elasticidade afetaram negativamente a adesão das resinas compostas à estrutura dentinária. Porém percebemos que a resina composta Filtek™ Z-250, que apresentou os maiores valores do módulo de elasticidade, demonstrou maiores tensões na interface que a resina Filtek™ P90 (com módulo de elasticidade menor), mas menores valores que a resina Filtek™ Z-350, que possui menor módulo de elasticidade, mas maior porcentagem de contração de polimerização. Esta observância concorda com os resultados de Mondelli et al.⁵⁷ (2003) em que algumas resinas com alto módulo de elasticidade geraram menores tensões de contração. Assim, a contração de polimerização do material parece ter papel mais importante que o módulo de elasticidade para determinar as tensões geradas pela contração das resinas. Segundo Mondelli et al.⁵⁷ (2003), apenas quando as resinas compostas apresentarem valores de contração semelhantes é que os módulos de elasticidade podem definir maiores ou menores valores de tensões.

Ao mesmo tempo, a diferença grande entre os módulos de elasticidade do esmalte e da dentina mostrou caminhos e intensidades diferentes de distribuição das tensões ao longo das estruturas do dente. Notamos que no esmalte, por possuir maior módulo de elasticidade (84.100 MPa) que a dentina (18.600 MPa), houve um caminho maior de dissipação das tensões e com mais intensidade que na dentina. Segundo Ferracane⁴ (2005) quanto maior o módulo de elasticidade, mais rígido é o material e por isso é mais difícil o escoamento e a distribuição das tensões internas sofridas durante o processo de contração de polimerização, resultando em maiores deformações. Com isso, apesar de sabermos que a adesão em dentina é menor que a adesão no esmalte, vimos neste trabalho que a dentina consegue relaxar melhor e distribuir com menos intensidade as tensões geradas pela contração, compensando a menor resistência adesiva.

Quando se fala na contração volumétrica sofrida pela resina composta durante a sua polimerização, as simulações computacionais mostraram que a resina Filtek™ P90, que possui a menor porcentagem de contração (0,9%), apresentou

conseqüentemente, menores tensões na superfície de contato dente/restauração e menor dissipação destas tensões para o esmalte e dentina adjacentes à restauração, concordando com os trabalhos de Palin et al.¹⁹ (2005) e Eick et al.²⁹ (2007), que afirmam que materiais com menor contração de polimerização ocasionam menores tensões nas interfaces adesivas. Cadenaro et al.³⁹ (2008) também analisaram a tensão de contração gerada por uma resina composta micro-híbrida (FiltekTM Z-250), uma resina nanoparticulada (FiltekTM Supreme) e uma resina composta à base de silorano (Ælite LS) e concluíram que os menores valores de tensão de contração foram observados para a resina à base de silorano e que não foram encontradas diferenças estatísticas entre as resinas FiltekTM Z-250 e FiltekTM Supreme.

Em concordância com os resultados obtidos durante esta simulação computacional, Barink et al.⁴⁶ (2003) também simularam o processo de contração em um modelo detalhado de elementos finitos 3D e também encontraram que a tensão de contração se dissipa rapidamente durante o processo de polimerização.

Neste trabalho, durante a simulação computacional, foram utilizados dois critérios de fratura para a visualização das tensões geradas pela contração de polimerização: o critério de Von-Misses e o critério de Rankine, descrito aqui como sendo as Tensões Principais máximas e mínimas (Meyers⁵⁸ 1994).

A utilização de Von-Misses neste estudo serviu unicamente para efeito comparativo com outros trabalhos que também utilizaram Von-Misses para análise de tensões, pois sabe-se que o critério de Von-Misses foi desenvolvido para materiais dúcteis, os quais apresentam comportamentos de tração e compressão semelhantes (Meyers⁵⁸ 1994). Assim, em materiais considerados frágeis como as resinas compostas e alguns materiais biológicos como o esmalte, a dentina e o osso (que apresentam comportamentos distintos durante a tração e a compressão), o critério de Von-Misses não é indicado por não ser capaz de distinguir e apontar áreas onde ocorrem concentrações de tensões de tração e compressão especificamente.

Portanto, é necessário entender que cada material deve ser analisado por um critério específico que corresponde ao seu comportamento frente às diferentes tensões (tração e compressão) (Meyers⁵⁸ 1994). Por isso, entendemos que para a

análise de materiais frágeis como os utilizados neste estudo (resina composta, esmalte, dentina e osso) deve-se aplicar um critério de fratura que mensure tensões de tração e compressão específicas e de forma individual, como fazem as Tensões Principais Máximas (que analisam as tensões tração) e Mínimas (que analisam as tensões de compressão).

Assim, apesar de neste trabalho serem apresentados 2 critérios de fratura (Von-Misses e Tensões Principais), acreditamos que as tensões Principais (Máximas e Mínimas) podem representar melhor o tipo de comportamento dos materiais utilizados nesta pesquisa, podendo inclusive indicar ou prever com maior pontualidade, locais ou regiões que seriam de maior risco para o início das fraturas ou falhas das restaurações classe V (Figuras 30, 31 e 32).

Desta forma e considerando os dados referentes à contração de polimerização volumétrica, oriundos da literatura e introduzidos no software, observou-se que a tecnologia envolvida no desenvolvimento de materiais restauradores à base de silorano produz menos contração de polimerização, e conseqüentemente menos tensões na interface dente/restauração, sem apresentar perdas nas propriedades mecânicas quando comparadas às resinas convencionais à base metacrilatos, mostrando um grande potencial para o seu uso clínico.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados encontrados e levando em consideração a proposição e os objetivos deste trabalho podemos concluir que:

- 1) A resina composta à base de silorano (Filtek™ P90) apresentou propriedades mecânicas de resistência à tração e resistência à flexão semelhante às resinas compostas a base de metacrilatos (Filtek™ Z-250 e Filtek™ Z-350).
- 2) Com base nos dados introduzidos, a resina composta Filtek™ P90 apresentou na simulação computacional por meio de MEF menores valores de tensões geradas pela contração de polimerização, seguida pela resina Filtek™ Z-250 e pela resina Filtek™ Z-350.
- 3) Não importando a resina composta utilizada na simulação, o esmalte adjacente à restauração sofreu maior esforço durante a contração de polimerização que a dentina adjacente.
- 4) O MEF parece ser uma metodologia confiável para analisar a dissipação de tensões geradas pela contração de polimerização de materiais resinosos.

REFERÊNCIAS*

1. Reis A, Loguercio AD. Materiais Dentários Restauradores Diretos – dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Ed Santos; 2007.
2. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent. 1997 Nov;25(6):435-40.
3. Li J, Li H, Fok SL. A mathematical analysis of shrinkage stress development in dental composite restorations during resin polymerization. Dent Mater. 2008 Jul;24(7):923-31.
4. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater. 2005 Jan;21(1):36-42.
5. Davidson CL, De Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res. 1984 Feb;63(2):146-8.
6. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res. 1984 Dec;63(12):1396-9.
7. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dent Mater. 2005 Dec;21(12):1150-7.
8. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. Dent Mater. 2005 Oct;21(10):962–70.
9. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product bisfenol and glycidyl methacrylate. United States patent US 3066112. 1962 nov.
10. Daronch M. Avaliação in vitro e in vivo da resina composta pré-aquecida em relação à cinética de polimerização. [Tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.
11. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer system. Eur J Oral Sci. 1997 Apr;105(2):97-116.
12. Anusavice KJ. Phillips: materiais dentários. 11^a ed. São Paulo: Elsevier; 2005.
13. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc. 1963 Jan;66:57-64.

*De acordo com a norma do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Strictu-sensu da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

14. Asmussen E. Penetration of restorative resins into acid etched enamel. I. Viscosity, surface tension and contact angle of restorative resin monomers. *Acta Odontol Scand.* 1977 Aug;35(4):175-82.
15. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986 Jan;20(1):121-31.
16. Corrêa IC. Análise do grau de conversão de uma resina experimental fotopolimerizável: um estudo espectrométrico em função de diferentes fotoiniciadores e fontes de luz. [Dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2003.
17. Palin WM, Fleming GJP, Trevor Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent.* 2003 Nov;31(8):549-57.
18. Palin WM, Fleming GJP, Trevor Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent Mater.* 2005 Sep;21(9):852-63.
19. Palin WM, Fleming GJP, Trevor Burke FJ, Nathwani H, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater.* 2005 Apr;21(4):324-35.
20. Palin WM, Fleming GJP, Trevor Burke FJ, Marquis PM, Pintado MR, Randall RC, Douglas WH. The frictional coefficients and associated wear resistance of novel low-shrink resin-based composites. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1111-8.
21. Buergers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater.* 2009 Feb;25(2):269-75.
22. Ferracane JL. New polymer resins for dental restoratives. *Oper Dent.* 2001;26(Suppl 6):199-209.
23. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):68-74.
24. 3M ESPE Dental Products. Polymerizable compositions based on epoxides. Seefeld, Germany. Patent Number WO98/22521, 1998.
25. 3M ESPE Dental Products. Filtek™ Low-Shrink Posterior Restorative and LS System Adhesive: Technical product profile. Seefeld, Germany, 2008.
26. Shawkat ES, Shortal AC, Addison O, Palin WM. Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dent Mater.* 2009 Jul;25(11):1338-46.
27. Duarte Júnior S, Park JH, Varjão FM, Sadan A. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new

- low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dent Mater.* 2009 May;25(5):589-600.
28. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009 Jun;25(6):810-9.
 29. Eick JD, Khota SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater.* 2007 Aug;23(8):1011-7.
 30. Chen M, Chein C, Hsu S, Sun S, Su W. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):138-45.
 31. Fares NH, Coutinho KQ, Couto MG, Couto-Júnior M, Nagem-Filho H. Tensões de contração das resinas compostas geradas durante a polimerização. *Rev Port Estomatol Cir Maxilofac.* 2004 Jul;45(3):177-84.
 32. Canaverolo Jr SV. *Ciência dos Polímeros.* São Paulo: Artliber; 2002.
 33. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent.* 2004 Feb;32(2):109-15.
 34. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci.* 2005 Oct;113(5):417-21.
 35. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987 Nov;66(11):1636-9.
 36. Loguercio AD, Reis A, Shroeder M, Balducci I, Versluis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent.* 2004 Aug;32(6):459-70.
 37. Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. *Dent Mater.* 2006 Oct;22(10):896-902.
 38. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater.* 2006 Jul; 22(7):593-601.
 39. Candenario M, Biasotto M, Scuor N, Breschi L, Davidson CL, Di Lenarda R. Assesment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dent Mater.* 2008 May;24(6):681-5.
 40. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater.* 2008 Sep;24(9):1164-8.
 41. Azevedo AFM. *Método dos elementos finitos.* Porto, Portugal: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2003.

42. Ribeiro JPF. Análise pelo método de elementos finites, da distribuições de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intra-radulares. [Dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2004.
43. Franco APGO. Análise não-linear do mecanismo de cimentação dos pinos intra-radulares utilizando o método dos elementos finitos. [Dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2008.
44. Huang HK, Ledley RS. Numerical experiments with a linear forcedisplacement tooth model. J Dent Res. 1969 jan;48(1):32-7.
45. Corrêa AA, Matson E. Princípios modernos de preparo cavitário. Odont Mod. 1977 Nov;4:238-43.
46. Barink M, Van der Mark PCP, Fennis WMM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonshot N. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. Biomater. 2003 Aug;24(19):1427-35.
47. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. Dent Mater. 2004 Jul;20(6):554-64.
48. Kahler B, Kotousov A, Borkowski K. Effect of material properties on stresses at the restoration-dentin interface of composite restorations during polymerization. Dent Mater. 2006 Oct;22(10):942-7.
49. Magne P. Efficient 3D finit element analysis of dental restoratives procedure using micro-CT data. Dent Mater. 2007 May;23(5):539-48.
50. Witzel MF, Ballester RY, Meira JBC, Lima RG, Braga RR. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. Dent Mater. 2007 Feb;23(2):204-10.
51. Koplin C, Jaeger R, Hahn P. A material model for internal stress of dental composites caused by the curing process. Dent Mater. 2009 Mar;25(3):331-8.
52. Lindhe J, Karring T. Anatomia do Periodonto. Tratado de periodontia clínica e implantologia oral. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1997.
53. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
54. Figun ME, Garino RR. Anatomia odontologica funcional e aplicada. 3ª ed. São Paulo: Artmed; 1994.
55. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res. 2002 Jun;13(3):334-41.
56. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent. 1996 Feb;75(2):140-7.

57. Mondelli RFL, Cavina DA, Castañeda-Espinosa JC, Franco EB, Mondelli J. Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas híbridas. J Bras Dent Estet. 2003 jul/set;2(7):238-45.
58. Meyers MA. Dynamic Behavior of Materials. New York: John Wiley & Sons Inc; 1994.

APÊNDICE – DADOS DO TESTE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

Tabela 3. Valores individuais, valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da máxima força, do limite de resistência e módulo de elasticidade durante a tração para a resina Filtek™ Z-250

Amostra No.	FORÇA MÁXIMA N	LIMITE DE RESISTÊNCIA MPa
 1	70,119	30,389
 2	52,270	20,482
 3	70,217	22,295
 4	124,252	44,578
 5	125,919	41,789
 6	90,909	32,998
 7	64,725	21,313
 8	116,015	38,403
 9	102,972	47,028
 10	59,527	18,961
 11	106,698	37,696
 12	154,653	53,246
 13	117,878	43,179
 14	68,746	24,316
 15	82,181	26,878
Valor Mínimo	52,270	18,961
Valor Máximo	154,653	53,246
V. Médio	93,805	33,570
D. Padrão	30,022	10,996

Tabela 4. Valores individuais, valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da máxima força, do limite de resistência e módulo de elasticidade durante a tração para a resina Filtek™ Z-350

Amostra No.	FORÇA MÁXIMA N	LIMITE DE RESISTÊNCIA MPa
 1	113,857	42,736
 2	109,542	31,209
 3	94,243	28,284
 4	86,790	25,830
 5	89,340	29,342
 6	133,667	39,650
 7	123,664	32,529
 8	120,526	43,199
 9	112,582	40,897
 10	53,447	19,030
 11	145,043	53,781
 12	87,183	30,752
Valor Mínimo	53,447	19,030
Valor Máximo	145,043	53,781
V. Médio	105,824	34,770
D. Padrão	24,919	9,488

Tabela 5. Valores individuais, valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da máxima força, do limite de resistência e módulo de elasticidade durante a tração para a resina Filtek™ P90

Amostra No.	FORÇA MÁXIMA N	LIMITE DE RESISTÊNCIA MPa
 1	125,625	40,907
 2	54,722	15,863
 3	89,634	24,321
 4	151,515	76,039
 5	115,720	36,279
 6	132,000	40,710
 7	94,243	29,999
 8	70,315	19,915
 9	92,184	33,141
 10	129,744	44,430
 11	89,046	31,536
 12	121,604	47,970
 13	126,998	44,097
Valor Mínimo	54,722	15,863
Valor Máximo	151,515	76,039
V. Médio	107,181	37,324
D. Padrão	27,756	15,197

**ANEXO – PROTOCOLO DE APROVAÇÃO DO PROJETO DE PESQUISA PELO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA
GROSSA (COEP – UEPG)**