

LETICIA CRISTINA CIDREIRA BOARO

**ANÁLISE DAS TENSÕES DE POLIMERIZAÇÃO EM FUNÇÃO
DAS DIMENSÕES DO ESPÉCIME
EM SISTEMAS DE ALTO *COMPLIANCE***

São Paulo

2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Letícia Cristina Cidreira Boaro

**Análise das tensões de polimerização em função
das dimensões do espécime em sistemas de alto *compliance***

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga

São Paulo

2008

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Boaro, Leticia Cristina Cidreira

Análise das tensões de polimerização em função das dimensões do espécime em sistemas de alto compliance / Letícia Cristina Cidreira Boaro; orientador Roberto Ruggiero Braga. -- São Paulo, 2008.

83p.: tab., fig. graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Materiais compósitos poliméricos – Tensão
2. Sistemas com alto compliance
3. Materiais dentários

CDD 617.695

BLACK D15

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____ / ____ / ____

Assinatura: _____

E-mail: leticiaboaro@usp.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Boaro LCC. Análise das tensões de polimerização em função das dimensões do espécime em sistemas de alto *compliance* [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, ___ / ___ / ____

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

A verdadeira riqueza da vida são as pessoas que amamos, e temos ao nosso lado. São as lembranças de bons e maus momentos que passamos com esses seres amados, e que fazem com que cada dia seja diferente e especial. Todos os sentimentos que temos dificilmente são traduzidos em palavras, mas são esses sentimentos que dão sentido a vida. Agradeço a cada um de vocês de todo o meu coração, por estarem presentes nesta caminhada.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga**, agradeço profundamente por ter assumido minha orientação desde a iniciação científica, e ter compartilhado comigo parte de sua sabedoria. Por toda a paciência, por sua disponibilidade irrestrita, sempre pronto a ouvir as minhas reclamações ou as minhas perguntas. Por me ensinar a ter espírito crítico e persistência. Sua forma exigente, crítica e criativa de orientação me fizeram crescer e amadurecer como pesquisadora.

À minha família, sem a qual não conseguiria ter chegado até aqui. Minha mãe **Marilene Boaro**, meu pai **Luiz Boaro**, meus avós **Diogo Cidreira** e **Helena Cidreira**, minha irmã **Magali Boaro**. Obrigada por todo apoio, amor, carinho e compreensão.

Ao **Anderson Zuccholini**, a pessoa que mais me apóia em todas as minhas idéias insanas, que depois de uma queda sempre sabe o que me dizer para que eu consiga me levantar e continuar.

À **Prof. Dra. Josete Meira**, que me mostrou o mundo dos elementos finitos e teve sempre muita paciência quando eu apagava algum “quadrado”.

À amiga **Flávia Gonçalves**, que sempre esteve pronta a me ajudar, me ensinar e me ouvir, mesmo nos meus momentos de desespero. Companheira de longas horas de trânsito que nos proporcionaram ótimas conversas.

À amiga **Tathy Xavier**, por toda a compreensão e companheirismo. Pelas palavras amigas nas horas mais complicadas.

Às minhas outras queridas pingüins **Márcia Borba** e **Carol Lumi**, por todas as risadas, momentos de descontração e cachorros-quentes.

À amiga **Carmem Pfeifer**, por todo seu ânimo e sua mente cheia de idéias, além do auxílio na parte da contração.

À todos os meus amigos da Pós-graduação, companheiros de tantas conversas e desabafos.

À CAPES pela bolsa de estudo concedida.

*" É preciso dançar sobre abismos
Rir de tudo e de todos
Superar o aqui e agora
Ser uma ponte e jamais um fim
Conviver com incertezas
Desconfiar, desconfiar, desconfiar
Tudo é passível de questionamento
Valores, conceitos e preceitos
O equilíbrio e a loucura
Os sentimentos mais dignos
A ciência, a história e a religião
Nada, absolutamente, nada
Pode ser considerado definitivo
Concluir é atrofiar, estagnar, morrer..."
(Ivan Petrovitch)*

Boaro LCC. Análise das tensões de polimerização em função das dimensões do espécime em sistemas de alto *compliance* [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

Objetivo: avaliar a influência das dimensões do corpo-de-prova, Fator C e volume sobre a tensão de polimerização através de ensaios laboratoriais, e a distribuição de tensões através da análise por elementos finitos (FEA) em sistemas de teste com alto *compliance*. Material e Métodos: um compósito quimicamente ativado (Bisfil 2B, Bisco) foi inserido entre bastões de acrílico com 4, 6 e 8 mm de diâmetro fixados às garras de uma máquina de ensaios universais. A altura dos corpos-de-prova foi determinada ajustando-se a distância entre as extremidades dos bastões (0,5, 1, 2 ou 4 mm). A tensão de polimerização nominal foi determinada dividindo-se a força máxima de contração após 30 minutos de monitoramento pela secção transversal dos bastões. A distribuição das tensões foi avaliada através de modelos lineares elásticos axissimétricos. Os dados de tensão nominal foram analisados utilizando-se ANOVA de dois fatores e teste de Tukey ($\alpha=5\%$) e análises de regressão tendo Fator-C ou volume como preditores. Resultados: a interação entre diâmetro e altura foi significativa ($p<0,01$). Os valores de tensão nominal variaram entre 1,3 e 3,8 MPa. Para um mesmo diâmetro, houve um aumento na tensão com aumento da altura do espécime. Para as alturas 0,5 e 1 mm, apenas o diâmetro de 8 mm apresentou valores de tensão maiores que os demais. A tensão nominal apresentou correlações negativas com o Fator C e correlações lineares positivas com o volume para cada

um dos diâmetros separadamente. Quando a tensão foi dividida pelo volume do corpo-de-prova, os valores obtidos apresentaram correlações lineares positivas fortes com o Fator C para cada um dos diâmetros separadamente e forte correlação negativa com o volume para todo o conjunto de dados. A simulação por elementos finitos mostrou que na direção longitudinal as tensões de tração aumentaram proporcionalmente com a altura, enquanto as tensões compressivas diminuíram. Na direção transversal as tensões de tração foram mais intensas nos espécimes de menor altura, e isto foi mais evidente nos espécimes de maior diâmetro. Conclusões: a tensão aumentou com a altura e com o diâmetro do corpo-de-prova. O Fator C não se mostrou um bom preditor da tensão, o mesmo acontecendo com o volume. Entretanto, este último apresentou uma correlação inversa forte com os dados de tensão normalizados pelo volume de compósito. Na direção longitudinal, foram observadas regiões com tensões compressivas, mais intensas nos corpos-de-prova de menor altura. A distribuição de tensões da direção transversal foi mais intensa nos espécimes de menor altura e maior diâmetro.

Palavras-Chave: Tensão de polimerização; Compliance; Fator C; Volume

Boaro LCC. Polymerization stress as function of specimen dimensions in a high compliance system [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

Objective: evaluate the influence of specimen dimensions, C-factor and volume on polymerization stress values through mechanical testing, as well as stress distribution by finite element analysis (FEA) in high compliance systems. Material and Methods: a self-cure composite (Bisfil 2B, Bisco) was inserted between acrylic rods with 4, 6 and 8 mm diameter attached to the opposite ends of a universal testing machine. Specimen height was determined by adjusting the distance between the rods (0,5, 1, 2 ou 4 mm). Nominal stress was determined dividing the maximum shrinkage force registered after 30 minutes by the cross-section of the rods. Stress distribution was evaluated in axisymmetric, linear elastic models. Stress data were analyzed by two-way ANOVA/Tukey test ($\alpha=5\%$) and regression analyses using C-factor or volume as predictors. Results: the interaction between diameter and height was significant ($p<0.01$). Stress values varied from 1.3 to 3.8 MPa. For a given diameter, stress increased with height. For 0.5 and 1 mm, only the 8 mm diameter specimens presented higher stress. Nominal stress showed negative correlations with C-factor and positive correlations with volume for each diameter separately. When stress was divided by specimen volume, values presented strong positive linear correlations with C-factor for each diameter and a strong negative with volume for the entire data set. FEA revealed that in the longitudinal direction, tensile stresses increased with height,

while the compressive stresses decreased. Transversally, tensile stresses were more intense in specimens with lower heights, more noticeably in higher diameters. Conclusions: stress increased with specimen height and diameter. C-factor was not a suitable stress predictor, neither was the specimen volume. However, the latter presented a strong inverse correlation with stress data normalized by specimen volume. In the longitudinal direction, regions with compressive stresses were observed, more noticeably in specimens with lower height. Transversally, stress was more intense in specimens with lower height and higher diameter.

Keywords: Polymerization stress; Compliance; C-factor; Volume

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de BOWEN, 1967).....	24
Figura 2.2 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de FEILZER, DE GEE, DAVIDSON, 1987).....	25
Figura 2.3 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de ALSTER et al. 1997).....	26
Figura 2.4 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de CONDON, FERRACANE, 2002).....	27
Figura 2.5 - Esquema de montagem experimental “Bioman”, utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de WATTS, MAROUF, AL-HINDI, 2003).....	29
Figura 2.6 - Esquema de montagem experimental “tensômetro”, utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de LU et al., 2004).....	30
Figura 4.1 - Bastões de PMMA com as superfícies jateadas (à esquerda) e esquema dos bastões de PMMA com diferentes diâmetros (à direita).....	42
Figura 4.2 - Aplicação do monômero metacrilato de metila na superfície do bastão (A) e aplicação da resina sem carga (B).....	43
Figura 4.3 - Compósito Bisfill 2B (A), proporcionamento do material em partes iguais de pasta base e catalisadora (B), espatulação do material (C).....	44
Figura 4.6 - Interface do <i>software</i> Blue Hill, utilizado para captura dos dados, ao final do monitoramento de 30 minutos.....	46
Figura 4.4 - Montagem experimental mostrando o extensômetro e a distância de 10mm entre as garras.....	45
Figura 4.5 - Esquema da montagem experimental.....	45
Figura 5.1 - Médias e desvios-padrão da tensão nominal (MPa). As barras de erro representam ± 1 DP (colunas com a mesma letra não são estatisticamente diferentes, $p > 0,05$).....	53
Figura 5.2 - Curvas médias da tensão nominal (MPa) em função do tempo (s) registradas para corpos-de-prova com 4 mm de diâmetro.....	54

Figura 5.3 - Curvas médias da tensão nominal (MPa) em função do tempo (s) registradas para corpos-de-prova com 6 mm de diâmetro.....	54
Figura 5.4 - Curvas médias da tensão nominal (MPa) em função do tempo (s) registradas para corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro.....	55
Figura 5.5 - Gráfico de dispersão entre tensão nominal (MPa) e taxa máxima de incremento de tensão (MPa/s).....	57
Figura 5.6 - Análises de regressão entre tensão nominal e <i>compliance</i> longitudinal do sistema (mm/N) agrupado por diâmetro.....	58
Figura 5.7 - Análises de regressão entre tensão nominal (MPa) e Fator C com os dados agrupados por diâmetro.....	59
Figura 5.8 - Análises de regressão entre tensão nominal (MPa) e volume (mm ³) com os dados agrupados por diâmetro	60
Figura 5.9 - Análises de regressão entre tensão por unidade de volume (MPa/mm ³) e Fator C para os diferentes diâmetros.....	61
Figura 5.10 - Análise de regressão entre tensão por unidade de volume (MPa/mm ³) e volume (mm ³).....	62
Figura 5.11 - Distribuição das tensões na direção longitudinal (σ_y).....	65
Figura 5.12 - Distribuição das tensões na direção transversal (σ_x).....	66

LISTA DE TABELAS

- Tabela 4.1 - Diâmetro (mm), altura (mm), Fator C, volume (mm³) e *compliance* longitudinal ($\cdot 10^{-5}$ mm/N) das condições experimentais avaliadas.....47
- Tabela 5.1 - Médias e desvios-padrão da tensão nominal (em MPa) em função das dimensões do corpo-de-prova (médias seguidas pela mesma letra não são estatisticamente diferentes, $p > 0,05$).....52
- Tabela 5.2 - Médias e desvios-padrão relativos à taxa máxima de incremento de tensão ($\cdot 10^{-2}$ MPa/seg) para cada condição experimental (médias seguidas pela mesma letra não são estatisticamente diferentes).....56
- Tabela 5.3 - Médias e intervalos de confiança (entre parênteses) da tensão nominal experimental (em MPa. Médias seguidas pela mesma letra não são estatisticamente diferentes, $p > 0,05$), tensão nominal, tensões máxima e mínima longitudinal e transversal encontradas com análise por elementos finitos para cada condição experimental (em MPa).....64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm	micrômetros
ANOVA	análise de variância
Fator C	fator de configuração cavitária
FEA	<i>finite element analysis</i> (análise por elementos finitos)
GPa	giga Pascal
h	altura
mm	milímetros
MPa	mega Pascal
N	Newton
PMMA	poli(metacrilato de metila)
σ_x	tensões na direção transversal
σ_y	tensões na direção longitudinal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	Métodos para determinação da tensão de polimerização.....	18
2.2	<i>Compliance</i> do sistema de teste e sua influência sobre os valores de tensão de polimerização.....	33
2.3	Influência das dimensões do corpo-de-prova sobre os valores obtidos no teste de tensão de polimerização	37
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODOS	42
4.1	Determinação da tensão nominal em função das dimensões do corpo-de-prova	42
4.2	Análise da distribuição de tensões por elementos finitos.....	50
5	RESULTADOS	52
5.1	Tensão nominal em função das dimensões dos corpos-de-prova	52
5.2	Curvas tensão x tempo	53
5.3	Taxa máxima de incremento de tensão em função das dimensões do espécime	55
5.4	Análises de regressão	57
5.5	Distribuição das tensões através da análise por elementos finitos.....	62
6	DISCUSSÃO	68
7	CONCLUSÕES	76
	REFERÊNCIAS	78

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos 20 anos, a polimerização de compósitos resinosos sob o confinamento imposto pela sua adesão às paredes cavitárias vem sendo amplamente citada na literatura como um dos principais fatores responsáveis pelo desenvolvimento de tensões na interface adesiva (CHOI et al., 2004; DAVIDSON; FEILZER, 1997; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987, 1990, 1993; MAGHAIREH et al., 2007; MOREIRA DA SILVA et al., 2007; NIKOLAENKO et al., 2004; YOSHIKAWA; BURROW; TAGAMI, 2001; YOSHIKAWA et al., 1999).

Quando tensões de polimerização foram mensuradas através de ensaios mecânicos em sistemas rígidos, os valores obtidos se mostraram diretamente proporcionais à relação entre área aderida e área livre do compósito, o chamado “fator de configuração cavitária” (Fator C) (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987, 1989, 1990; WITZEL et al., 2007). Este índice foi rapidamente aplicado a situações clínicas, atribuindo um prognóstico menos favorável para restaurações com maior Fator C e justificando a indicação da técnica de inserção em incrementos (DELIPERI; BARDWELL, 2002; JACKSON; MORGAN, 2000; UNTERBRINK; LIEBENBERG, 1999). No entanto, estudos *in vitro* de avaliação da integridade da interface de restaurações adesivas trazem resultados controversos. Para alguns autores, o aumento do Fator C levou a uma diminuição da resistência de união, aumento da microinfiltração e formação de fendas (CHOI et al., 2004; MOREIRA DA SILVA et al., 2007). Outros estudos mostraram que a microinfiltração não se relaciona com o Fator C (SANTINI et al., 2004), e sim com o volume da restauração (BRAGA et al., 2006). Em alguns casos, a influência do Fator C sobre resistência de

união e microinfiltração se mostrou dependente do método de fotoativação ou do sistema adesivo utilizado (COSTA PFEIFER; BRAGA; CARDOSO, 2006; MAGHAIREH et al., 2007).

Recentemente, com a introdução de sistemas de teste utilizando materiais com baixo módulo de elasticidade como substrato de colagem para o compósito (CHARTON; COLON; PLA, 2007; CHARTON et al., 2007; GONÇALVES et al., 2008) e sistemas baseados em vigas cantiléver (LU et al., 2004; WATTS; SATTERTHWAITE, 2008; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003), a questão da rigidez do sistema de teste passou a ser analisada com maior atenção.

O termo *compliance* é utilizado para se referir ao conjunto das deformações (longitudinais e transversais) apresentadas pelos componentes do sistema em resposta a uma força aplicada. Quanto menor for o *compliance*, maior é a força registrada pela célula de carga (ALSTER et al., 1997a; ALSTER et al., 1997b; GONÇALVES et al., 2008; LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; MEIRA et al., 2007; WITZEL et al., 2007). De fato, estudos avaliando a deflexão de cúspides em função da contração de polimerização de compósitos mostraram valores da ordem de 20 μm (FLEMING et al., 2005; PALIN et al., 2005), o que sugere que um sistema de teste com menor rigidez estaria mais próximo do que ocorre na prática clínica. Em um estudo prévio, a comparação de dados provenientes de sistemas de graus de rigidez distintos mostra que o sistema menos rígido apresentou resultados com maior correlação com valores de microinfiltração. Outro aspecto interessante foi que o ordenamento dos materiais nos ensaios de tensão em sistema de baixa rigidez e microinfiltração foi o mesmo, o que não ocorreu no sistema mais rígido¹. Em sistemas de teste com alto *compliance*, a relação entre Fator C e tensão é inversa à

1 Boaro LCC, Gonçalves F, Braga RR. Validation of poly(methyl methacrylate) as bonding substrate in the polymerization stress test. Trabalho enviado para publicação no periódico Dental Materials, 2008 (aguardando resultado).

encontrada em sistemas rígidos (BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER, 1997; MIGUEL; DE LA MACORRA, 2001; WATTS; SATTERTHWAITTE, 2008). Além disso, diferentemente do observado em situações de baixo *compliance*, existem evidências de que o volume do corpo-de-prova influenciaria os valores de tensão. Porém, essa relação ainda é controversa. Enquanto alguns autores sugerem existir uma correlação direta entre estas variáveis, justificando que um maior volume de compósito geraria uma maior força de contração (BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER, 1997; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003), outros observaram uma correlação inversa entre tensão e volume (MIGUEL; DE LA MACORRA, 2001).

Frente às inconsistências da literatura em relação à influência das dimensões do espécime (e, conseqüentemente, do Fator C e volume) sobre os valores de tensão em sistemas com alto *compliance*, torna-se importante a realização de um estudo sistemático para a melhor compreensão do assunto.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Métodos para determinação da tensão de polimerização

2.1.1 Análises fotoelástica e por elementos finitos

A tensão desenvolvida pelos compósitos durante a sua polimerização pode ser estudada por diferentes métodos. Dentre eles, destacam-se a análise fotoelástica (ERNST et al., 2003; KINOMOTO; TORII, 1998; KINOMOTO et al., 1999), análise por elementos finitos (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; AUSIELLO et al., 2001; BARINK et al., 2003; MEIRA et al., 2007; VERSLUIS; TANTBIROJN, 1999; VERSLUIS et al., 2004) e os ensaios mecânicos (ALSTER et al., 1997a; ALSTER et al., 1997b; BOWEN, 1967; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; LEE et al., 2007; LU et al., 2004; SAKAGUCHI; WILTBANK; MURCHISON, 2004; WATTS; SATTERTHWAITTE, 2008; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003; WITZEL et al., 2007).

A análise fotoelástica permite a visualização de áreas com concentração de tensões em um determinado objeto sendo, em sua essência, um método qualitativo. Esse método é baseado na propriedade que certas resinas translúcidas apresentam de desenvolver franjas visíveis sob luz polarizada quando submetidos a uma carga. Mesmo sendo limitado como método quantitativo, é possível obter valores de tensão caso o coeficiente óptico de tensão da resina fotoelástica seja conhecido. Este

coeficiente pode ser estimado através de um ensaio no qual a resina fotoelástica é submetida a cargas conhecidas sob luz polarizada (KINOMOTO; TORII, 1998; KINOMOTO et al., 1999).

A resina fotoelástica pode ser utilizada tanto como substrato de colagem para visualização das tensões que ocorrem nas paredes cavitárias (BRAGA et al., 2006; ERNST et al., 2004), quanto como material restaurador (KINOMOTO; TORII, 1998; KINOMOTO et al., 1999). Valores máximos de tensão em cavidades retangulares confeccionadas em compósito (Clearfil PhotoPosterior, Kuraray) e restauradas com compósitos transparentes com diferentes modos de ativação situaram-se em torno de 23 MPa para o compósito fotoativado (Palfique Clear, Tokuyama) e 12 MPa para um compósito experimental quimicamente ativado (KINOMOTO et al., 1999). De modo geral, as tensões se apresentam mais concentradas nos ângulos internos da cavidade e, em menor magnitude, próximo ao ângulo cavo-superficial (BRAGA et al., 2006; KINOMOTO; TORII, 1998). Através da análise fotoelástica, foi verificado que a concentração de tensões está diretamente relacionada ao volume da cavidade, ou seja, um número maior de franjas foi contado quando o diâmetro e a profundidade da cavidade aumentavam, resultado este que concordou com dados de microinfiltração obtidos em restaurações confeccionadas em incisivos bovinos (BRAGA et al., 2006). Uma limitação deste tipo de análise é o baixo módulo de elasticidade da resina translúcida quando comparado com o de um compósito odontológico ou da estrutura dental, o que poderia favorecer o alívio de tensões e reduzir sua magnitude em comparação com o que ocorreria clinicamente (KINOMOTO; TORII, 1998).

A análise por elementos finitos (*finite element analysis*, FEA) é um método numérico que utiliza valores de propriedades dos materiais e dimensões dos sólidos

envolvidos no desenvolvimento de modelos teóricos (VERSLUIS; TANTBIROJN, 1999). Os resultados são expressos de forma a permitir a visualização da distribuição das tensões, e na forma numérica (VERSLUIS; TANTBIROJN, 1999; VERSLUIS et al., 2004). Esta análise utiliza modelos em duas (LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; MEIRA et al., 2007) ou três dimensões (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; AUSIELLO et al., 2001; BARINK et al., 2003), cuja geometria é criada em um *software* específico. O sólido é dividido em um número finito de elementos com formas geométricas específicas. Cada vértice desses elementos forma um ponto, denominado “nó”. O conjunto de nós recebe o nome de “malha” (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002).

Para simular o ensaio mecânico usado na determinação das tensões de polimerização, pode-se lançar mão de modelos axissimétricos (GONÇALVES et al., 2008; LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; MEIRA et al., 2007; WITZEL et al., 2007), ou seja, modelos bi-dimensionais que representam apenas metade da seção longitudinal de um corpo-de-prova geometricamente simétrico. Para fins de cálculo, considera-se que o sólido apresenta uma rotação de 360° em torno de seu eixo. Isto possibilita uma simplificação do cálculo, reduzindo o tempo necessário para a análise. Depois de criada a geometria e a malha do modelo, algumas propriedades dos materiais representados no modelo precisam ser definidas. Dentre essas propriedades, tem-se o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson do compósito e do substrato, além da contração de polimerização do compósito. Esta última pode ser simulada por analogia térmica, onde se utiliza uma redução de temperatura que causa uma contração térmica no material de magnitude igual à contração de polimerização (BARINK et al., 2003; LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; MEIRA et al., 2007), ou através de um modelo que simule o compósito

polimerizado, ao qual se impõe um deslocamento na face aderida para forçar os nós dessa região até a posição que estes supostamente ocupariam antes da polimerização (WITZEL et al., 2007).

A maioria dos estudos aplicando FEA em Odontologia utiliza modelos lineares elásticos, ou seja, o componente viscoso dos compósitos e demais materiais envolvidos não é considerado (GONÇALVES et al., 2008; LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; MEIRA et al., 2007; VERSLUIS et al., 2004; WITZEL et al., 2007). Isso ocorre devido à dificuldade em se estabelecer parâmetros de viscoelasticidade que reproduzam o comportamento do compósito. Por outro lado, o uso de modelos lineares elásticos permite reduzir o custo computacional. Existem evidências na literatura que a simulação do escoamento viscoso a partir da superfície livre do compósito apresenta influência desprezível nos resultados. Em modelos elástico-plásticos simulando corpos-de-prova cilíndricos (9,5 mm de diâmetro e 0,14 ou 0,25 mm de altura, módulo de elasticidade de 190 GPa), foram observados valores de tensão menores em situações de Fator C alto e pequeno volume de compósito (DE JAGER; PALLAV; FEILZER, 2005), mesma relação encontrada em um estudo utilizando modelos lineares elásticos com geometria e condições de rigidez semelhantes (MEIRA et al., 2007).

A FEA tem sido uma importante ferramenta para complementar achados de estudos experimentais. Por exemplo, ao se ajustar um modelo 2D axissimétrico com valores de força obtidos experimentalmente em um sistema com alta rigidez, foi possível visualizar a concentração de tensões junto à interface compósito/substrato causada pela dificuldade do compósito contrair na direção transversal devido à colagem (o chamado “efeito de borda”). Essa restrição ao deslocamento transversal aumenta com a área da colagem (ou seja, com o diâmetro do corpo-de-prova). Além

disso, quanto menor é a altura do corpo-de-prova, maior a influência do efeito de borda sobre o compósito como um todo (WITZEL et al., 2007).

Em outro estudo, a FEA permitiu a explicação para diferenças no ordenamento dos valores de tensão de compósitos comerciais obtidos experimentalmente em sistemas de *compliances* diferentes (utilizando vidro ou acrílico como substrato de colagem). Verificou-se que a diferença entre os *compliances* dos sistemas variou em função do módulo de elasticidade do compósito. Assim, essa diferença foi mais pronunciada em um compósito com módulo de elasticidade alto (Filtek Z250, 3M ESPE) e, com isso, a redução nos valores de tensão registrada entre vidro e acrílico foi maior em comparação ao observado com um compósito de menor módulo (Heliomolar, Ivoclar-Vivadent) (GONÇALVES et al., 2008).

2.1.2 Ensaio mecânicos para a determinação da tensão de polimerização

Ensaio mecânicos são, sem dúvida, o meio mais amplamente utilizado para se determinar a tensão de polimerização. A montagem experimental em que ainda hoje se baseiam diversos dispositivos foi introduzida na literatura odontológica em 1967 (BOWEN, 1967). O dispositivo por ele utilizado consistia em uma máquina universal de ensaios com duas bases metálicas paralelas, uma acoplada à célula de carga e a outra à extremidade oposta fixa. O material testado era inserido entre as bases, envolvido por uma matriz plástica ou de vidro tratado, neste caso simulando-se o confinamento do material quando polimerizado preso às paredes cavitárias. Em

algumas condições experimentais, foi acoplado ao sistema um transdutor óptico que detectava qualquer aproximação entre as duas superfícies opostas às quais os materiais estavam retidos e comandava a extremidade móvel para que esta distância fosse mantida constante (Figura 2.1). Desta forma, buscava-se eliminar deformações de componentes do sistema que pudessem interferir no valor registrado pela célula de carga, o qual correspondia à força necessária para manter altura inicial do corpo-de-prova em oposição à força desenvolvida pela contração do material. Maiores valores de tensão foram observados na condição em que se utilizou a matriz de vidro tratado, ou seja, quando o confinamento foi maior. Nesta condição, a tensão atingiu valores próximos de 9 MPa. Outra observação interessante foi que a utilização do transdutor também resultou em valores maiores, de cerca de 9 MPa, contra 2 MPa na condição sem o transdutor.

Nas duas décadas seguintes, pouco se publicou sobre tensão de polimerização. Este fato se deveu provavelmente à ênfase dada pelos pesquisadores ao desenvolvimento de novos sistemas adesivos como forma de solucionar o problema da perda de integridade interfacial de restaurações em compósito, associada ao fato de que os compósitos resinosos apresentavam outras limitações de grande importância clínica, como o elevado desgaste. Vinte anos mais tarde, um grupo de pesquisadores fez ressurgir o interesse no assunto, publicando uma série de estudos (DAVIDSON; DE GEE, 1984; DAVIDSON; FEILZER, 1997; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987, 1989, 1990). Em um deles (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987), utilizando um sistema de teste semelhante ao descrito anteriormente (Figura 2.2), foi observado um aumento da tensão com o confinamento (Fator C) do corpo-de-prova, com valores variando entre 2,5 e 5 MPa.

No mesmo estudo, não foi observada nenhuma relação entre os valores de tensão e o volume do corpo-de-prova.

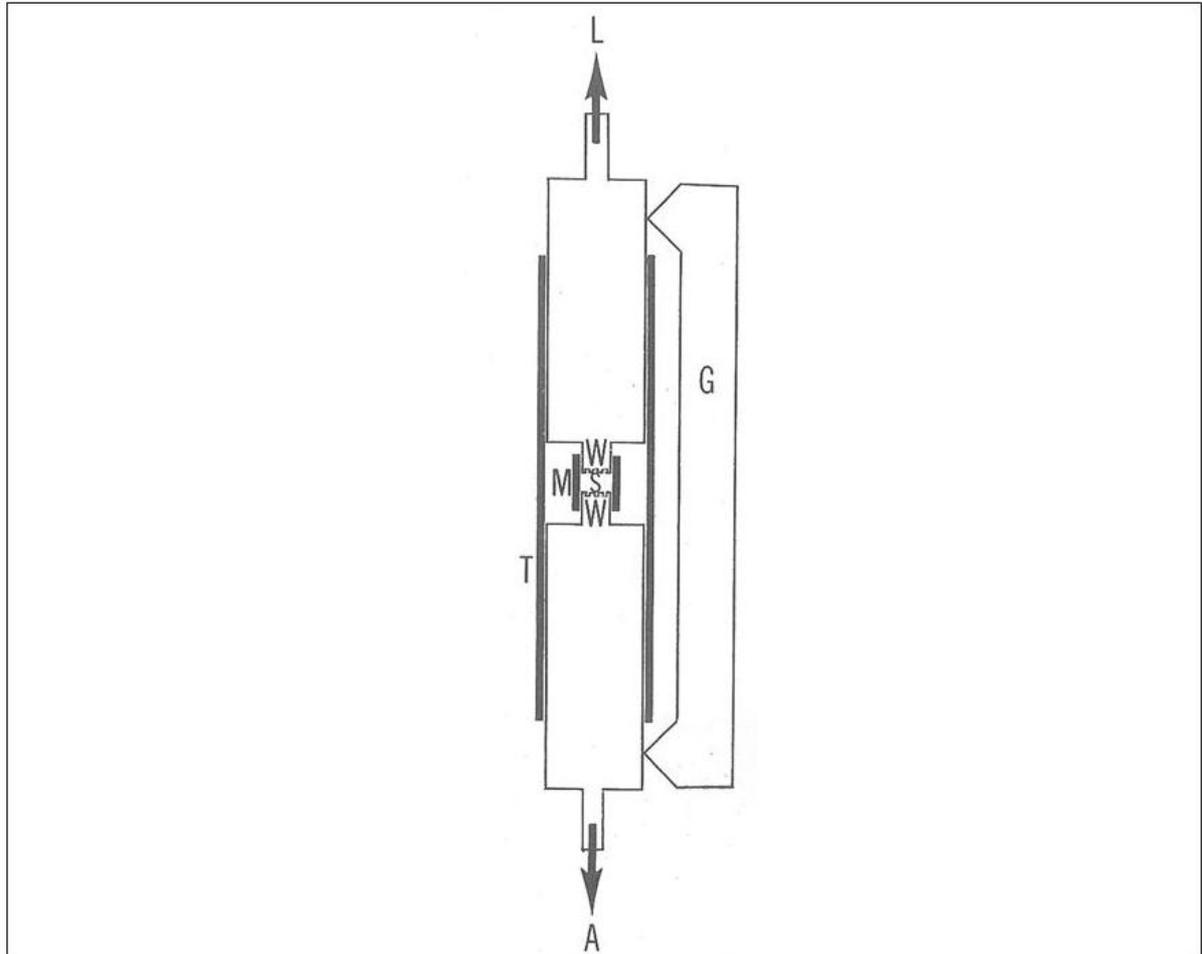


Figura 2.1 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de BOWEN, 1967). L- conexão com a célula de carga; G- transdutor óptico; W- superfície de contato entre o compósito e o dispositivo; S- espécime; M- matriz para auxiliar na conformação do espécime; T- dispositivo auxiliar no alinhamento ao longo eixo; A- extremidade fixa

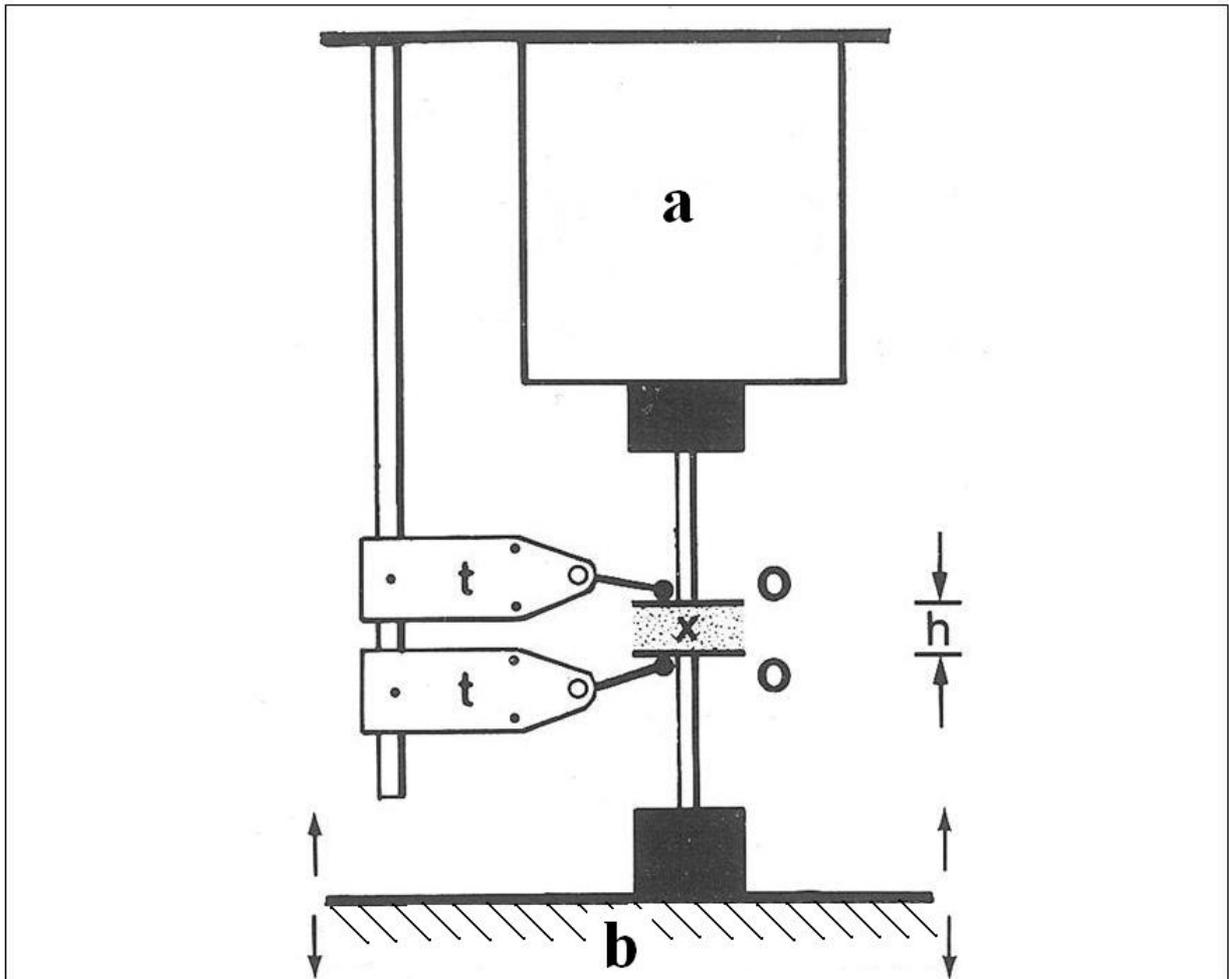


Figura 2.2 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de FEILZER, DE GEE, DAVIDSON, 1987). **a**- célula de carga; **b**- extremidade móvel; **o**- discos metálicos; **h**- altura do espécime (distância entre os discos) que foi mantida constante; **t**- transdutor; **x**- espécime

Posteriormente, esse grupo de pesquisadores aperfeiçoou a montagem experimental, introduzindo um sistema de monitoramento da distância entre as duas superfícies de colagem do material através de sondas LVDT (*linear variable differential transducer*) (Figura 2.3)(ALSTER et al., 1997a; ALSTER et al., 1997b). Outra modificação foi a possibilidade de variação na altura da haste entre o corpo-de-prova e a célula de carga, o que altera a capacidade de deformação longitudinal do sistema de teste (ALSTER et al., 1997a). Desta forma, tornou-se possível avaliar

o efeito da deformabilidade do sistema sobre o desenvolvimento das tensões (vide item 2.2).

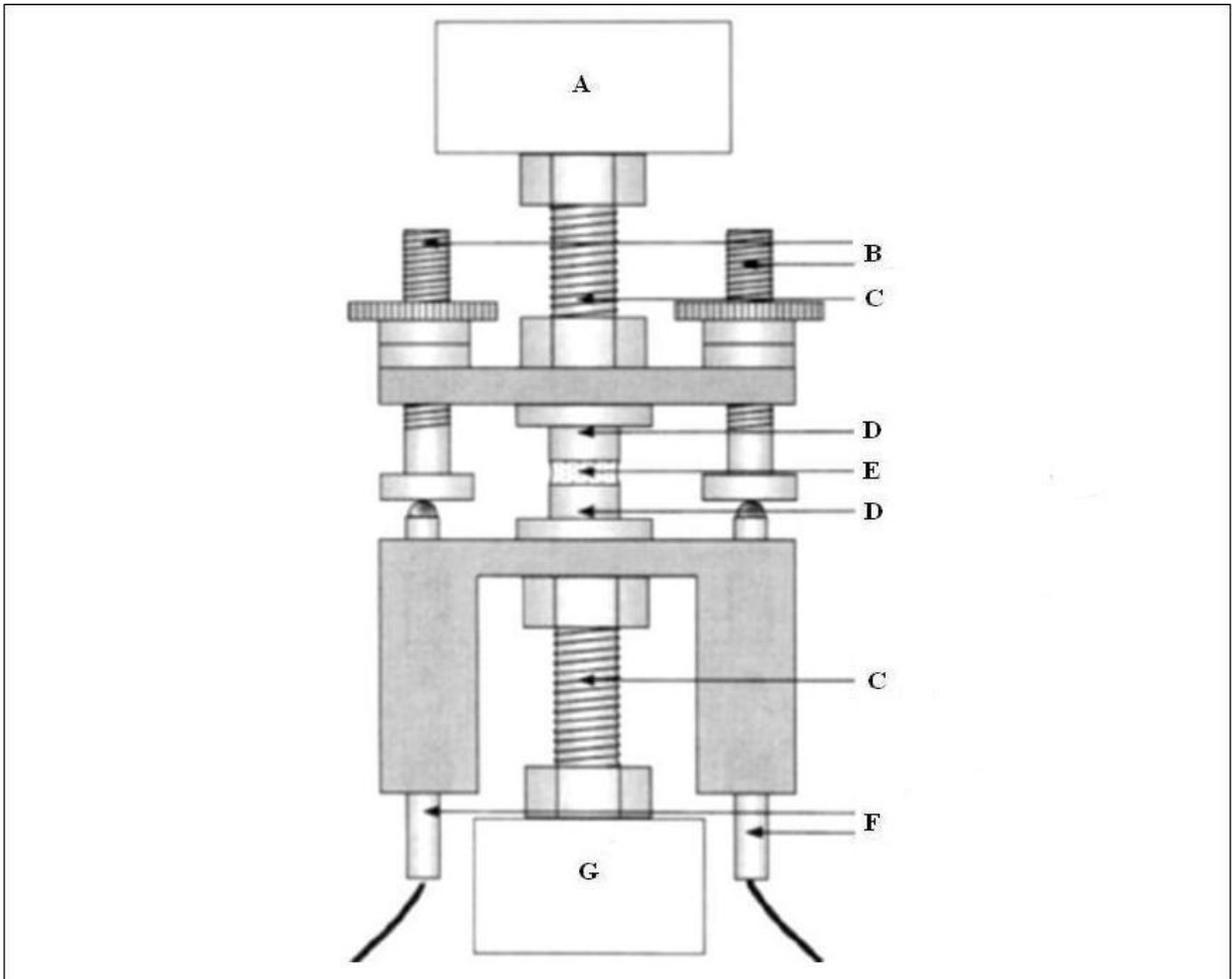


Figura 2.3 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de ALSTER et al.1997a). A- célula de carga conectada a extremidade móvel da máquina; B- parafusos de ajuste; C- parafuso; D- extremidade torneada do parafuso; E- espécime; F- sondas; G- base fixa da máquina

O substrato de colagem utilizado nos sistemas descritos acima foi o metal (BOWEN, 1967; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987, 1989, 1990). Posteriormente, alguns autores passaram a utilizar bastões de vidro (BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER, 1997; CONDON; FERRACANE, 2000). Com esse novo substrato, passível de asperização e silanização, obteve-se uma melhor

superfície para adesão para o compósito e a possibilidade de fotoativação através do vidro (Figura 2.4) (CONDON; FERRACANE, 2002). Com esse sistema, os valores de tensão encontrados com compósitos comerciais se situam entre 4 e 11 MPa (BRAGA; HILTON; FERRACANE, 2003; CALHEIROS et al., 2004a; CUNHA et al., 2008; FERRACANE; MITCHEM, 2003; GONÇALVES et al., 2008). No entanto, valores acima de 9 MPa são difíceis de serem obtidos, pois o descolamento do espécime ou fratura do bastão de vidro se tornam frequentes.

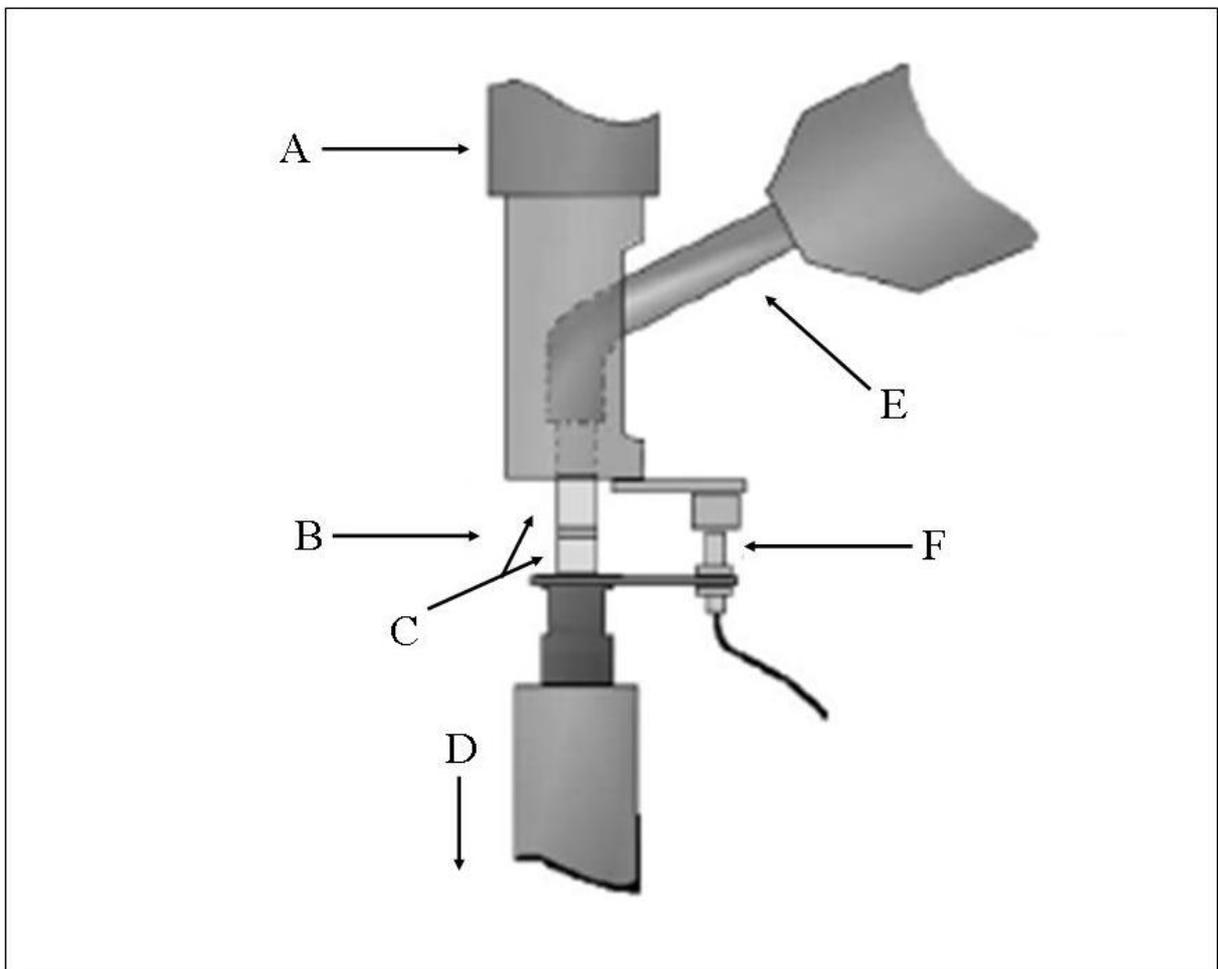


Figura 2.4 - Esquema de montagem experimental utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de CONDON, FERRACANE, 2002). **A**- conexão com a extremidade móvel da máquina; **B**- espécime; **C**- bastões de vidro; **D**- conexão com a célula de carga; **E**- unidade de fotoativação; **F**- transdutor sem contato

Recentemente, a utilização de sistemas de teste altamente rígidos tem sido questionada, uma vez que clinicamente tais situações seriam pouco comuns. Com isso, os pesquisadores passaram a desenvolver sistemas cujos componentes apresentam deformação relativamente alta e ajustável. Um sistema de teste denominado “Bioman” (WATTS; SATTERTHWAITE, 2008; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003) é composto por uma célula de carga fixada em uma barra metálica em cantiléver (Figura 2.5). O compósito é inserido entre um cilindro metálico e uma placa de vidro posicionados perpendicularmente ao longo eixo da célula de carga, através da qual é feita a fotoativação. Uma sonda LVDT é usada para monitorar o deslocamento da extremidade livre da barra e permitir o cálculo da deformação do sistema. As vantagens deste dispositivo incluem o fato de não necessitar de uma máquina de ensaios mecânicos e a possibilidade de se alterar a sua rigidez segundo a posição da célula de carga e do corpo-de-prova na barra (ou seja, quanto mais curta é a barra, maior a rigidez). Nesse sistema, compósitos comerciais apresentaram valores de tensão entre 4,9 e 7,8 MPa. Deve-se mencionar que esses valores correspondem aos dados brutos multiplicados por quatro, o que, segundo os pesquisadores, representaria uma correção dos dados para representar uma situação de menor *compliance* (WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003).

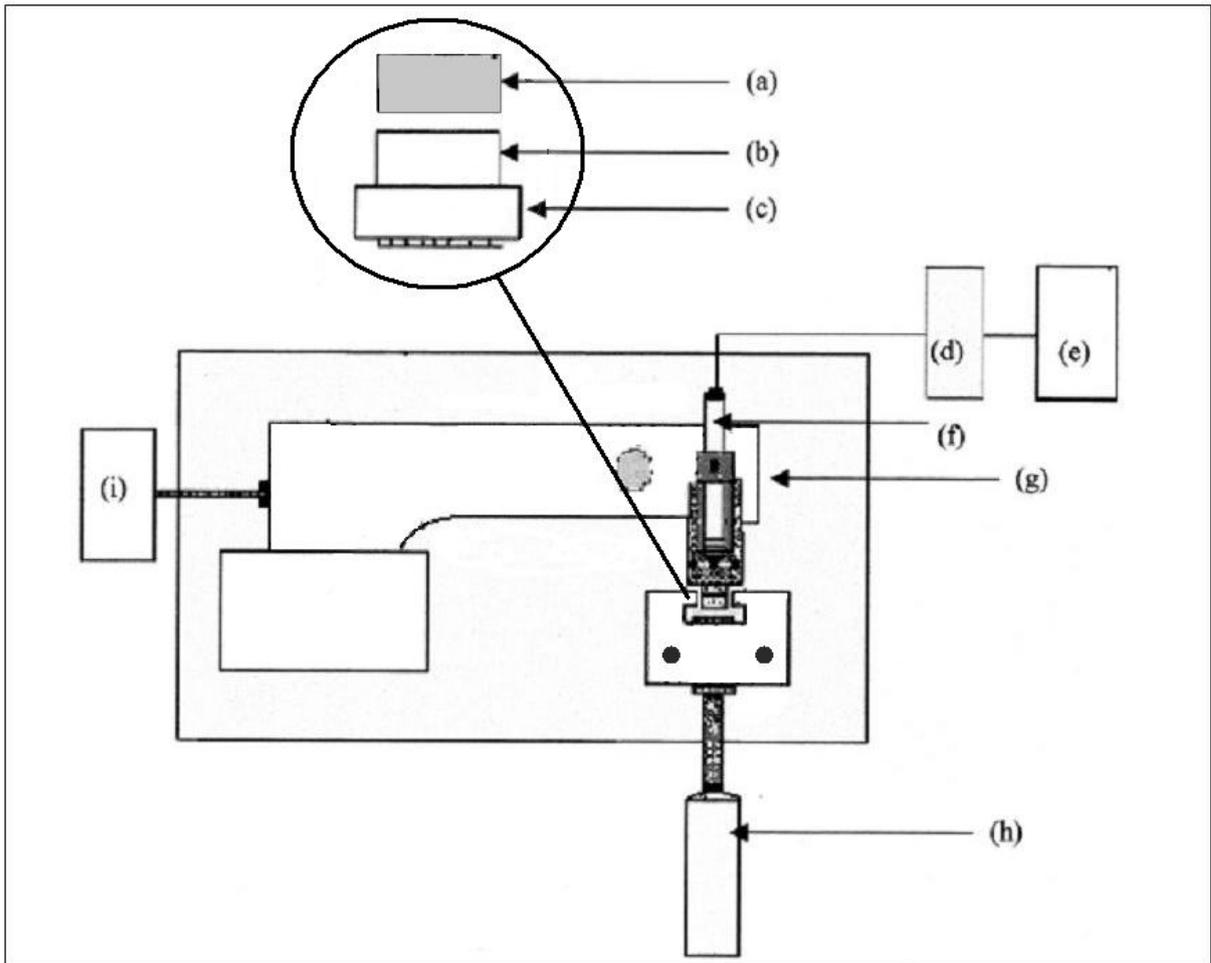


Figura 2.5 - Esquema de montagem experimental “Biomán”, utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida de, WATTS, MAROUF, AL-HINDI, 2003). **a**- bastão de metal; **b**- espécime; **c**- disco de vidro; **d**- unidade para detectar deformações do sistema; **e**- unidade de aquisição de dados; **f**- sonda LVDT; **g**- braço da alavanca; **h**- unidade de fotoativação; **i**- amplificador da célula de carga

Um sistema de teste semelhante ao anterior, chamado por seus idealizadores de “tensômetro” (LU et al., 2004), utiliza o deslocamento da extremidade livre do cantiléver mensurado através de uma sonda LVDT para determinar a tensão de polimerização. Neste dispositivo, a célula de carga foi eliminada e a tensão de polimerização é calculada utilizando equações baseadas na teoria da viga cantiléver, que considera as dimensões da viga, seu módulo de elasticidade e o local de aplicação da força (posição do espécime) (Figura 2.6). Utilizando este sistema de teste os valores de tensão de um compósito se situaram entre 1,6 MPa e 5,2 MPa,

sendo que os menores valores foram encontrados nas condições de menor rigidez, ou seja, de maior comprimento da viga (LU et al., 2004).

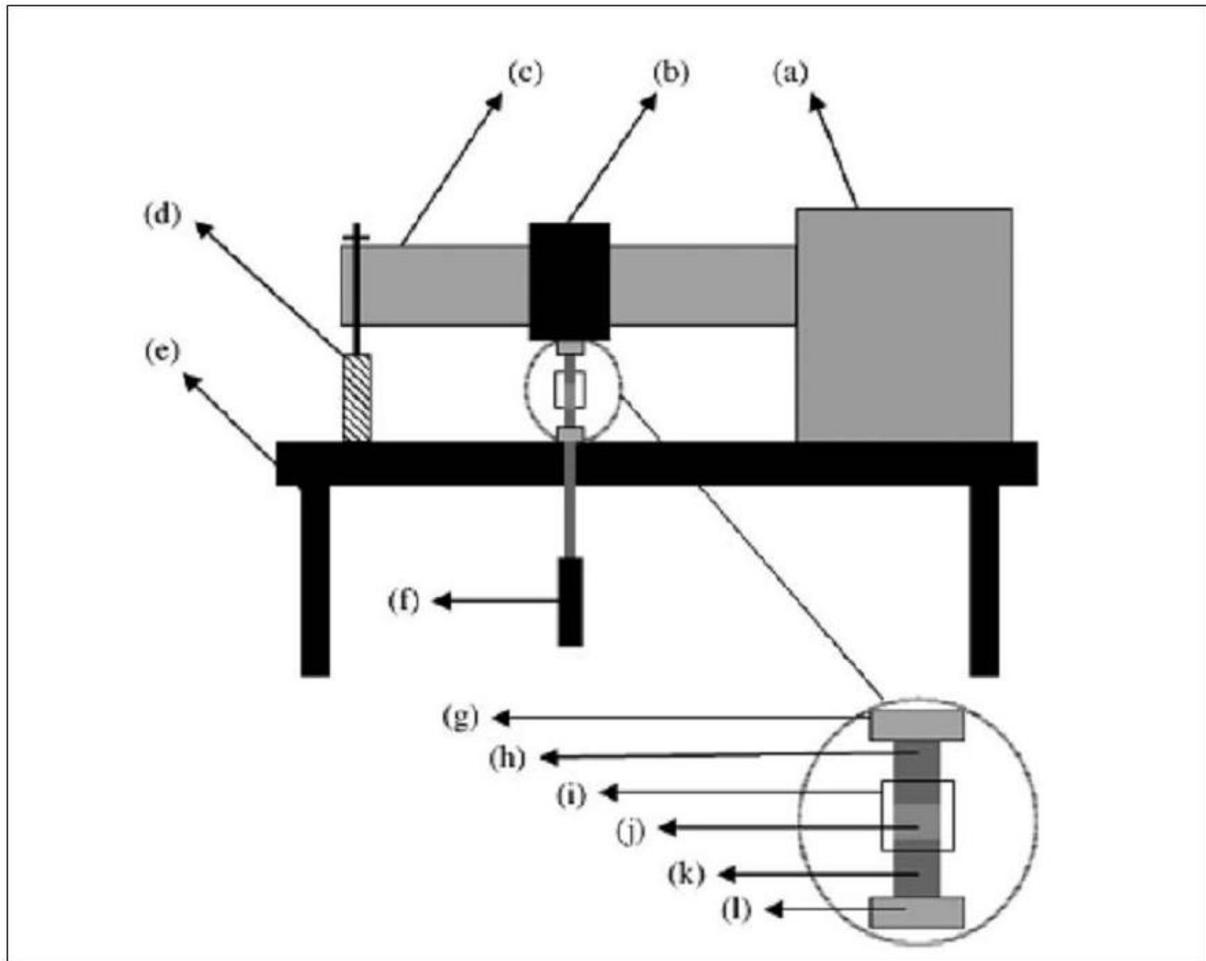


Figura 2.6 - Esquema de montagem experimental "tensômetro, utilizada para determinação da tensão de polimerização (reproduzida LU et al., 2004). **a-** base da alavanca; **b-** suporte para fixação do espécime; **c-** haste da alavanca; **d-** sonda LVDT; **e-** plataforma do aparato; **f-** fotopolimerizador; **g-** suporte para fixação do espécime; **h-** bastão de quartzo superior; **i-** luva polimérica; **j-** espécime; **k-** bastão de quartzo superior; **l-** suporte para fixação do espécime

O uso de bastões de poli(metacrilato de metila) (PMMA) como substrato de colagem foi introduzido recentemente (BOARO, GONÇALVES, BRAGA²; 2008, CHARTON; COLON; PLA, 2007; CHARTON et al., 2007; GONÇALVES et al., 2008).

² Boaro LCC, Gonçalves F, Braga RR. Validation of poly(methyl methacrylate) as bonding substrate in the polymerization stress test. Trabalho enviado para publicação no periódico Dental Materials, 2008 (aguardando resultado).

Quando se compara sistemas de teste utilizando vidro e acrílico, têm-se valores de tensão menores com este último. Com bastões de vidro, a tensão de cinco compósitos comerciais variou entre 5,5 e 8,8 MPa, enquanto que utilizando-se acrílico a variação foi entre 2,6 e 3,4 MPa. Essa redução dos valores de tensão ocorre devido ao menor módulo de elasticidade do acrílico em relação ao vidro, o que permite ao substrato um maior alongamento na direção longitudinal e maior liberdade na direção transversal. Com isso, a fração da força de contração registrada pela célula de carga é menor. Ainda comparando-se os dois substratos, o acrílico apresenta a vantagem de reduzir a ocorrência de fratura do espécime, relativamente freqüente quando o vidro é utilizado (GONÇALVES et al., 2008).

A correlação entre os valores de tensão e a microinfiltração de compósitos comerciais se mostrou mais forte quando os dados de tensão foram provenientes de um sistema utilizando bastões de PMMA. Além disso, o ordenamento dos materiais foi o mesmo no ensaio de tensão realizado em PMMA e no ensaio de microinfiltração, enquanto que no sistema utilizando bastões de vidro o ordenamento foi diferente (BOARO, GONÇALVES, BRAGA, submetido³).

Em outro estudo utilizando bastões de acrílico, foi verificada a influência do método de fotoativação sobre a tensão de polimerização de cinco compósitos comerciais, com valores variando entre 0,9 e 1,5 MPa (CHARTON; COLON; PLA, 2007). O mesmo grupo de pesquisadores avaliou a tensão desenvolvida por resinas sem carga em função da viscosidade e estrutura química dos dimetacrilatos mais comumente utilizados em compósito odontológicos. Foram analisados três monômeros e quatro misturas. Para tanto, foi desenvolvido um dispositivo utilizando cubos de acrílico usinados de modo a apresentarem um recipiente central na forma

³ Boaro LCC, Gonçalves F, Braga RR. Validation of poly(methyl methacrylate) as bonding substrate in the polymerization stress test. Trabalho enviado para publicação no periódico Dental Materials, 2008 (aguardando resultado).

de hemisfera com 10 mm de diâmetro que continha a resina. Em contato com a resina, um bastão de acrílico de 3 mm de diâmetro foi posicionado verticalmente no centro do recipiente preso a garra oposta da máquina de ensaio. Os valores encontrados situaram-se entre 0,3 e 14,2 MPa, sendo os maiores valores correspondentes às resinas com menor viscosidade (CHARTON et al., 2007).

Além dos sistemas de teste descritos acima, a literatura traz diversos dispositivos de que têm como característica comum o fato de dispensarem o uso de máquinas de ensaios mecânicos e a alta capacidade de deformação decorrente de suas estruturas com dimensões reduzidas (CADENARO et al., 2007; CHEN et al., 2001; SAKAGUCHI; WILTBANK; MURCHISON, 2004). Nesses dispositivos, a célula de carga se encontra alinhada ao longo eixo do corpo-de-prova, semelhante aos sistemas de alta rigidez (ALSTER et al., 1997a; ALSTER et al., 1997b; BOWEN, 1967; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987) e não existe monitoramento da altura do corpo-de-prova. Dessa forma, as deformações de todos os componentes do dispositivo contribuem para reduzir a força de contração registrada pela célula de carga. Maiores valores de tensão de polimerização foram encontrados para compósitos compactáveis (entre 3,1 e 4,6 MPa) quando comparados a um compósito híbrido (Tetric Ceram, Vivadent: 2,5 MPa) (CHEN et al., 2001). Quando a tensão de polimerização de um compósito de baixa contração (Aelite LS, Bisco) foi comparada a de um microhíbrido (Filtek Z250, 3M ESPE) e um nanoparticulado (Filtek Supreme, 3M ESPE), estes últimos apresentaram tensão estatisticamente semelhantes entre si (por volta de 7 MPa), contra 4,3 MPa do material de baixa contração (CADENARO et al., 2007).

Finalmente, um dispositivo denominado de “*compliance* controlado” foi utilizado na avaliação da influência da irradiância sobre os valores de taxa de

desenvolvimento da força de contração. Foi encontrada uma relação linear direta entre irradiância e a taxa de desenvolvimento da força de contração. Os valores de tensão para o método contínuo de fotoativação variaram entre 0,7 e 1,2 MPa, sendo maiores nas condições empregando maior dose de energia (SAKAGUCHI; WILTBANK; MURCHISON, 2004).

2.2 Compliance do sistema de teste e sua influência sobre os valores de tensão de polimerização

Durante a polimerização de um compósito, a força registrada pela célula de carga é inversamente relacionada à deformação sofrida pelos componentes do sistema (ALSTER et al., 1997a; ALSTER et al., 1997b; GONCALVES et al., 2007; GONÇALVES et al., 2008; LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; LEE et al., 2007; LU et al., 2004; MEIRA et al., 2007; WITZEL et al., 2007). Na prática, é impossível eliminar as deformações do sistema por completo. Além disso, conforme mencionado anteriormente, é provável que algum grau de deformação seja desejável para de certo modo aproximar as condições do teste daquelas encontradas na clínica. Portanto, é importante controlar as deformações dos componentes do sistema, por exemplo, através do uso de transdutores para monitoramento da altura do corpo-de-prova. Neste caso, as deformações que efetivamente interferem no valor de força registrado estão limitadas àquelas que ocorrem entre os pontos de fixação do sensor.

O conjunto das deformações sofridas pelos componentes de um sistema de teste em resposta à força de contração do compósito é denominado *compliance* (ALSTER et al., 1997a; ALSTER et al., 1997b; LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; WITZEL et al., 2007). Estas deformações ocorrem tanto na direção longitudinal quanto na direção transversal (MEIRA et al., 2007). O *compliance* longitudinal expressa a soma dos alongamentos que ocorrem no longo eixo do corpo-de-prova e pode ser calculado pela seguinte fórmula (WITZEL et al., 2007):

$$C = \frac{L_0}{AxE}$$

onde C é o *compliance* longitudinal (em mm/N), L_0 é o comprimento inicial do componente, A é a área da secção transversal e E é o módulo de elasticidade do material do qual o componente é constituído.

O *compliance* transversal se refere à deformação transversal dos componentes em resposta à força desenvolvida durante a contração do compósito. Não existe uma fórmula para calculá-lo, mas existem evidências na literatura de que o *compliance* transversal estaria diretamente relacionado ao diâmetro e ao módulo de elasticidade do substrato de colagem (MEIRA et al., 2007).

A interação entre *compliance* longitudinal e transversal pode influenciar os valores de tensão de maneiras diferentes. Em situações de baixo *compliance* longitudinal, a limitação transversal contribui para aumentar ainda mais os valores de tensão registrados. No entanto, se durante a contração do compósito, este tiver maior liberdade para se deformar na direção longitudinal, a limitação da deformação na direção transversal se torna pouco relevante (MEIRA et al., 2007). Deve-se ressaltar que tais observações são importantes no aspecto teórico; porém, na prática, não existem sistemas de teste que apresentem alto *compliance* transversal e baixo *compliance* longitudinal ou vice-versa.

O primeiro estudo que analisou a influência da rigidez do sistema de teste sobre a tensão de polimerização utilizou FEA e dados experimentais extraídos de estudos que utilizaram sistemas semelhantes, porém com diferentes substratos de colagem e com diferentes *compliances* (alto: bastões de compósito; intermediário: bastões de vidro; baixo: bastões de aço). Observou-se que o sistema com baixo *compliance* mostrou valores de tensão seis vezes maiores do que o sistema com alto *compliance* e duas vezes maiores do que o sistema com *compliance* intermediário. A distribuição das tensões também variou de acordo com o *compliance* do sistema. Em sistemas de baixo *compliance*, a tensão tende a ser distribuída uniformemente tanto na direção longitudinal quanto transversal (equitriaxial), o que não ocorre no sistema de alto *compliance*, que apresentou uma maior concentração de tensões perpendicularmente ao longo eixo do espécime (LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002).

Variações da ordem de 15 vezes no *compliance* longitudinal obtidas substituindo-se bastões de vidro por PMMA como substrato de colagem resultaram em valores de tensão de 53% a 68% menores no sistema com alto *compliance*. Essa diminuição se mostrou diretamente relacionada ao módulo de elasticidade do compósito testado pelo fato da diferença dos *compliances* entre vidro e acrílico ser mais pronunciada em compósitos mais rígidos (GONÇALVES et al., 2008).

A influência do comprimento do substrato de colagem sobre os valores de tensão foi demonstrada em um sistema de baixo *compliance* (ALSTER et al., 1997a). Quando o *compliance* longitudinal foi aumentado em torno de cinco vezes em um sistema de baixo *compliance* pelo aumento do comprimento do substrato em corpos-de-prova com diferentes alturas, os valores de tensão foram de 12% a 67% menores, sendo que a maior redução foi observada nos espécimes com menor

altura. Outro dado interessante foi que em sistemas de maior *compliance* longitudinal, a relação entre Fator C e tensão de polimerização se mostrou o inverso daquela encontrada em sistemas de menor *compliance* longitudinal

Comparando-se dados experimentais de um sistema de baixo *compliance* e dados calculados em um sistema de teste hipotético com *compliance* zero, foi observado um aumento nos valores de tensão entre 1,2 e 3,6 vezes neste último. Um achado interessante foi que a relação entre Fator C e tensão se torna ainda mais evidente em sistemas nos quais o *compliance* tende a zero devido a um efeito de borda mais pronunciado (WITZEL et al., 2007).

Quando resultados experimentais foram comparados com dados provenientes de FEA utilizando-se modelos lineares-elásticos, observou-se uma boa concordância de valores para um sistema com alto *compliance*, o mesmo não acontecendo para um sistema de baixo *compliance* (GONÇALVES et al., 2008). Essa diferença de resultados sugere que o escoamento viscoso dos componentes do modelo é um parâmetro importante a ser considerado na simulação de sistemas de alta rigidez (MEIRA et al., 2007). Isso ocorre porque em sistemas de alto *compliance*, a deformabilidade do sistema é alta e o alívio da tensão não depende do escoamento viscoso do compósito. No entanto, em sistemas de alta rigidez o escoamento a partir da superfície livre do compósito exerce grande influência sobre os valores de tensão.

Nos ensaios que utilizam o sistema de cantiléver para mensurar a tensão de polimerização, o *compliance* do sistema pode ser modificado alterando-se o comprimento da viga utilizada. Um maior comprimento proporciona menor rigidez ao sistema (LU et al., 2004; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003). Um estudo que avaliou sete comprimentos diferentes (de 5 a 20 cm) observou que com maior

comprimento da viga os valores de tensão de polimerização foram cerca de 70% menores que na situação de maior rigidez (LU et al., 2004).

2.3 Influência das dimensões do corpo-de-prova sobre os valores obtidos no teste de tensão de polimerização

As dimensões do corpo-de-prova utilizadas em ensaios mecânicos para determinação da tensão de polimerização apresentam grandes variações entre os diferentes autores. O diâmetro do bastão utilizado como substrato de colagem varia entre 2,1 e 23,14 mm e a altura entre 0,02 e 13,8 mm (ALSTER et al., 1997a; ALSTER et al., 1997b; BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER, 1997; BOWEN, 1967; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; MIGUEL; DE LA MACORRA, 2001; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003; WITZEL et al., 2007). As dimensões mais encontradas ficam em torno de 5,0 mm de diâmetro e 1,0 ou 2,0 mm de altura (CALHEIROS et al., 2004a; CALHEIROS et al., 2004b; CHARTON; COLON; PLA, 2007; CUNHA et al., 2008; GONÇALVES et al., 2008), pois permitem uma fotoativação mais uniforme do compósito caso esta seja realizada através do bastão de vidro ou acrílico.

As dimensões do corpo-de-prova apresentam uma importância particular devido à influência do confinamento do compósito sobre o desenvolvimento das tensões. O “fator de configuração cavitária” (Fator C) é um índice calculado através da razão entre a área aderida e a área livre do compósito (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987). Este índice foi desenvolvido em um ensaio mecânico que utilizou

um sistema de teste de baixo *compliance*, mostrando-se diretamente relacionado à tensão desenvolvida. De acordo com este índice, quanto maior o confinamento (Fator C), maior a tensão.

Uma relação linear direta entre Fator C e tensão de polimerização foi confirmada por outros autores, e se mostrou mais forte quando o *compliance* do sistema de teste foi reduzido. Essa maior correlação entre Fator C e tensão em sistemas com *compliance* muito baixo foi justificada pela presença do efeito de borda. Como descrito anteriormente, este é efeito resultante da maior restrição do compósito em contrair na direção transversal devido à adesão ao substrato de colagem. Esta restrição em espécimes de altura muito reduzida e diâmetros grandes passa a ser tão intensa que uma parcela maior da força de contração se manifesta no longo eixo do espécime e, com isso, o valor registrado pela célula de carga é maior (WITZEL et al., 2007). Deve-se ressaltar que em sistemas com baixo *compliance*, nenhuma correlação entre tensão e volume foi observada.

Embora tenha sido observado e validado com base em dados extraídos de um ensaio mecânico, o conceito de Fator C foi rapidamente extrapolado para a situação clínica, onde restaurações com maior Fator C, como restaurações classe I, apresentariam maior chance de insucesso devido às altas tensões desenvolvidas na interface colada. Porém, como foi definido a partir de dados obtidos em um sistema rígido, o Fator C não seria aplicável na clínica, dentre outros motivos, porque a estrutura dental pode sofrer deformações durante a contração do compósito (FLEMING et al., 2005; PALIN et al., 2005).

Muito embora alguns autores tenham relatado uma influência negativa do aumento do Fator C sobre a qualidade de interface (CHOI et al., 2004; MAGHAIREH et al., 2007; MOREIRA DA SILVA et al., 2007; YOSHIKAWA; BURROW; TAGAMI,

2001; YOSHIKAWA et al., 1999), os resultados ainda são controversos. Entre restaurações com Fator C igual a 1 e 3,7, observou-se uma queda da resistência de união entre 18 e 50%, de acordo com o compósito comercial utilizado. No mesmo estudo, porém, a microinfiltração apresentou apenas uma tendência não significativa a ser mais severa em cavidades com maior Fator C (CHOI et al., 2004). A formação de fendas se mostrou maior em restaurações com Fator C igual a 3,4 em comparação com outras com Fator C igual a 1,8 e 2,6 (MOREIRA DA SILVA et al., 2007). Quando a resistência de união foi avaliada em função do Fator C e do protocolo de fotoativação, observou-se que um aumento no Fator C de 1,8 para 3,8 diminuiu a resistência de união apenas nos casos onde foi utilizada alta irradiância, e não apresentou influência para os métodos de baixa irradiância ou em rampa (MAGHAIREH et al., 2007).

Por outro lado, um aumento no Fator C de dois para cinco não apresentou nenhuma influência nos valores de microinfiltração utilizando-se sete sistemas adesivos comerciais (SANTINI et al., 2004). Em outro estudo, restaurações com diferentes dimensões apresentaram certa correlação entre microinfiltração e volume, mas não com o Fator C (BRAGA et al., 2006). A microinfiltração de restaurações com o mesmo Fator C e volumes diferentes mostrou também que o Fator C não é um bom parâmetro para prever a qualidade da interface de forma isolada. Na dependência do sistema adesivo utilizado, cavidades mesmo Fator C e volumes diferentes apresentaram ou não microinfiltração semelhantes (COSTA PFEIFER; BRAGA; CARDOSO, 2006).

Utilizando o sistema *Bioman*, foi observado que quando o diâmetro do espécime foi mantido constante e o Fator C foi alterado pela variação da altura do espécime, houve uma correlação direta entre este e a tensão dividida pela massa do

corpo-de-prova (MPa/g). Esta correlação foi inversa nos casos em que a altura foi mantida constante e o Fator C foi alterado apenas pela variação do diâmetro. Quando as duas séries de dados foram combinadas, foi observada uma correlação inversa entre tensão e Fator C (WATTS; SATTERTHWAITE, 2008). Além disso, para um mesmo diâmetro, quanto maior a altura do espécime, maior foi a tensão observada. Isso é explicado pelo maior volume de material necessário para se obter uma maior altura do espécime, resultando numa maior força de contração (WATTS; SATTERTHWAITE, 2008; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003). Porém, a possível correlação entre tensão e volume não é mencionada pelos autores.

Um estudo propôs uma abordagem matemática para prever a tensão de polimerização, relacionando-a com a deformação do sistema, volume, área livre e área aderida do corpo-de-prova. Avaliando materiais comerciais em diferentes condições de confinamento num sistema de teste de alto *compliance*, foi observada uma correlação não-linear inversa entre tensão e Fator C. A fórmula proposta pelos autores sugere uma correlação inversa entre tensão e volume (MIGUEL; DE LA MACORRA, 2001), em desacordo com os estudos descritos anteriormente, que consideram que um volume maior de material geraria uma maior força de contração.

Considerando-se a tendência de substituição de sistemas mais rígidos por sistemas de teste com alto *compliance*, bem como a divergência entre estudos que avaliaram a influência das dimensões do espécime nestes sistemas, um estudo sistemático sobre a influência das dimensões do espécime (e, conseqüentemente, do Fator C e do volume) sobre os valores de tensão de polimerização em um sistema de alto *compliance* traria uma importante contribuição para o tema.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho foram:

3.1 Investigar a influência das dimensões do corpo-de-prova (diâmetro e altura) sobre a tensão nominal de um compósito quimicamente ativado em sistemas com alto *compliance*. A hipótese nula foi que os valores de tensão não variam com as dimensões do espécime.

3.2 Verificar a existência de correlação entre tensão nominal e Fator C ou volume do corpo-de-prova na montagem experimental utilizada. A hipótese nula foi que a tensão seria diretamente proporcional ao Fator C e que não seria encontrada correlação entre tensão e volume.

3.3 Avaliar através de análise por elementos finitos a distribuição das tensões no compósito nas diferentes condições experimentais. A hipótese nula foi que a distribuição de tensões seria semelhante em todas as condições avaliadas, independentemente das dimensões do espécime.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Determinação da tensão nominal em função das dimensões do corpo-de-prova

4.1.1 Montagem experimental

Bastões de PMMA com 40 mm de comprimento e diâmetros de 4, 6 ou 8 mm tiveram uma das extremidades asperizada com jato de óxido de alumínio ($250\ \mu\text{m}$) (Figura 4.1) e, em seguida, recoberta por uma camada de monômero de metacrilato de metila (JET Acrílico Auto Polimerizante, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil), que foi evaporado naturalmente por 30 segundos (Figura 4.2).

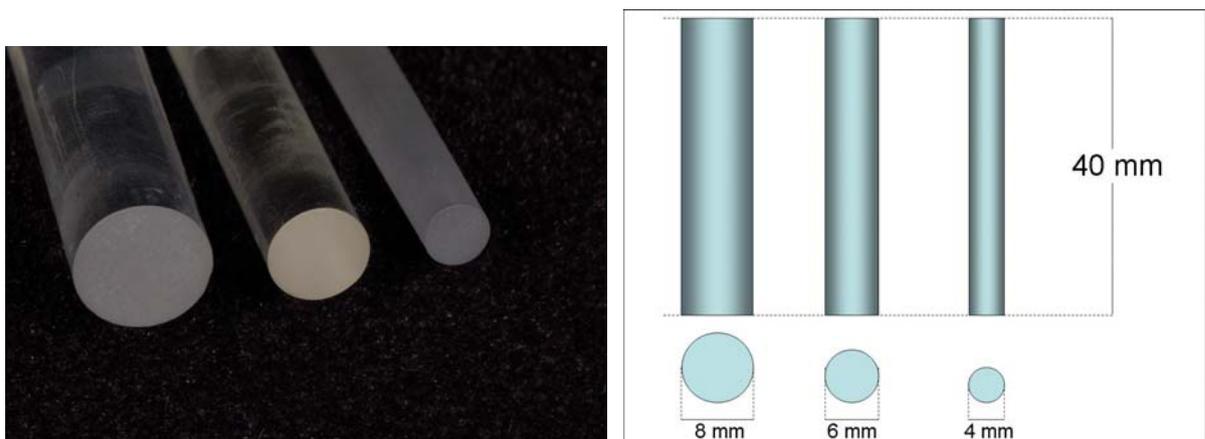


Figura 4.1 - Bastões de PMMA com as superfícies jateadas (à esquerda) e esquema dos bastões de PMMA com diferentes diâmetros (à direita)

Duas camadas finas de uma resina sem carga (Scotchbond Multiuso Plus, frasco 3, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) (Figura 4.2) foram aplicadas na superfície e fotoativadas com uma dose de 12 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 30 \text{ s}$). Os bastões foram fixados às garras de uma máquina de ensaios mecânicos (Instron 5565, Canton, MA, EUA) e a distância entre eles foi ajustada de acordo com a condição experimental testada (0,5 mm; 1mm; 2 mm ou 4 mm).

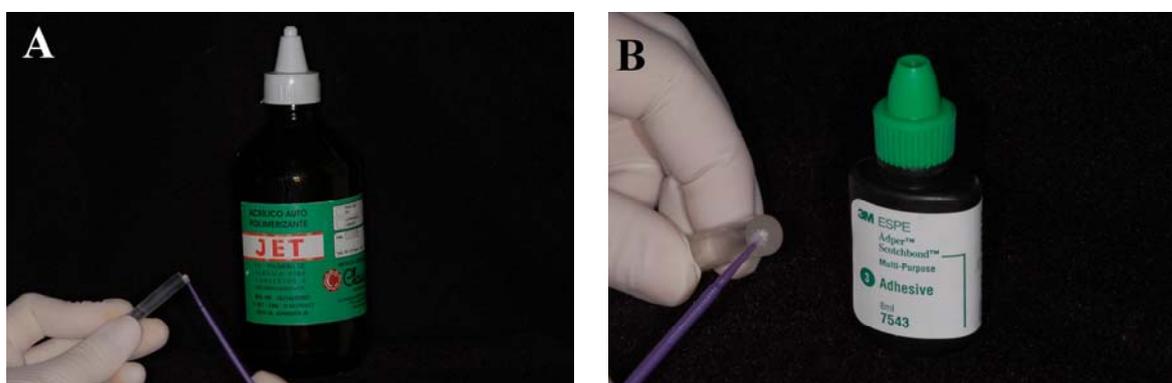


Figura 4.2 - Aplicação do monômero metacrilato de metila na superfície do bastão (A) e aplicação da resina sem carga (B)

Foi utilizado um compósito quimicamente ativado (Bisfil 2B, Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA). De acordo com informações do fabricante, este material apresenta conteúdo orgânico composto pelos monômeros BisGMA, BisEMA e TEGDMA. Seu conteúdo inorgânico é composto por vidros de composição não-especificada e sílica. As proporções dos componentes não são fornecidas. O material foi dispensado em quantidades iguais das pastas base e catalisadora sobre um bloco de papel impermeável (Figura 4.3), espatulado por 20 segundos com uma espátula de plástico, inserido entre as superfícies dos bastões de PMMA e conformado seguindo o contorno dos bastões.



Figura 4.3 - Compósito Bisfill 2B (A), proporcionamento do material em partes iguais de pasta base e catalisadora (B), espatulação do material (C)

Um transdutor (modelo 2630-101, Instron) foi acoplado aos bastões com o objetivo de monitorar a distância entre eles durante o teste e comandar a máquina de ensaios para manter a distância inicial inalterada. Desta forma, a aproximação das garras de fixação do transdutor (extensômetro) causada pela contração do compósito era imediatamente compensada pela movimentação de uma das extremidades da máquina de ensaios no sentido oposto, com precisão de $0,1\mu\text{m}$. O valor registrado pela célula de carga da máquina de ensaios correspondia à força necessária para manter a altura inicial do corpo-de-prova, em oposição àquela exercida pela contração de polimerização do compósito (Figura 4.4 e Figura 4.5)

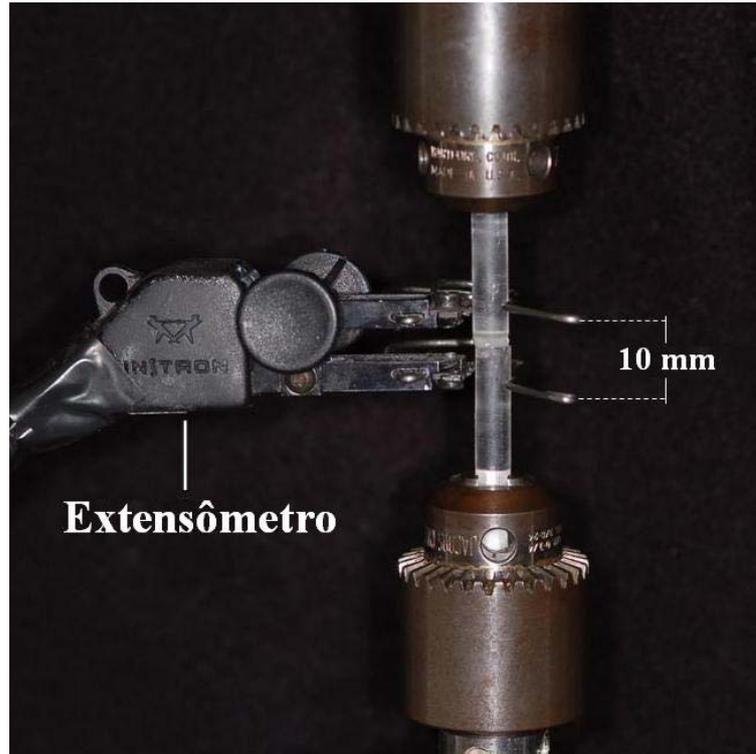


Figura 4.4 - Montagem experimental mostrando o extensômetro e a distância de 10mm entre as garras

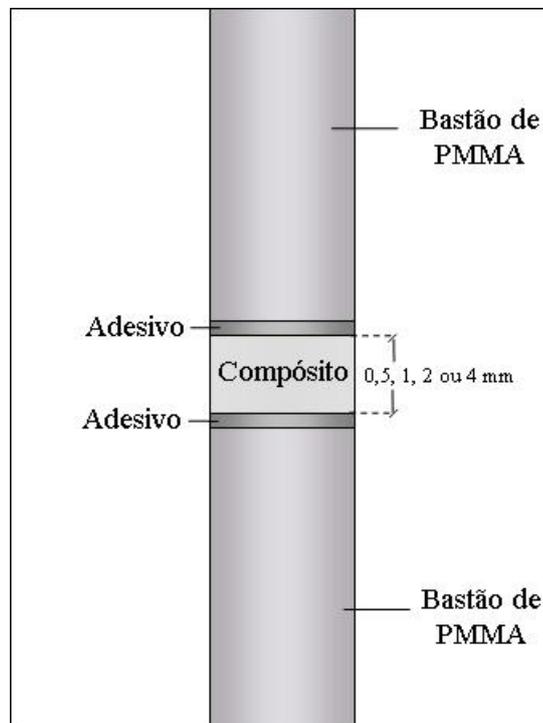


Figura 4.5 - Esquema da montagem experimental

Para que fosse possível a conformação do compósito entre os bastões, a coleta de dados foi iniciada 2 min após o início da manipulação do compósito. O desenvolvimento da força em cada corpo-de-prova foi monitorado por 30 min (uma leitura por segundo) sob temperatura constante de $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ (câmara térmica modelo 3119-405, Instron SFL, Bristol, UK) (Figura 4.6). Em cada condição experimental foram testados cinco corpos-de-prova. O valor máximo de força foi dividido pela área da secção transversal dos bastões para calcular a tensão nominal de polimerização. A taxa máxima de incremento de tensão, definida como a maior variação de tensão registrado entre dois segundos consecutivos (em MPa/seg), também foi calculada.

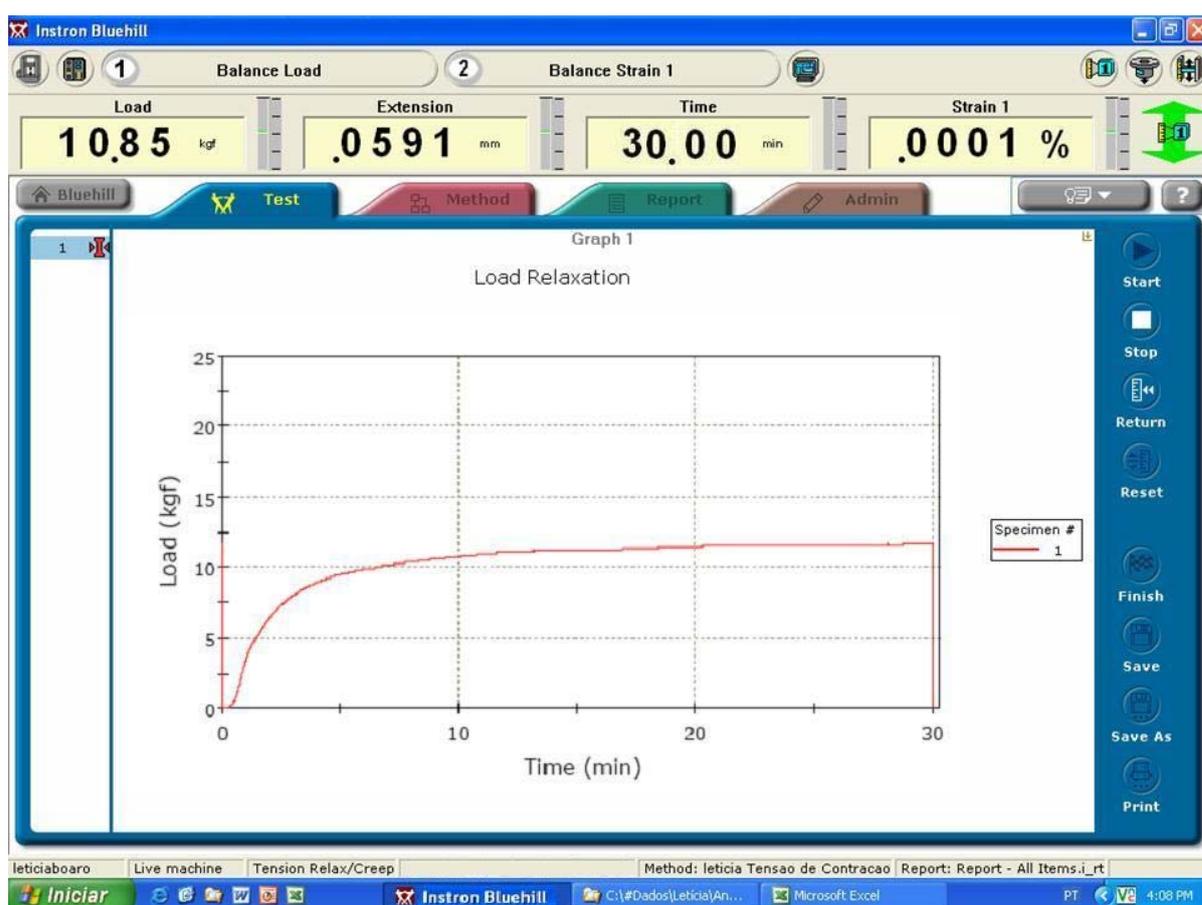


Figura 4.6 - Interface do *software* Blue Hill, utilizado para captura dos dados, ao final do monitoramento de 30 minutos.

4.1.2 Caracterização das condições experimentais avaliadas

Doze grupos experimentais foram constituídos em função do diâmetro (4, 6 ou 8 mm) e da variação da distância entre as superfícies dos bastões de PMMA (0,5 mm; 1mm; 2 mm ou 4 mm). A Tabela 4.1 mostra o Fator C, volume e *compliance* longitudinal de cada condição experimental.

Tabela 4.1 - Diâmetro (mm), altura (mm), Fator C, volume (mm³) e *compliance* longitudinal ($\cdot 10^{-5}$ mm/N) das condições experimentais avaliadas

Diâmetro (mm)	Altura (mm)	Fator C	Volume (mm ³)	<i>Compliance</i> Longitudinal ($\cdot 10^{-5}$ mm/N)
4	0,5	4	6,3	24,7
	1	2	12,6	23,4
	2	1	25,1	20,8
	4	0,5	50,2	15,6
6	0,5	6	14,1	11,0
	1	3	28,3	10,4
	2	1,5	56,5	9,3
	4	0,8	113,0	7,0
8	0,5	8	25,1	6,2
	1	4	50,2	5,8
	2	2	100,5	5,2
	4	1	201,0	3,9

O Fator C de cada condição experimental foi calculado pela seguinte fórmula (dimensões em milímetros) (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987):

$$Fator\ C = \frac{raio}{altura}$$

O volume de cada condição experimental foi calculado pela seguinte fórmula (dimensões em milímetros):

$$Volume = \pi \times raio^2 \times altura$$

O cálculo do *compliance* longitudinal do sistema só se torna possível quando é utilizado um transdutor acoplado aos bastões que monitore a altura do espécime (extensômetro) (Figura 4.4). Dessa forma, apenas as deformações causadas pela contração do compósito que ocorrem na secção compreendida entre as garras de fixação do extensômetro não são detectadas e, portanto, interferem nos valores de força registrados. As deformações dos demais componentes se tornam irrelevantes, uma vez que são detectadas pelo extensômetro e prontamente compensadas pela movimentação do bastão no sentido oposto. Para o cálculo do *compliance* longitudinal do sistema em cada uma das condições experimentais foi utilizada a seguinte fórmula:

$$C = 2(C_a + C_p)$$

onde C_a é o *compliance* da camada de adesivo e C_p é o *compliance* do bastão de PMMA.

O *compliance* de cada componente foi calculado utilizando a fórmula (WITZEL et al., 2007):

$$C = \frac{L_0}{AxE}$$

onde C é o *compliance* do componente em questão (em mm/N), L_0 é o seu comprimento inicial (em mm), A é a área da sua secção transversal (em mm²) e E é o seu módulo de elasticidade (em GPa ou N/mm² x 10³).

Para o cálculo do *compliance* da camada de adesivo (C_a), L_0 foi considerado 0,036mm (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000) e o valor de E utilizado foi 1,2 GPa (Gonçalves et al. no prelo). Para o cálculo do *compliance* do bastão (C_p), o valor de E utilizado foi 3,1 GPa (GONÇALVES et al., 2008). A distância entre as garras de fixação do extensômetro é de 10 mm. Assim, como havia uma variação de altura do espécime sem que essa distância entre as garras fosse alterada, a altura dos bastões também variava. Portanto, para o cálculo de C_p , o valor de L_0 utilizado foi obtido através da seguinte fórmula:

$$L_0^P = \frac{D - 2L_0^A - L_0^C}{2}$$

onde L_0^P (em milímetros) é a altura inicial do bastão, D é a distância entre as garras de fixação do extensômetro (10 mm), L_0^A é a altura inicial do adesivo (0,036 mm) e L_0^C é a altura do compósito (0,5 mm, 1 mm, 2 mm ou 4 mm).

4.1.3 Análise estatística

Os dados de tensão nominal foram divididos pelo volume inicial de cada condição experimental para que a tensão por mm³ fosse avaliada no estudo. Um estudo recente fez uma análise semelhante, em que os dados de tensão foram

normalizados pela massa de compósito utilizada em cada espécime (WATTS; SATTERTHWAITTE, 2008).

Os dados de tensão nominal foram analisados utilizando-se ANOVA de dois fatores e teste de Tukey, com nível global de significância de 5%. Análises de regressão foram realizadas utilizando-se tensão nominal e tensão por unidade de volume como variáveis dependentes e o Fator C, volume ou *compliance* analítico como variáveis independentes. Foi realizado o teste de correlação de Pearson para verificar uma possível correlação entre tensão nominal e taxa máxima de incremento de tensão.

4.2 Análise da distribuição de tensões por elementos finitos

A análise de elementos finitos (FEA) foi realizada utilizando os *softwares* MSC.PATRAN (pré e pós-processamento) e MSC.Marc (processamento). Modelos lineares elásticos axissimétricos compostos por 72.871 a 258.623 elementos quadrilaterais, determinados através de teste de convergência de malha, foram construídos com base na montagem experimental descrita anteriormente para o teste de tensão de polimerização.

A contração de polimerização da resina foi simulada por analogia térmica. O coeficiente de expansão térmico-linear dos compósitos foi de $3,33 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ e a redução da temperatura foi ajustada para produzir uma contração volumétrica que obedecesse os limites do intervalo de confiança dos valores determinados

experimentalmente para o compósito utilizado (2,3 a 4,1%). Para representar a restrição imposta ao deslocamento dos bastões, comandada pelo extensômetro, uma força vertical foi uniformemente aplicada na aresta transversal distal do bastão superior, ou seja, na região correspondente à célula de carga na montagem experimental. Essa força foi definida de modo a compensar a contração do compósito e manter a distância de 10 mm entre os nós correspondentes aos locais de fixação do extensômetro, com precisão de $\pm 0,1 \mu\text{m}$, semelhante à conseguida no ensaio experimental. O deslocamento vertical dos nós localizados na base do bastão inferior foi impedido.

Para cada condição estudada, foram analisadas as distribuições das tensões no compósito (verticais e transversais). Com dados obtidos por FEA foram determinadas também as tensões nominais (força aplicada/área de seção transversal inicial).

5 RESULTADOS

5.1 Tensão nominal em função das dimensões dos corpos-de-prova

Os valores encontrados para tensão nominal são apresentados na Tabela 5.1 e na Figura 5.1. A interação entre diâmetro e altura foi significativa ($p < 0,01$). O teste de Tukey mostrou a presença de cinco sub-grupos. Para todos os diâmetros, houve um comportamento consistente no que se refere ao fato de não terem sido observadas diferenças estatisticamente significantes entre as altura 1 mm e 2 mm, assim como pelo fato da tensão registrada com 4 mm ter sido estatisticamente superior a 2 mm. Diferenças entre 0,5 mm e 1mm foram observadas apenas para o diâmetro de 6 mm. Para as alturas 0,5 e 1 mm apenas o diâmetro de 8 mm apresentou valores de tensão maiores que os demais. Nas demais alturas os valores de tensão foram estatisticamente semelhantes para todos os diâmetros.

Tabela 5.1 - Médias e desvios-padrão da tensão nominal (em MPa) em função das dimensões do corpo-de-prova (médias seguidas pela mesma letra não são estatisticamente diferentes, $p > 0,05$)

		Altura (mm)			
		0,5	1,0	2,0	4,0
Diâmetro (mm)	4	1,4 (0,1) ^E	1,8 (0,3) ^{DE}	2,3 (0,2) ^{CD}	3,8 (0,3) ^A
	6	1,3 (0,2) ^E	2,5 (0,2) ^{CD}	2,3 (0,1) ^{CD}	3,4 (0,4) ^{AB}
	8	2,3 (0,2) ^{CD}	2,7 (0,5) ^{BC}	2,7 (0,4) ^{BC}	3,8 (0,7) ^A

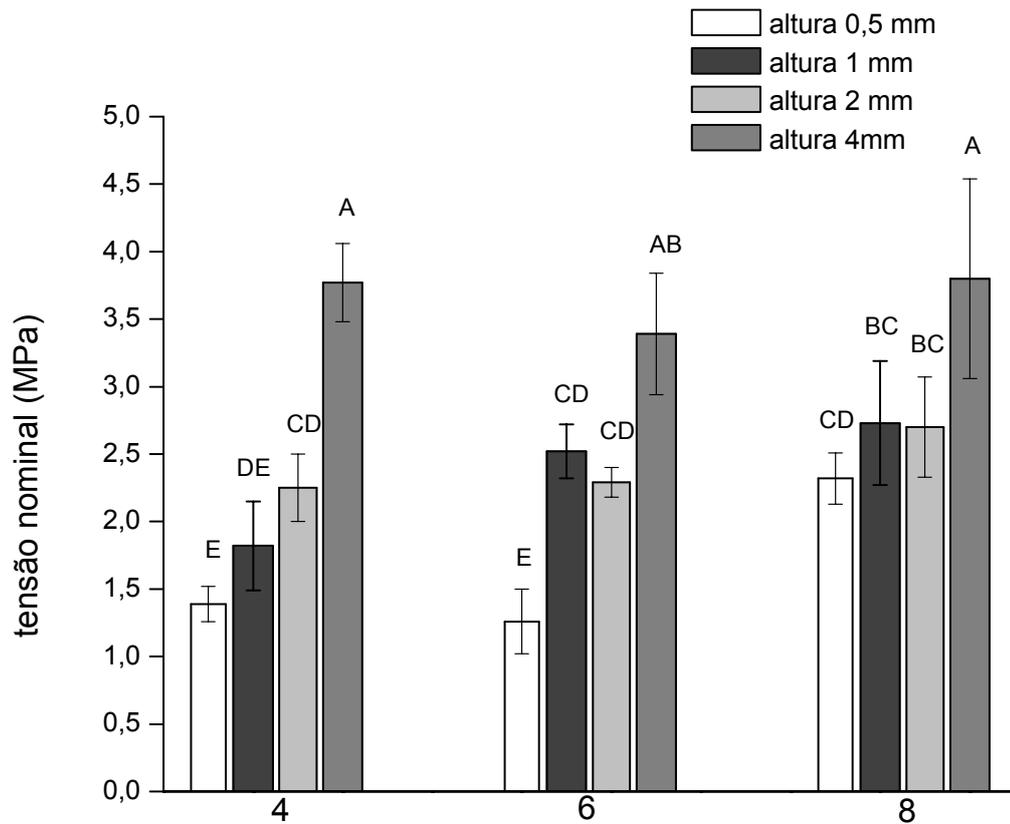


Figura 5.1 - Médias e desvios-padrão da tensão nominal (MPa). As barras de erro representam ± 1 DP (colunas com a mesma letra não são estatisticamente diferentes, $p > 0,05$)

5.2 Curvas tensão x tempo

Nas Figuras 5.2 a 5.4 encontram-se as curvas médias de desenvolvimento de tensão agrupadas por diâmetro. Em todos os casos, foi observado um aumento da inclinação com o aumento da altura do corpo-de-prova, indicando uma maior velocidade de desenvolvimento de tensão (mais evidente nos diâmetros de 4 e 6 mm).

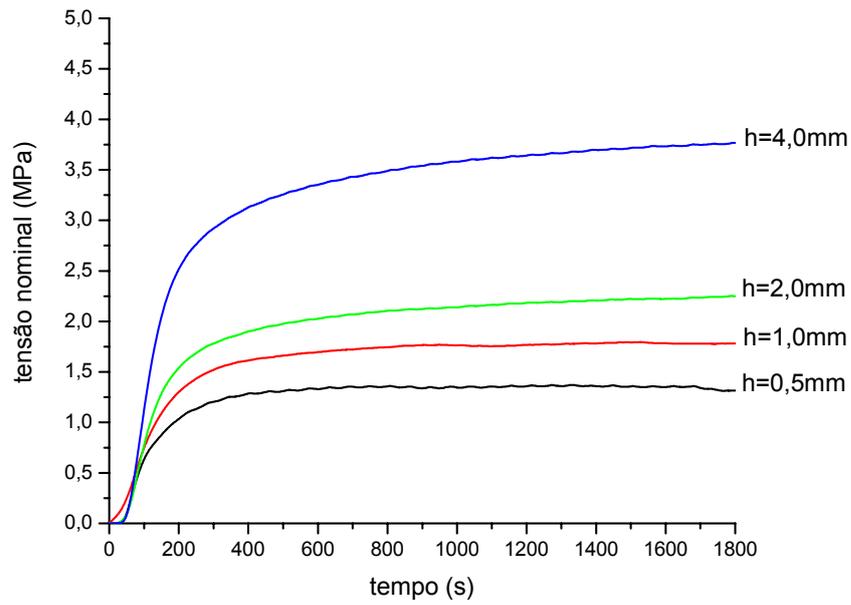


Figura 5.2 - Curvas médias da tensão nominal (MPa) em função do tempo (s) registradas para corpos-de-prova com 4 mm de diâmetro

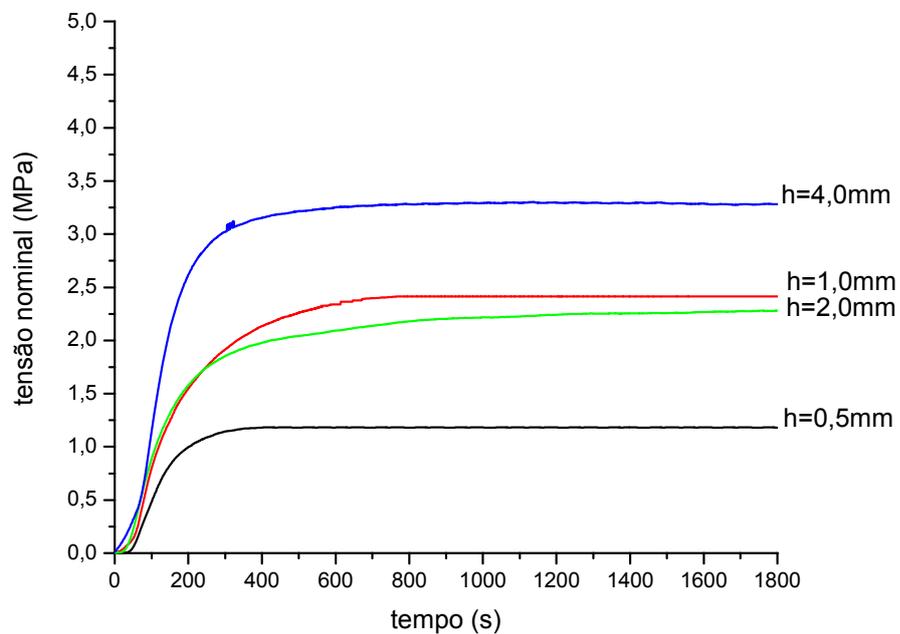


Figura 5.3 - Curvas médias da tensão nominal (MPa) em função do tempo (s) registradas para corpos-de-prova com 6 mm de diâmetro

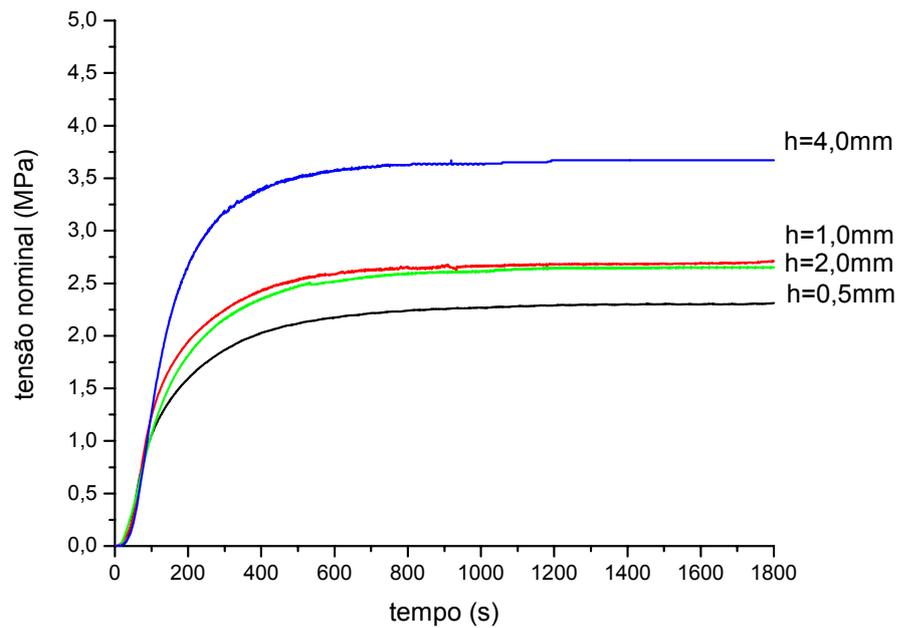


Figura 5.4 - Curvas médias da tensão nominal (MPa) em função do tempo (s) registradas para corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro

5.3 Taxa máxima de incremento de tensão em função das dimensões do espécime

As médias e desvios-padrão para a taxa máxima de incremento de tensão estão apresentados na Tabela 5.2. A interação entre diâmetro e altura não foi significativa para a taxa máxima de incremento de tensão ($p=0,765$). Quando analisado apenas o diâmetro, podemos observa-se a formação de dois subgrupos, sendo que o diâmetro de 8 mm apresentou taxa máxima de incremento de tensão superior aos outros dois diâmetros. Quando apenas a altura é analisada, também se

observa a formação de dois subgrupos, sendo que a altura de 4 mm apresentou taxa de incremento de tensão superior aos demais grupos.

Tabela 5.2 - Médias e desvios-padrão relativos à taxa máxima de incremento de tensão ($\cdot 10^{-2}$ MPa/seg) para cada condição experimental (médias seguidas pela mesma letra não são estatisticamente diferentes)

		Altura (mm)				Média
		0,5	1,0	2,0	4,0	
Diâmetro (mm)	4	1,6 (0,4)	1,6 (0,2)	1,9 (0,4)	3,7 (0,5)	2,2 (1,0) ^A
	6	1,7 (0,5)	2,7 (0,6)	2,1 (0,6)	3,8 (0,7)	2,6 (0,9) ^A
	8	3,3 (0,3)	4,1 (1,3)	3,5 (1,1)	5,5 (1,6)	4,1 (1,0) ^B
	Média	2,2 (1,0) ^a	2,8 (1,3) ^a	2,5 (1,3) ^a	4,3 (1,0) ^b	

Na Figura 5.5 encontra-se o gráfico de dispersão entre a tensão nominal e a taxa de incremento de tensão para cada espécime. O teste de correlação de Pearson mostrou existir uma correlação positiva estatisticamente significativa entre essas variáveis ($r=0,791$; $p<0,001$).

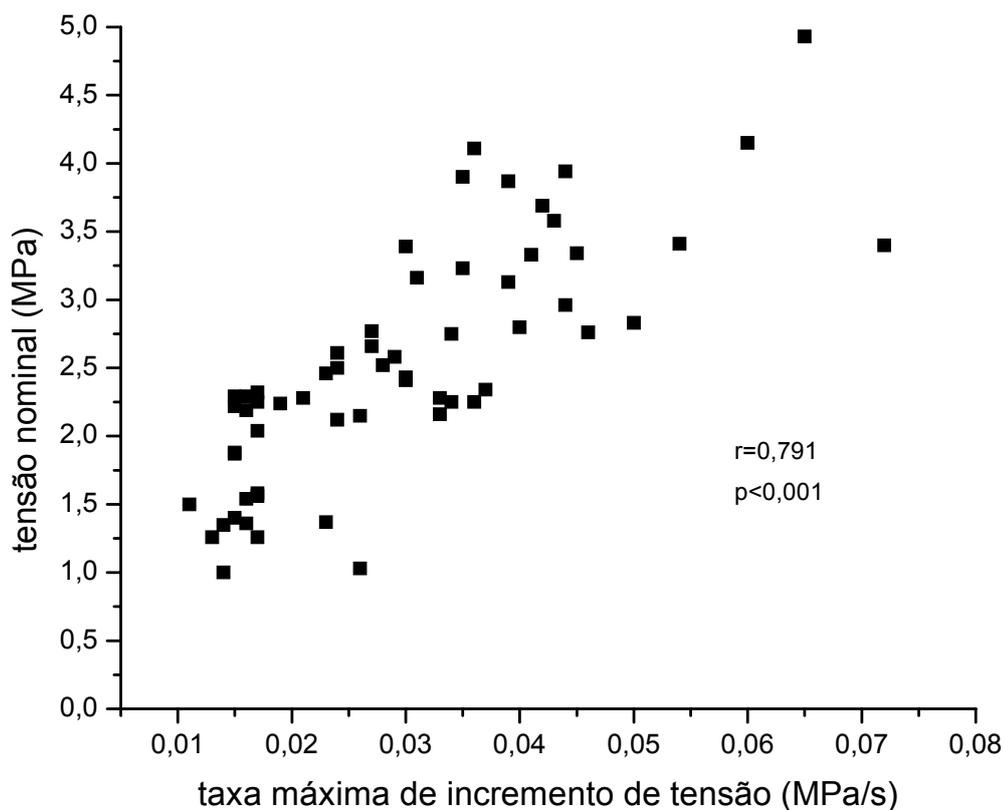


Figura 5.5 - Gráfico de dispersão entre tensão nominal (MPa) e taxa máxima de incremento de tensão (MPa/s)

5.4 Análises de regressão

5.4.1 Tensão nominal como variável dependente

O resultado da análise de regressão entre tensão nominal e *compliance* longitudinal do sistema encontra-se na Figura 5.6. A tensão nominal se mostrou inversamente relacionada ao *compliance* longitudinal dos sistemas para todos os

diâmetros. O coeficiente angular de cada uma das retas mostra que o aumento do *compliance* longitudinal apresentou maior efeito sobre a redução na tensão nos espécimes de maior diâmetro.

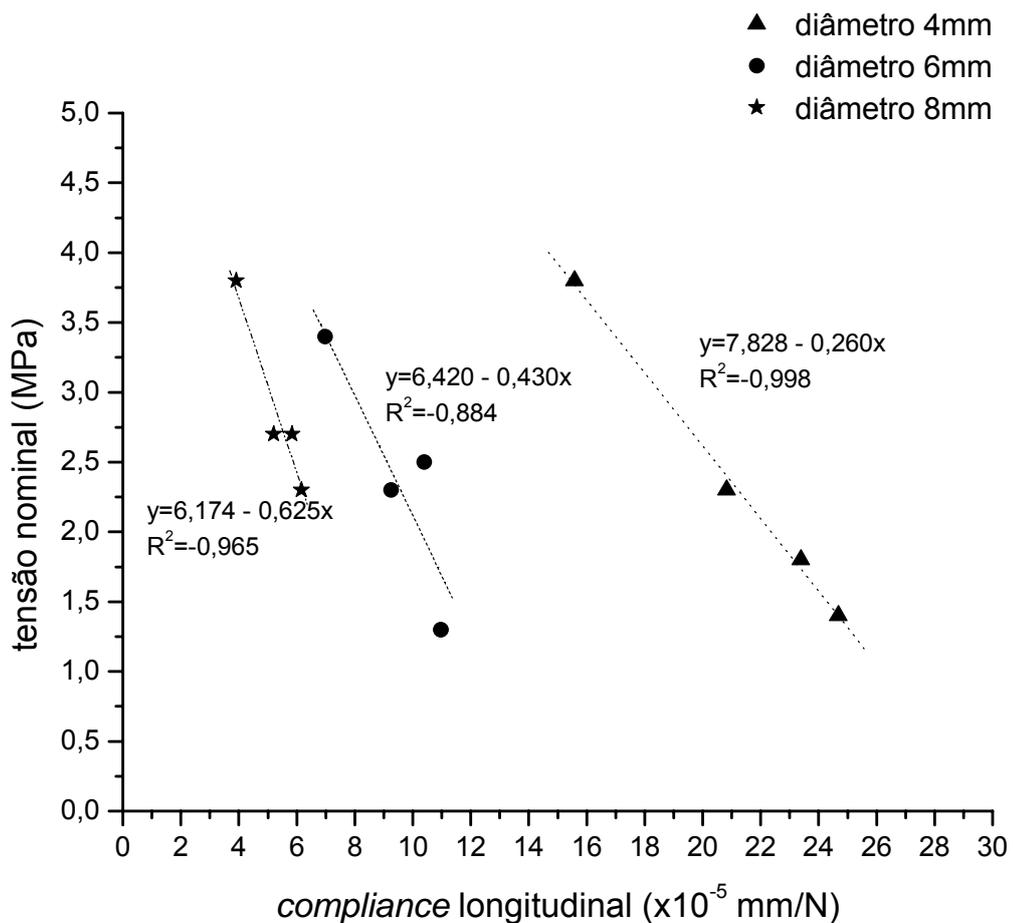


Figura 5.6 - Análises de regressão entre tensão nominal e *compliance* longitudinal do sistema (mm/N) agrupado por diâmetro

O resultado da análise de regressão entre tensão nominal e Fator C é apresentado na Figura 5.7. Não foi possível ajustar uma curva para todo o conjunto de dados. Porém, foram observadas correlações lineares negativas entre tensão nominal e Fator C para cada um dos diâmetros separadamente, o que equivale a

dizer que a tensão nominal diminuiu com o inverso da altura do corpo-de-prova. Comparando-se as inclinações das três curvas, nota-se que as variações na tensão em função do Fator C (ou 1/h) foram mais pronunciadas para o menor diâmetro do corpo-de-prova.

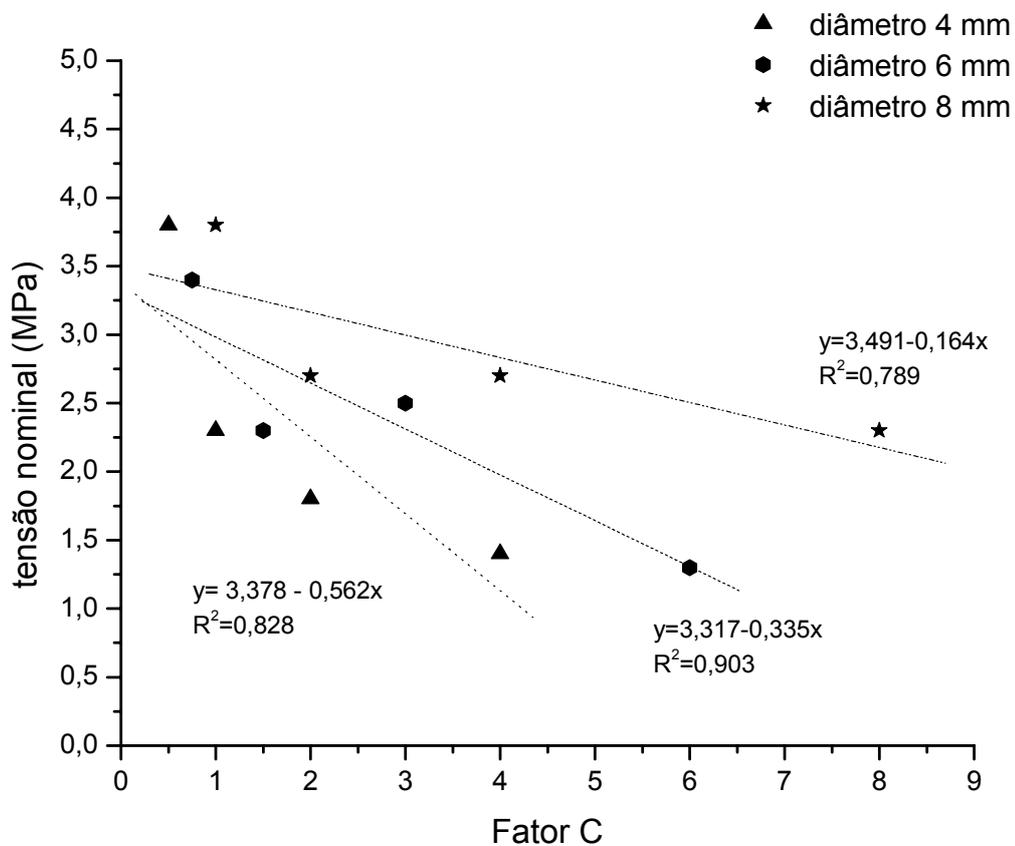


Figura 5.7 - Análises de regressão entre tensão nominal (MPa) e Fator C com os dados agrupados por diâmetro

O resultado da análise de regressão entre tensão nominal e volume do corpo-de-prova é apresentado na Figura 5.8. Semelhante ao descrito para o Fator C, não foi possível ajustar uma curva a todos os dados. Não obstante, foram observadas correlações lineares positivas fortes entre as variáveis para cada um dos diâmetros,

ou seja, a tensão nominal aumentou com a altura do corpo-de-prova. Comparando-se os coeficientes angulares das retas, nota-se que o efeito do volume sobre o valor de tensão foi mais pronunciado para os diâmetros menores.

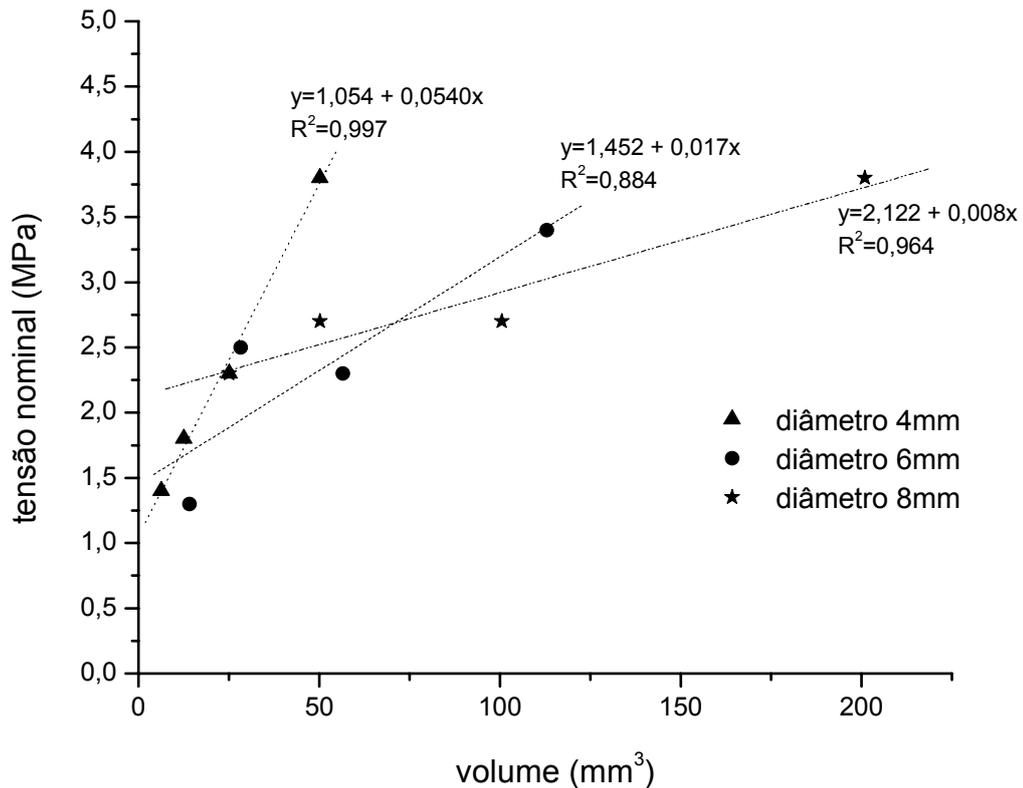


Figura 5.8 - Análises de regressão entre tensão nominal (MPa) e volume (mm³) com os dados agrupados por diâmetro

5.4.2 Tensão por unidade de volume como variável dependente

O resultado da análise de regressão entre tensão por unidade de volume e Fator C é apresentado na Figura 5.9. Semelhante ao descrito para a tensão nominal, não foi possível ajustar uma única curva a todos os dados. Ao contrário do

observado com a tensão nominal, foram observadas correlações lineares positivas fortes entre as variáveis para cada um dos diâmetros, ou seja, a tensão por unidade de volume aumentou com o inverso da altura do corpo-de-prova. O coeficiente angular de cada uma das retas mostra que esse aumento foi maior para os menores diâmetros.

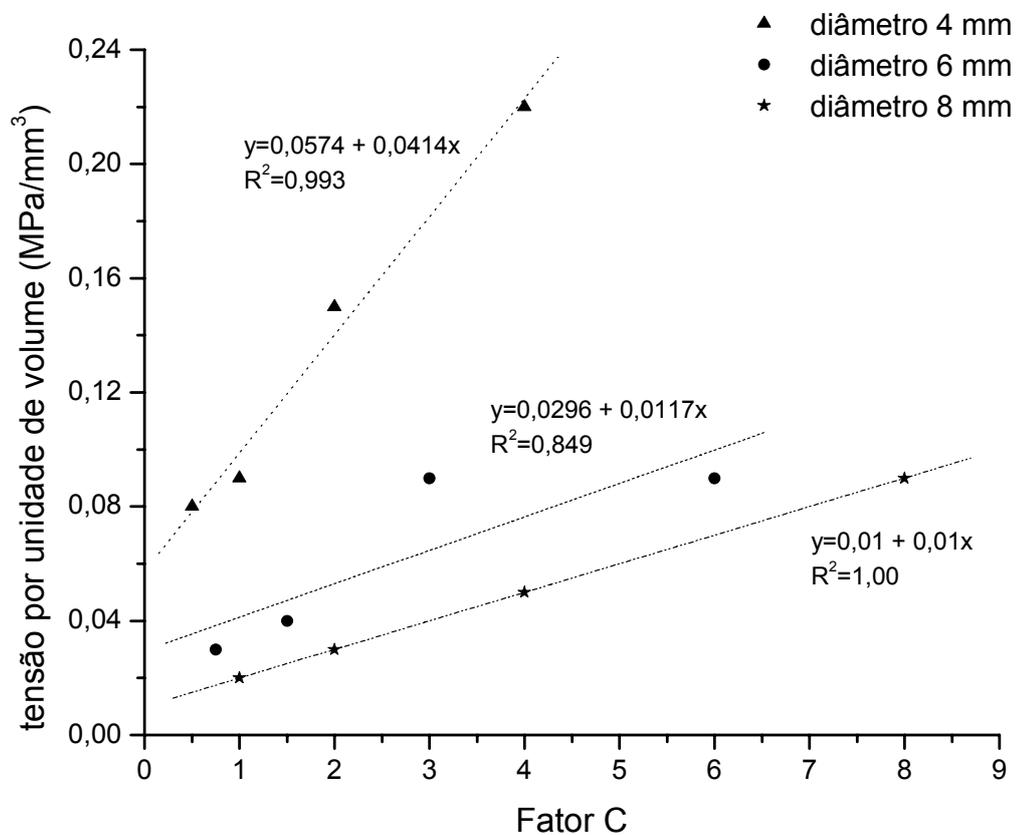


Figura 5.9 - Análises de regressão entre tensão por unidade de volume (MPa/mm³) e Fator C para os diferentes diâmetros

Na Figura 5.10 encontra-se o gráfico de regressão entre tensão por unidade de volume e o volume do espécime. Foi obtido um excelente ajuste dos dados

através de uma função exponencial de segunda ordem, expressando uma correlação negativa entre estas variáveis.

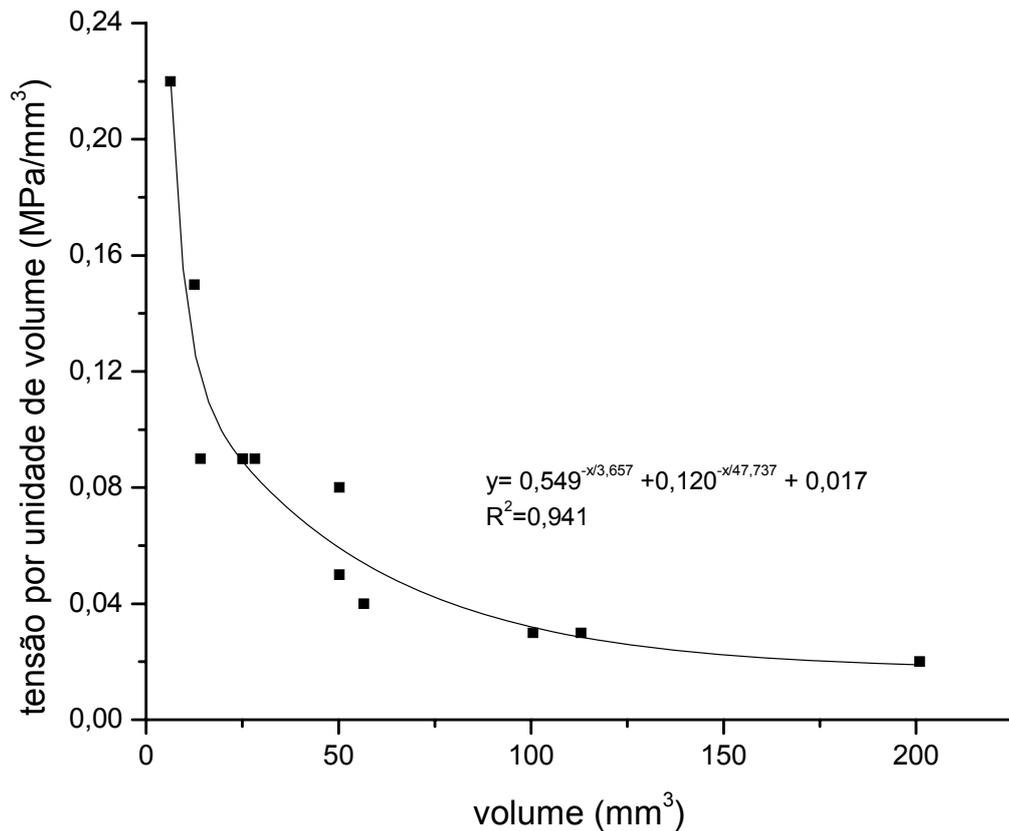


Figura 5.10 - Análise de regressão entre tensão por unidade de volume (MPa/mm^3) e volume (mm^3)

5.5 Análise por elementos finitos

Na Tabela 5.3 estão os dados de tensão nominal encontrados através da análise por elementos finitos comparados com os dados obtidos experimentalmente.

A tensão nominal encontrada com a FEA foi superior à experimental nos espécimes com altura de 2 e 4 mm. Para as alturas de 0,5 mm e 1 mm, os valores foram próximos ao intervalo de confiança dos valores experimentais. Para um determinado diâmetro, o aumento da altura do espécime resultou em maiores valores de tensão nominal. Para uma mesma altura, diâmetros diferentes apresentaram valores próximos de tensão nominal, com exceção do espécime de diâmetro 4 mm e altura 2 mm que apresentou a tensão nominal ligeiramente menor que os demais espécimes com a mesma altura.

Com relação ao intervalo de valores de tensão observados na direção longitudinal (σ_y), para um determinado diâmetro, a tensão máxima (tração) foi maior em espécimes com maior altura. Valores negativos para tensão mínima indicam a existência de tensões compressivas. Assim, todos os modelos apresentaram tensões de compressão na direção longitudinal, as quais foram mais intensas nos corpos-de-prova de menor altura. Na direção transversal (σ_x), as tensões de tração foram mais intensas nos espécimes de menor altura. Tensões de compressão transversais foram de pequena magnitude.

Tabela 5.3 - Médias e intervalos de confiança (entre parênteses) da tensão nominal experimental (em MPa. Médias seguidas pela mesma letra não são estatisticamente diferentes, $p>0,05$), tensão nominal, tensões máxima e mínima longitudinal e transversal encontradas com análise por elementos finitos para cada condição experimental (em MPa)

Condição Experimental	Tensão Nominal Experimental	FEA				
		Tensão Nominal	σ_y (longitudinal)		σ_x (transversal)	
			Máxima	Mínima	Máxima	Mínima
$\varnothing=4$ h=0,5	1,4 ^E (1,2-1,6)	1,2	13,0	-120,9	85,6	-0,9
$\varnothing=4$ h=1,0	1,8 ^{ED} (1,3-2,3)	2,5	16,7	-90,3	43,5	-0,6
$\varnothing=4$ h=2,0	2,3 ^{CD} (1,9-2,7)	4,9	19,9	-50,9	28,2	-0,3
$\varnothing=4$ h=4,0	3,8 ^A (3,3-4,3)	15,9	29,9	-52,7	35,2	-2,4
$\varnothing=6$ h=0,5	1,3 ^E (0,9-1,7)	1,0	8,8	-102,4	73,5	-0,7
$\varnothing=6$ h=1,0	2,5 ^{CD} (2,1-2,4)	2,4	13,9	-99,7	52,9	-0,6
$\varnothing=6$ h=2,0	2,3 ^{CD} (2,1-2,5)	6,2	23,8	-87,2	43,3	-0,5
$\varnothing=6$ h=4,0	3,4 ^{AB} (2,7-4,1)	16,2	37,2	-58,1	37,3	-0,3
$\varnothing=8$ h=0,5	2,3 ^{CD} (1,9-2,7)	1,2	7,9	-108,4	85,6	-0,7
$\varnothing=8$ h=1,0	2,7 ^{BC} (1,8-3,6)	2,4	12,1	-110,8	62,6	-0,7
$\varnothing=8$ h=2,0	2,7 ^{BC} (2,0-3,4)	6,4	21,5	93,2	46,2	-0,5
$\varnothing=8$ h=4,0	3,8 ^A (2,5-5,1)	16,9	38,3	69,5	38,8	-0,4

Na Figura 5.11 e Figura 5.12 estão apresentadas as distribuições de tensões na direção longitudinal (σ_y) e transversal (σ_x), respectivamente, desenvolvidas pelo compósito. A escala de cores mostra as tensões máximas e mínimas em cada um dos sentidos analisados. A transição entre tensões de tração e compressão foi padronizada para todos os espécimes com o objetivo de facilitar a sua identificação.

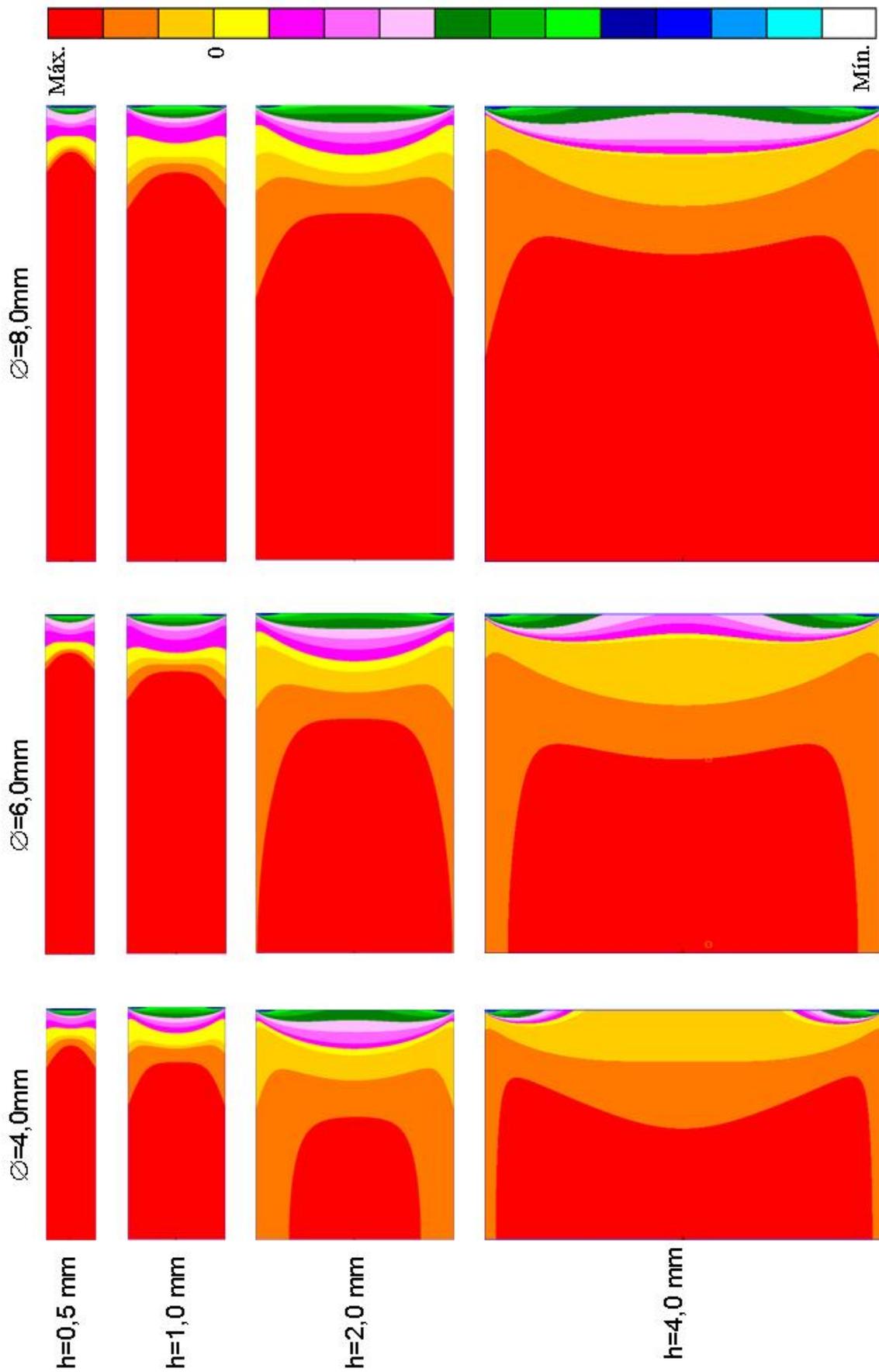


Figura 5.11 - Distribuição das tensões na direção longitudinal (σ_y) em modelos axissimétricos.

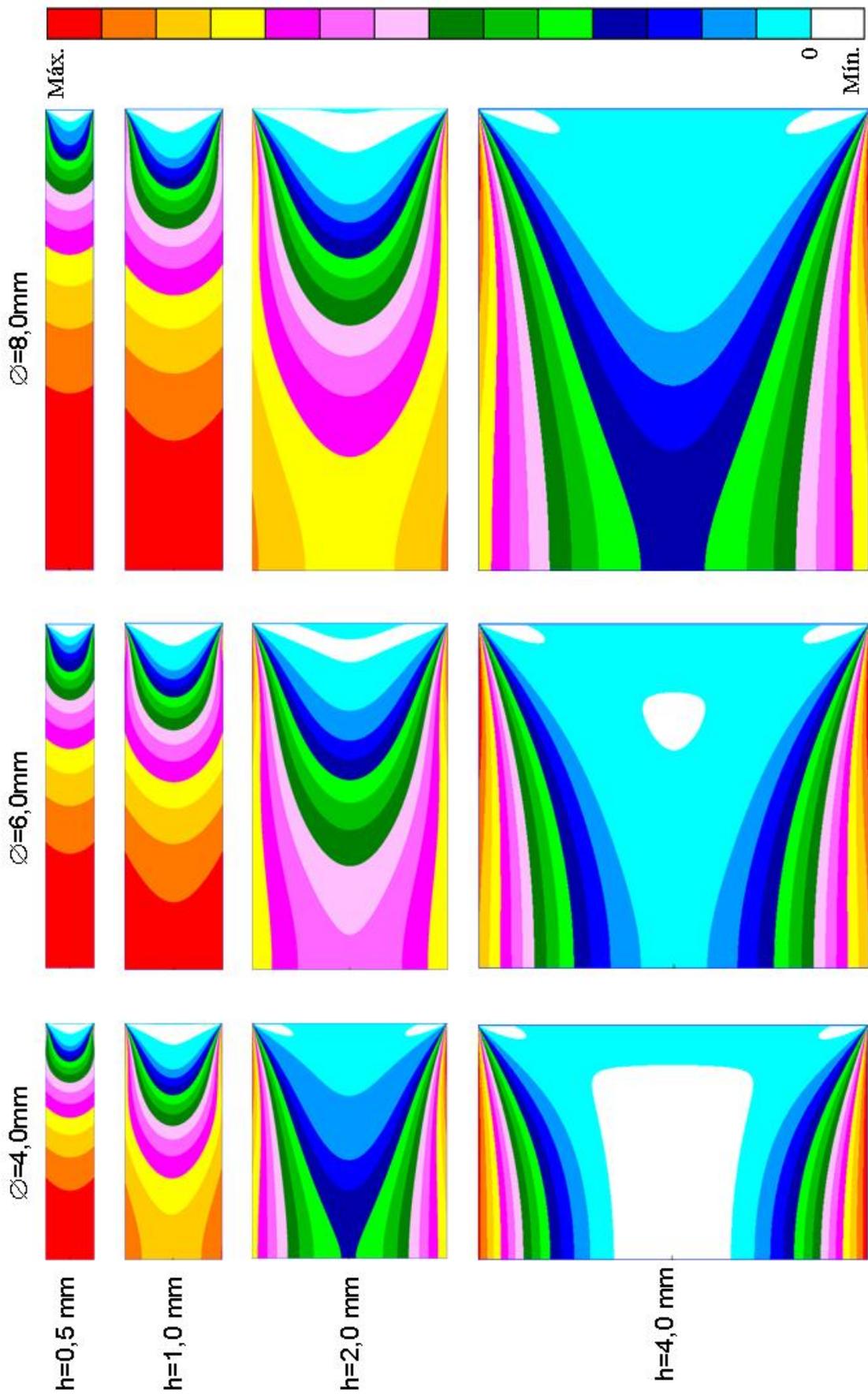


Figura 5.12 - Distribuição das tensões na direção transversal (σ_x) em modelos axissimétricos.

A análise do padrão de distribuição de tensões longitudinais mostrou que, para um dado diâmetro, quanto menor a altura do compósito maior é a área de compressão ao qual o compósito esta sujeito e menor a área sujeita a tensão máxima, relativamente ao tamanho do modelo. Para uma mesma altura, quanto maior o diâmetro, maior foi a área do compósito sujeita ao valor de tensão máximo. Além disso, a área sujeita a compressão diminuiu proporcionalmente com o aumento do diâmetro, exceto para os espécimes com altura de 4 mm, onde foi observado um aumento da área de compressão com o aumento do diâmetro.

A análise do padrão de distribuição de tensões transversais mostra que na periferia do compósito, próximo a região de colagem aos bastões, as tensões apresentadas são maiores, evidenciando o efeito de borda. Para um determinado diâmetro, quanto maior a altura do compósito, maior a área do compósito com valores de tensão próximos a zero. Nos espécimes de menor altura (0,5 e 1 mm), toda a sua extensão apresenta valores elevados de tensão, sugerindo uma maior influência do efeito de borda. Para uma mesma altura, o aumento do diâmetro levou a um aumento nos valores de tensão no compósito como um todo. Para um dado diâmetro, áreas apresentando tensões de compressão semelhantes foram observadas nos modelos de altura 0,5 mm e 1 mm. Nos modelos representando espécimes com altura de 2 mm, a área submetida a compressão aumentou com o aumento do diâmetro do espécime. O inverso foi observado nos modelos com altura de 4 mm.

6 DISCUSSÃO

Os dados experimentais apresentados no capítulo anterior devem ser analisados lembrando-se que estes não foram influenciados unicamente pelas dimensões do espécime, mas também pela deformação dos componentes do sistema (*compliance*). Conforme observado no Capítulo 4, um valor específico de *compliance* longitudinal foi calculado para cada condição experimental. Isso ocorre pois a distância entre as garras do extensômetro é constante e a variação da altura do espécime altera o comprimento dos bastões contidos entre os pontos de fixação do transdutor. Quanto maior o comprimento e menor o diâmetro do bastão, maior é a sua capacidade de se deformar na direção longitudinal. O mesmo ocorre com o *compliance* transversal, que aumenta com o diâmetro dos bastões utilizados (MEIRA et al., 2007).

Comparando-se condições experimentais semelhantes deste e de um estudo anterior que utilizou a mesma montagem experimental e bastões de vidro como substrato de colagem (WITZEL et al., 2007), o *compliance* longitudinal do sistema utilizando de bastões de PMMA é cerca de 15 vezes menor devido ao menor módulo de elasticidade deste material (3 GPa, contra 64 GPa do vidro). É interessante notar que embora a diferença no *compliance* longitudinal seja constante (uma vez que é inversamente proporcional ao módulo de elasticidade dos bastões), a comparação entre condições experimentais com dimensões semelhantes mostra que a diferença entre os valores de tensão pode variar substancialmente. Por exemplo, para o diâmetro de 6 mm e altura de 0,5 mm, a tensão foi 10 vezes menor no sistema de alto *compliance*, enquanto que para o diâmetro de 4 mm e altura de 4 mm, o valor de

tensão foi apenas 1,5 vezes menor. Isso ocorre pois variações nas dimensões do espécime apresentam efeitos distintos em ambas as situações de *compliance*, como será discutido adiante.

No presente estudo, foi utilizado um compósito quimicamente ativado para que uma polimerização uniforme em todo o volume do material fosse obtida nas diferentes condições experimentais. Caso tivesse sido utilizado um compósito fotoativado, variações acentuadas no grau de conversão poderiam ocorrer entre corpos-de-prova com alturas e/ou diâmetros muito diferentes, mascarando a influência das dimensões do espécime sobre os valores de tensão.

A tensão nominal experimental variou de acordo com o diâmetro e a altura do espécime (Tabela 5.1 e Figura 5.1). Para um mesmo diâmetro, foi observado um aumento na tensão com aumento da altura do espécime. Porém, em todos os diâmetros avaliados, não houve diferenças estatisticamente significantes entre as alturas 1 e 2 mm. Este dado tem interesse prático, pois estas são as alturas mais freqüentemente utilizadas quando da avaliação de materiais fotoativados (CALHEIROS et al., 2004a; CALHEIROS et al., 2004b; CHARTON; COLON; PLA, 2007; CHARTON et al., 2007; CUNHA et al., 2008; GONÇALVES et al., 2008). Entre as alturas de 0,5 e 1 mm, o comportamento não foi o mesmo para os três diâmetros, provavelmente devido à pequena diferença (em valores absolutos) no volume dos espécimes. Outra possibilidade para explicar este achado seria a sensibilidade no ajuste da altura do corpo-de-prova. Devido à diferença muito pequena na altura entre essas duas condições experimentais, variações da ordem de 0,01 mm poderiam ter efeitos significativos.

Comparando-se as condições com diferentes diâmetros para uma dada altura, foi observado valores de tensão estatisticamente semelhantes nos três diâmetros

avaliados para espécimes de 2 e 4 mm. Esta falta de diferença estatística entre diâmetros ocorreu provavelmente pela grande deformação da superfície livre do compósito, o que teria mascarado a influência dos *compliances* longitudinal e transversal, ambos inversamente relacionados ao diâmetro do corpo-de-prova. Para a altura de 0,5 mm, apenas o diâmetro de 8 mm apresentou valores de tensão maiores do que os demais, enquanto que para os corpos-de-prova com altura de 1 mm, houve diferença entre 4 e 8 mm de diâmetro. Nos espécimes de menor altura, a deformação da superfície livre é restrita e o *compliance* passaria a ter maior influência sobre os valores de tensão. Dessa forma, em espécimes com pequenas alturas, o maior diâmetro passa a determinar valores de tensão mais elevados.

As curvas de tensão de polimerização em função do tempo (Figura 5.2 a Figura 5.4) mostram que a velocidade de desenvolvimento da tensão aumentou com a altura para todos os diâmetros. De fato, a taxa máxima de incremento de tensão foi estatisticamente superior para o maior diâmetro e para a maior altura (Tabela 5.2). Isso pode ser explicado pelo menor *compliance* longitudinal e transversal apresentado por estas situações experimentais, conforme explicado anteriormente. É interessante notar que no caso da altura, diferentemente do observado em sistemas de baixo *compliance* (ALSTER et al., 1997b), o possível efeito do escoamento da superfície livre do compósito como mecanismo de alívio da tensão é superado pelo maior volume de material contraindo. Desta forma, a taxa de desenvolvimento de tensão apresentou uma correlação direta com a tensão nominal (Figura 5.5), uma vez que as duas variáveis parecem ter sido determinadas predominantemente pelo volume do espécime, e não pela restrição ao escoamento do compósito, conforme observado em sistemas de teste rígidos.

Na análise de regressão entre tensão nominal e *compliance* longitudinal (Figura 5.6), não foi possível ajustar uma única curva para todos os dados. No entanto, foram observadas correlações agrupando-se os dados por diâmetro. Isso ocorreu provavelmente devido a diferenças no *compliance* transversal determinadas pela variação do diâmetro. Mesmo não sendo possível calcular o *compliance* transversal das condições experimentais, sabe-se que o aumento do diâmetro do corpo-de-prova causa uma diminuição do *compliance* transversal, aumentando a dificuldade do compósito contrair nesse sentido (MEIRA et al., 2007). Essa restrição ao deslocamento transversal se traduz em um maior efeito de borda (LAUGHLIN; WILLIAMS; EICK, 2002; WITZEL et al., 2007), conforme observado na FEA (Figura 5.12), onde a área do compósito próxima à interface com o bastão apresenta maior concentração de tensões.

Quando a tensão de polimerização foi avaliada em função do Fator C (Figura 5.7), não foi possível ajustar uma curva para todo o conjunto de dados. No entanto, para cada um dos diâmetros separadamente foram observadas correlações lineares negativas entre o Fator C e tensão nominal, o que equivale dizer que a tensão foi inversamente relacionada com a altura do espécime. Esse resultado sugere que o Fator C não é um bom preditor dos valores de tensão para o sistema de teste utilizado, discordando de estudos que utilizaram sistemas rígidos e encontraram uma relação direta entre Fator C e tensão (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; WITZEL et al., 2007). O aumento da tensão com a diminuição do Fator C (ou seja, com o aumento da altura) foi mais pronunciado nos corpos-de-prova de menor diâmetro. As distribuições de tensões na direção transversal (Figura 5.12) indicam que a concentração de tensões na interface é maior conforme aumenta o diâmetro do espécime, ou seja, conforme diminui o *compliance* transversal. Dessa forma, para

os diâmetros maiores, a diminuição da altura não correspondeu a uma grande redução na tensão, visto que o efeito de borda mais intenso faz com que o compósito como um todo esteja submetido a tensões elevadas. Por outro lado, em corpos-de-prova de menor diâmetro, o efeito da altura pareceu prevalecer sobre o efeito de borda, o que se traduziu em uma maior inclinação da reta.

O volume do compósito também não se mostrou um bom parâmetro para prever a tensão de polimerização em sistemas de teste de alto *compliance*. Esta falta de correlação entre volume e tensão de polimerização também foi observada em sistemas de teste rígidos (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; WITZEL et al., 2007). No entanto, para cada um dos diâmetros, a tensão nominal aumentou com a altura do espécime (Figura 5.8), diferentemente do encontrado quando um sistema de teste rígido foi utilizado (WITZEL et al., 2007). Esse resultado está relacionado à maior quantidade de material contraindo, que exerce uma maior força sobre a célula de carga da máquina de ensaios (WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003). Assim como ocorreu com o Fator C, o menor diâmetro se mostrou mais sensível a variações no volume. Isso também pode ser explicado pelo efeito de borda mais intenso nos diâmetros maiores. Nestes casos, a restrição à contração na direção transversal mais intensa torna menos evidente o aumento de tensão com a altura se torna.

Quando os dados de tensão por unidade de volume foram analisados em função do Fator C (Figura 5.9), novamente foram observadas correlações apenas com o agrupamento dos dados por diâmetro. Assim, para um dado diâmetro, quanto maior foi o Fator C (ou quanto menor a altura), maior foi a tensão desenvolvida por mm^3 . Este dado concorda com o estudo que analisou a tensão por unidade de massa em função do Fator C e encontrou uma relação direta entre estas variáveis (WATTS; SATTERTHWAITTE, 2008). No entanto, mais uma vez observa-se que, em

sistemas de alto *compliance*, o Fator C não consegue prever a tensão desenvolvida pelo compósito durante a sua contração, mesmo com a normalização dos dados pelo volume. No presente estudo, os dados foram normalizados pelo volume inicial calculado do espécime, que é uma grandeza proporcional à massa do compósito empregada. Dessa forma, é possível comparar os resultados com o estudo citado, mesmo que a massa seja invariável durante a polimerização e o volume não. Além disso, nos dois casos foram utilizados sistemas de teste de alto *compliance*, mesmo sendo montagens experimentais distintas.

A forte correlação inversa observada entre tensão por unidade de volume e volume do corpo-de-prova (Figura 5.10) sugere que o compósito como um todo estaria sujeito a um estado de tensão mais intenso em volumes menores de material, mesmo considerando-se que o valor absoluto de tensão nominal seja menor. Essa diminuição da tensão por mm^3 com o aumento do volume do corpo-de-prova sugere que em espécimes com maior volume os mecanismos de alívio da tensão, como a deformação da superfície livre e o escoamento viscoso, atuam de forma mais intensa. De fato, a análise por elementos finitos mostra que nos espécimes de maior volume existem grandes áreas de tensão na direção transversal próximas de zero (Figura 5.12). No entanto, os espécimes de maior volume apresentam grandes áreas submetidas à tensão máxima longitudinal (Figura 5.11) e maiores valores de tensão máxima também na direção longitudinal (Tabela 5.3).

Analisando-se os valores de tensão calculados por FEA para as alturas de 0,5 e 1 mm, os valores encontrados foram próximos ao intervalo de confiança dos dados experimentais (Tabela 5.3). No entanto, para as alturas 2 e 4 mm os valores foram maiores do que os experimentais. Essa falta de ajuste do modelo ocorre provavelmente, pois o comportamento viscoelástico do compósito não foi

considerado no desenvolvimento dos modelos. Aparentemente, o componente viscoso (escoamento tempo-dependente) tem grande influência sobre os resultados. Mais ainda, como foi utilizado um compósito quimicamente ativado, seu tempo de presa é relativamente longo, o que permite um grande escoamento viscoso pré-vitrificação (LU et al., 2004). Esse efeito foi mais pronunciado nos corpos-de-prova com maior altura, provavelmente devido à maior superfície livre, mais facilmente deformável (ALSTER et al., 1997b; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1990).

A distribuição de tensões na direção longitudinal (Figura 5.11) mostrou a presença de tensões de compressão decorrentes da deformação do bastão na interface com o compósito, formando uma projeção periférica que comprime o material (GONÇALVES et al., 2008). Para uma mesma altura, quanto menor o diâmetro, maior a área do compósito sujeita a tensões de compressão. Isso evidencia que quanto maiores o *compliance* transversal e longitudinal do sistema, maior será a deformação do bastão e, conseqüentemente, maior será a zona de compressão do compósito. Essas tensões compressivas longitudinais podem ser consideradas como mais um mecanismo de alívio de tensões, o que também contribuiria para a falta de ajuste de alguns modelos. Nos espécimes de 4 mm de altura, a área sujeita a tensões compressivas não aumenta com a diminuição do diâmetro, ao contrário do observado nas demais alturas. Isto pode ter ocorrido pois a área livre nesses espécimes foi muito maior que nos demais, e a deformação a partir dessa superfície resultou em menor deformação do substrato.

A utilização de sistemas de teste com alto *compliance* tem se tornado mais freqüente nos últimos anos (CHARTON; COLON; PLA, 2007; CHARTON et al., 2007; GONÇALVES et al., 2008; WATTS; SATTERTHWAITTE, 2008; WATTS; MAROUF; AL-HINDI, 2003). Com isso, surge a dúvida sobre qual nível de rigidez

seria mais apropriado para o estudo do desenvolvimento das tensões de polimerização. Em um estudo avaliando a microinfiltração *in vitro* de restaurações em compósito com valores de tensão obtidos em sistemas com alto e baixo *compliance*, foi encontrada uma correlação muito mais forte entre microinfiltração e dados provenientes do sistema com alto *compliance*. De fato, mesmo não sendo possível calcular o *compliance* de um preparo dental, pode-se supor que este apresenta uma rigidez muito menor do que o representado em sistemas de baixo *compliance* devido ao módulo de elasticidade do substrato dentário e da possível deflexão das cúspides. A relação direta entre tensão de polimerização e Fator C observada em sistemas de teste com alta rigidez (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; WITZEL et al., 2007) foi rapidamente extrapolada para situações clínicas. Muito embora clinicamente seja possível encontrar condições de alta rigidez, por exemplo, durante a cimentação de uma coroa sobre um núcleo metálico fundido com cimento resinoso, os resultados do presente estudo indicam que o Fator C não seria aplicável em situações de baixa rigidez do substrato.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e considerando-se as limitações deste estudo, foi possível concluir que:

7.1 A hipótese nula de que os valores de tensão não variam com as dimensões do espécime foi rejeitada. De modo geral, para um mesmo diâmetro os valores de tensão aumentaram com a altura do espécime. Para as alturas 0,5 mm e 1 mm apenas o diâmetro de 8 mm apresentou valores de tensão maiores que os demais, enquanto que para as alturas de 2,0 mm e 4,0 mm não houve diferença significativa entre os três diâmetros avaliados.

7.2 A hipótese nula de que a tensão seria diretamente proporcional ao Fator C e que não seria encontrada correlação entre tensão e volume foi parcialmente rejeitada. De fato, não foi possível ajustar uma curva relacionando tensão e Fator C ou volume para todo conjunto de dados de tensão nominal. Porém, para cada um dos diâmetros separadamente foram verificadas correlações lineares negativas entre o Fator C e tensão, e correlações lineares positivas fortes entre tensão e volume. Quando os valores de tensão foram normalizados pelo volume do corpo-de-prova, foram observadas correlações lineares positivas fortes entre tensão e Fator C para cada um dos diâmetros. A tensão por unidade de volume apresentou uma forte

correlação negativa com o volume segundo uma equação exponencial de segunda ordem.

7.3 A hipótese nula de que a distribuição de tensões seria semelhante independentemente das dimensões do espécime foi rejeitada. Na direção longitudinal, a tensão máxima aumentou proporcionalmente com o aumento da altura, enquanto as tensões compressivas diminuíram. A área sujeita a tensão máxima aumentou com o aumento do diâmetro. Na direção transversal, as tensões de tração foram mais intensas nos espécimes de menor altura e maior diâmetro.

REFERÊNCIAS¹

Alster D, Venhoven BA, Feilzer AJ, Davidson CL. Influence of compliance of the substrate materials on polymerization contraction stress in thin resin composite layers. *Biomaterials* 1997a;18(4):337-41.

Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater* 1997b;13(3):146-50.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18(4):295-303.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001;34(10):1269-77.

Barink M, Van der Mark PC, Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. *Biomaterials* 2003;24(8):1427-35.

Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 1997;10(2):88-96.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 1967;74(3):439-45.

Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* 2003;134(6):721-8.

Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress

¹ De acordo com o Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados Medline.

development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 2006;22(9):818-23.

Cadenaro M, Biasotto M, Scuor N, Breschi L, Davidson CL, Di Lenarda R. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dent Mater* 2007;

Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PE. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent* 2004a;32(5):407-12.

Calheiros FC, Braga RR, Kawano Y, Ballester RY. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dent Mater* 2004b;20(10):939-46.

Charton C, Colon P, Pla F. Shrinkage stress in light-cured composite resins: influence of material and photoactivation mode. *Dent Mater* 2007;23(8):911-20.

Charton C, Falk V, Marchal P, Pla F, Colon P. Influence of T_g, viscosity and chemical structure of monomers on shrinkage stress in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Dent Mater* 2007;23(11):1447-59.

Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2001;17(3):253-9.

Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 2000;79(3):812-7.

Choi KK, Ryu GJ, Choi SM, Lee MJ, Park SJ, Ferracane JL. Effects of cavity configuration on composite restoration. *Oper Dent* 2004;29(4):462-9.

Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000;131(4):497-503.

Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials* 2002;23(18):3807-15.

Costa Pfeifer CS, Braga RR, Cardoso PE. Influence of cavity dimensions, insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(2):197-202.

Cunha LG, Alonso RC, Pfeifer CS, Correr-Sobrinho L, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Contraction stress and physical properties development of a resin-based composite irradiated using modulated curing methods at two C-factor levels. *Dent Mater* 2008;24(3):392-8.

Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;63(2):146-8.

Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997;25(6):435-40.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. *Dent Mater* 2005;21(11):1025-32.

Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc* 2002;133(10):1387-98.

Ernst CP, Meyer GR, Klocker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater* 2004;20(4):313-21.

Ernst CP, Brand N, Frommator U, Rippin G, Willershausen B. Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(2):93-103; discussion 4.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66(11):1636-9.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 1989;68(1):48-50.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 1990;6(3):167-71.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 1993;9(1):2-5.

Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *Am J Dent* 2003;16(4):239-43.

Fleming GJ, Hall DP, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. *J Dent* 2005;33(2):139-46.

Gonçalves F, Pfeifer CS, Meira JB, Ballester RY, Lima RG, Braga RR. Polymerization stress of resin composites as a function of system compliance. *Dent Mater* 2008;24(5):645-52.

Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000;131(3):375-83.

Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent* 1998;26(2):165-71.

Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent* 1999;27(5):383-9.

Laughlin GA, Williams JL, Eick JD. The influence of system compliance and sample geometry on composite polymerization shrinkage stress. *J Biomed Mater Res* 2002;63(5):671-8.

Lee SH, Chang J, Ferracane J, Lee IB. Influence of instrument compliance and specimen thickness on the polymerization shrinkage stress measurement of light-cured composites. *Dent Mater* 2007;23(9):1093-100.

Lu H, Stansbury JW, Dickens SH, Eichmiller FC, Bowman CN. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin-composites: I. Shrinkage stress characterization technique. *J Mater Sci Mater Med* 2004;15(10):1097-103.

Maghaireh G, Bouschlicher MR, Qian F, Armstrong SR. The effect of energy application sequence on the microtensile bond strength of different C-factor cavity preparations. *Oper Dent* 2007;32(2):124-32.

Meira JB, Braga RR, de Carvalho AC, Rodrigues FP, Xavier TA, Ballester RY. Influence of local factors on composite shrinkage stress development--a finite element analysis. *J Adhes Dent* 2007;9(6):499-503.

Miguel A, de la Macorra JC. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. *Dent Mater* 2001;17(3):241-6.

Moreira da Silva E, dos Santos GO, Guimaraes JG, Barcellos Ade A, Sampaio EM. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent* 2007;32(4):356-62.

Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004;20(6):579-85.

Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater* 2005;21(4):324-35.

Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. *Dent Mater* 2004;20(4):402-7.

Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent* 2004;16(2):128-35; discussion 36.

Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999;30(4):249-57.

Versluis A, Tantbirojn D. Theoretical considerations of contraction stress. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1999;25):S24-32; quiz S73.

Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater* 2004;20(6):554-64.

Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater* 2008;24(1):1-8.

Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater* 2003;19(1):1-11.

Witzel MF, Ballester RY, Meira JB, Lima RG, Braga RR. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. *Dent Mater* 2007;23(2):204-10.

Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C-factor cavities. *J Adhes Dent* 2001;3(2):177-83.

Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999;78(4):898-905.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)