

ROBERTO LOPES CORREIA

“EXPANSÃO HIGROSCÓPICA EM RESTAURAÇÕES ODONTOLÓGICAS”

Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica da UFMG

ROBERTO LOPES CORREIA

“EXPANSÃO HIGROSCÓPICA EM RESTAURAÇÕES ODONTOLÓGICAS”

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Projetos Mecânicos

Orientador: Prof. Estevam Barbosa de Las Casas

Belo Horizonte
Escola de Engenharia Mecânica da UFMG
2006

Muito obrigado...

A minha amada esposa Renata, fonte constante de amor, luz e compreensão.

Aos meus Pais, Roberto e Vanda, a minha irmã Gisele, meu cunhado Marcio e minha sobrinha e afilhada Júlia, sempre me incentivando a crescer profissionalmente.

Ao meu Orientador, Prof. Estevam Barbosa de Las Casas pela atenção, compreensão e disponibilidade com que me trataste durante todos esses anos.

Ao meu co-orientador não oficial, Prof. João Batista Novaes Jr., tendo sempre uma palavra de incentivo nos momentos de aflição, sendo um grande amigo nesta caminhada.

A prof. Tulimar Pereira Machado Cornacchia por me apresentar a este maravilhoso grupo de pesquisa, me incentivar a sempre estar estudando e estar disposta a me auxiliar durante esta jornada.

A Pós-graduação em Engenharia Mecânica, pela receptividade e pelo incentivo.

Ao CETEC, na pessoa do Sr. Jorge Saffar, pela disponibilidade de tempo e equipamentos para a realização de nossos estudos.

A Faculdade de Odontologia da UFMG, na pessoa do Prof. José Augusto César Discacciati pelo apoio e acesso ao laboratório.

Ao Juliano, grande companheiro nesta jornada, sem o qual não seria possível a realização desta tese.

E a todos os alunos do grupo de Biomecânica, um grupo formado por alunos de várias áreas, porém com um único objetivo, o crescimento intelectual.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE GRÁFICOS	
LISTA DE EQUAÇÕES	
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	
RESUMO	
1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVO	15
3 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
3.1 SISTEMA ADESIVO.....	16
3.2 RESINAS COMPOSTAS.....	18
3.2.1 Resinas Compostas Micropartículas.....	19
3.2.2 Resinas Compostas Micro-híbridas.....	19
3.2.3 Resinas Compostas Condensáveis (Compactáveis).....	20
3.2.4 Resinas Compostas FLOW.....	20
3.3 CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO.....	21
3.4 TÉCNICAS PARA MINIMIZAR A CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO.....	24
3.4.1 Técnica Incremental para o Preenchimento da Cavidade.....	24
3.4.2 Intensidade Luminosa.....	27
3.5 LUZ CONVENCIONAL (HALOGENA) VERSUS LUZ EMITIDA POR DIODO (LED).....	29
3.6 EXPANSÃO HIGROSCÓPICA.....	31
4 MATERIAL E MÉTODO.....	40
4.1 Ensaio Laboratoriais.....	41
4.1.2 Confeção dos Corpos de Prova.....	42
4.1.3 Microscopia óptica para mensuração.....	43
4.2 Análise Computacional da expansão higroscópica.....	46
4.2.1 Modelo Analisado.....	46
4.2.2 Analogia Térmica.....	48

4.2.3 Propriedades da Resina.....	48
4.2.4 Representação do Adesivo.....	48
4.5 Técnicas de Preenchimento.....	50
5 RESULTADO.....	53
5.1 Resultados do experimento.....	53
5.2 Resultado da Análise Computacional.....	57
5.3 Comportamento do adesivo e suas Trincas.....	75
6 DISCUSSÃO.....	78
6.1 Discussão dos Resultados Experimentais.....	78
6.2 Discussão dos Resultados Computacionais.....	82
7 CONCLUSÃO	86
8 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	87

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SUMARY

APÊNDICE

ANEXOS

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 - Propriedades Físicas da Resina Micro-híbrida.	20
TABELA 4.1 - Resinas compostas utilizados no experimento	40
TABELA 4.2 - Características das resinas utilizadas.....	41
TABELA 4.3 - Distribuição dos corpos de prova segundo as resinas e os aparelhos fotopolimerizadores utilizados.....	43
TABELA 4.4 – Propriedades dos Materiais.....	47
TABELA 4.5: Caracterização do módulo de elasticidade das resinas compostas e do percentual de contração durante a sua polimerização	48
TABELA 5.1 - Expansão linear da resina TPH em função do tempo.....	53
TABELA 5.2 – Expansão linear da resina FLOW em função do tempo.....	54
TABELA 5.3 – Expansão da resina Z250 em função do tempo.....	55
TABELA 5.4 - Tensões Máximas de Tração (Mpa).....	60
TABELA 5.5 - Tensões Máximas de Tração (Mpa).....	61
TABELA 5.6 Tensões Máximas de Tração (Mpa).....	66
TABELA 5.7 Tensões Máximas de Tração (Mpa).....	67
TABELA 5.8 Tensões Máximas de Tração (Mpa).....	72
TABELA 5.9 Tensões Máximas de Tração (Mpa).....	73
TABELA 6.1 - Resultados da literatura e Experimental.....	80
TABELA 6.2 – Desvio-Padrão do experimento	80
TABELA 10.1 – Dados da resina TPH polimerizada com luz Halógena.....	97
TABELA 10.2 – Dados da resina TPH polimerizada com luz LED.....	98
TABELA 10.3 – Dados da resina FLOW polimerizada com luz Halógena.....	99
TABELA 10.4 – Dados da resina FLOW polimerizada com luz LED	100
TABELA 10.5 – Dados da resina Z250 polimerizada com luz Halógena.....	101
TABELA 10.6 – Dados da resina Z250 polimerizada com luz LED.....	102

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Dentes restaurados com resina composta	12
Figura 3.1 - Túbulos dentinários.....	17
Figura 3.2: Técnica de incrementos horizontais.....	25
Figura 4.1: Resinas utilizadas no experimento.....	41
Figura 4.2: Fotopolimerizador de luz halógena (Esquerda) e LED (Direita)	42
Figura 4.3: Matriz ao lado de uma moeda.....	42
Figura 4.4: Microscópio óptico com micrômetros digitais MITUTOYO.....	43
Figura 4.5: Estufa com os recipientes contendo os corpos de prova em água.....	46
Figura 4.6 Modelo utilizado na simulação.....	47
Figura 4.7 Geometria e Malha do Adesivo.....	49
Figura 4.8 Camadas Incrementais.....	51
Figura 5.1 – Expansão linear da resina TPH em função do tempo.....	53
Figura 5.2 - Expansão da resina FLOW em função do tempo.....	54
Figura 5.3 - Expansão da resina Z250 em função do tempo.....	55
Figura 5.4 – Expansões das resinas em função do tempo em água.....	56
Figura 5.5 - 1ª Subcamada da resina TPH – Tensões principais máximas (σ_1) [MPa].....	57
Figura 5.6 - 2ª Subcamada da resina TPH	57
Figura 5.7 - 3ª Subcamada da resina TPH	58
Figura 5.8 - 4ª Subcamada da resina TPH	58
Figura 5.9 - 5ª Subcamada da resina TPH	58
Figura 5.10 - 6ª Subcamada da resina TPH.....	58
Figura 5.11 - Expansão Higroscópica da resina TPH – dados experimentais	59
Figura 5.12 Expansão Higroscópica da resina TPH – dados da literatura	59
Figura 5.13 – Gráfico da Tensão Máxima s_1 (Tração) Resina TPH – Incremento Horizontal.....	60
Figura 5.14 – Gráfico da Tensão s_1 (Tração) Resina TPH – Incremento Único.....	61
Figura 5.15 – Gráfico da Tensão s_1 (Tração) Resina TPH – Incremento Único	62
Figura 5.16 – Gráfico Tensão Máxima s_1 (Tração) na Resina TPH – Incremento Único, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.....	62

Figura 5.17 - 1ª Subcamada da resina Z250 - Tensões principais máximas (σ_1) [MPa].....	63
Figura 5.18 - 2ª Subcamada da resina Z250	63
Figura 5.19 - 3ª Subcamada da resina Z250.....	64
Figura 4.20 - 4ª Subcamada da resina Z250	64
Figura 5.21 - 5ª Subcamada da resina Z250	64
Figura 5.22 - 6ª Subcamada da resina Z250	65
Figura 5.23 - Expansão Higroscópica da resina Z250 – dados experimentais	65
Figura 5.24 - Expansão Higroscópica da resina Z250 – dados da literatura	65
Figura 5.25 – Gráfico da Tensão Máxima s_1 (Tração) Resina Z250 – Incremento Horizontal	66
Figura 5.26 – Gráfico Tensão Máxima s_1 (Tração) na Resina Z250 – Incremento Horizontal, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.....	67
Figura 5.27 – Gráfico da Tensão s_1 (Tração) Resina Z250 – Incremento Único.....	68
Figura 5.28 – Gráfico Tensão Máxima s_1 (Tração) na Resina Z250 – Incremento Único, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.....	68
Figura 5.29 - 1ª Subcamada da resina Flow – Tensões principais máximas (σ_1) [MPa].....	69
Figura 5.30 - 2ª Subcamada da resina Flow	69
Figura 5.31 - 3ª Subcamada da resina Flow	70
Figura 5.32 - 4ª Subcamada da resina Flow.....	70
Figura 5.33 - 5ª Subcamada da resina Flow	70
Figura 5.34 - 6ª Subcamada da resina Flow	71
Figura 5.35 - Expansão Higroscópica da resina Flow – dados experimentais	71
Figura 5.36 - Expansão Higroscópica da resina Flow – dados da literatura	71
Figura 5.37 – Gráfico da Tensão Máxima s_1 (Tração) Resina FLOW – Incremento Horizontal	72
Figura 5.38 – Gráfico Tensão Máxima s_1 (Tração) na Resina Flow – Incremento Horizontal, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.....	73
Figura 5.39 – Gráfico da Tensão s_1 (Tração) Resina FLOW – Incremento Único.....	74
Figura 5.40 – Gráfico Tensão Máxima s_1 (Tração) na Resina Z250 – Incremento Único, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.....	74
Figura 5.41 - 1ª Subcamada do adesivo.....	75
Figura 5.42 - 2ª Subcamada do adesivo	75
Figura 5.43 - 3ª Subcamada do adesivo	76

Figura 5.44 - 4ª Subcamada do adesivo.....	76
Figura 5.45 - 5ª Subcamada do adesivo	77
Figura 5.46 - 6ª Subcamada do adesivo.....	77
Figura 9.1 : Lesão cariiosa na oclusal do primeiro molar superior direito.....	95
Figura 9.2: Tecido cariado removido com broca esferica.....	95
Figura 9.3: Condicionamento ácido, dente lavado e seco, aplicação do adesivo e a primeira camada de resina.....	96
Figura 9.4 : Resina pronta.....	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

BIS-GMA

Bisfenol-Glicidil-Metacrilato

BIS-EMA

Bisfenol-Etoxi-Metacrilato

TEG-DMA

Trietileno Glicol-Dimetacrilato

RESUMO

Neste estudo avaliou-se as expansões higroscópicas de três resinas odontológicas com o objetivos de determinar se seus valores seriam suficientes para provocar uma liberação de tensões provenientes de sua contração volumétrica durante a polimerização. Foram confeccionados vinte corpos de prova para cada tipo de resina, utilizando para tal uma matriz de aço com 2 mm de espessura e 10 mm de diâmetro. Utilizou-se dois aparelhos fotopolimerizadores diferentes, um Halógeno e um LED. As resinas foram a Spectrum TPH (Dentsply), Filtek Z250 (3M) e Fill Magic Flow (Vigodent). A expansão linear das resinas foi avaliada com o auxílio de um microscópio óptico acoplado a dois micrômetros digitais. Realizou-se a aferição da expansão nos dia 0, dia 1, dia 3, dia 7, dia 14 e dia 30. A partir da análise dos resultados concluiu-se que ocorreu a expansão em todas as resinas testadas, sendo que há um alto gradiente de difusão nos primeiros dias de contato com a água. Não há diferença significativa entre o tipo de aparelho fotopolimerizador utilizado o Halógeno ou o LED. Realizou-se posteriormente uma análise computacional utilizando o software ANSYS. Com um modelo tridimensional de uma restauração de resina em contato com a dentina foram simuladas as tensões provenientes da contração durante a polimerização e a posterior expansão proveniente da sorpção de água pela resina composta. Verificou-se a liberação de tensão na resina demonstrando a importância da expansão higroscópica nas restaurações baseadas em resinas compostas, entretanto a expansão dependendo de sua intensidade pode levar ao aumento da tensão na dentina.

1 Introdução

Desde da idade antiga os seres humanos se preocupam em repor os dentes perdidos. Na era pré-histórica usava como artifício as pedras preciosas: com a evolução da ciência surgiram as restaurações metálicas, e hoje, usamos a resina composta.

A partir da década de 50, as resinas compostas se tornaram um material restaurador adequado para a restauração de dentes anteriores. Além de restabelecer a função do elemento dentário, apresenta adequada resistência a abrasão, boa adaptação marginal, biocompatibilidade e reproduz a cor natural dos dentes (BARATIERI et al., 1995). Alterações na estrutura química e nos componentes das resinas compostas proporcionaram melhores propriedades mecânicas. As resinas deixaram de ser uma indicação restrita aos dentes anteriores e passaram a ser utilizadas também na restauração dos dentes posteriores.



Figura 1.1 – Dentes restaurados com resina composta.

Dentre as propriedades físicas da resina composta, a contração volumétrica da matriz orgânica durante a polimerização é uma propriedade indesejável. (VERLUIJS & TANTBIROJN, 1999). A contração durante a polimerização induz uma tensão na interface dente-restauração (HANSEN, 1982a; RIGSBY et al., 1990; DONLY, 1990). As tensões geradas pela contração de polimerização podem exceder a resistência de união nas paredes cavitárias, resultando em margens abertas que levam à descoloração marginal, penetração bacteriana, hipersensibilidade e, posteriormente, lesões de cáries (LUTZ et al., 1986; COX, 1987).

O profissional pode diminuir os efeitos da contração de polimerização conhecendo as propriedades das resinas compostas, utilizando, técnicas de preparo cavitário, confeccionando a restauração em camadas e com polimerização progressiva, aguardando a expansão higroscópica para executar o polimento (FERREIRA, 2001), tentando compensar ao máximo a contração de polimerização, aumentando a adaptação marginal, principalmente na parede cervical, que é o local que acumula maior nível de tensões provenientes da contração de polimerização em restauração de resina (AUSIELO et al. 2002).

Apesar de todos os esforços na tentativa de minimizar os efeitos da contração, ainda hoje não é possível eliminar totalmente tal fator. Temos assim um material com excelentes propriedades restauradoras com um grave aspecto limitador de sua durabilidade.

BARREIROS et al. (1994) estudando a eficiência de 4 sistemas adesivos concluíram que nenhum dos sistemas adesivos testados foi capaz de impedir a formação de fendas marginais na interface dente/restauração.

Em contrapartida, a resina é formada por dois substratos distintos: uma parte orgânica e uma parte inorgânica, composta por material inerte. Como apresenta uma parte orgânica, ela está sujeita a sofrer um processo de sorção de água, quando em contato com a saliva. Esse processo leva a expansão da mesma, podendo ocorrer o relaxamento das tensões exercidas pela contração de polimerização. Para que ocorra redução ou fechamento das fendas marginais, as margens não devem ser polidas imediatamente após a realização da restauração. (HANSEN, 1982a; HANSEN e ASMUSSEN, 1988; HANSEN e ASMUSSEN, 1989; BARREIROS et al. 1994; BARREIROS, 1998).

Recentemente a análise pelo Método dos Elementos Finitos teve um extensivo uso na odontologia, pois possibilita o estudo de diversas técnicas restauradoras, análise de materiais restauradores alternativos, além de permitir verificar o comportamento mecânico dentário sob esforços mastigatório. Outro importante aspecto do método numérico é a

facilidade de poder trabalhar em diferentes condições com o mesmo material. (AUSIELO et al. 2002).

CARVALHO (2004) analisando as tensões desenvolvidas na interface dente-adesivo-restauração através do método dos elementos finitos observou que há grande rompimento da camada adesiva durante a contração de polimerização. Rompimento que em última análise se torna benéfico para o paciente, pois evita a fratura de estruturas dentais e da resina composta. Segundo ele, a busca deveria se concentrar na diminuição da contração de polimerização das resinas compostas e não no aumento da resistência da interface tecido-resina.

2 OBJETIVO

Este trabalho visa um melhor entendimento do processo de expansão volumétrica da resina composta de uso odontológico e o possível relaxamento das tensões provenientes da contração volumétrica que ocorre na resina durante sua polimerização.

O material restaurador estudado será uma resina composta de uso odontológico. Será estudado o comportamento do material durante a expansão higroscópica. Utilizaremos três diferentes marcas comerciais, além de diferentes técnicas incrementais: técnica do incremento único e técnica em incrementos horizontais. Utilizaremos para a simulação numérica do problema o Método dos Elementos Finitos. Um modelo tridimensional será construído simulando a dentina, o adesivo e a resina. E um elemento especial de interface será utilizado para simular a conectividade do adesivo utilizado.

Além disso, realizaremos um experimento visando obter dados da expansão de três resinas compostas de uso difundido no mercado. Esses dados serão inseridos em nosso modelo numérico. Ao final do trabalho é apresentada uma seqüência operatória, com a descrição ilustrada das etapas de preparação de uma restauração direta em resina fotopolimerizável, e os dados experimentais detalhados obtidos para a expansão de cada resina.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 SISTEMA ADESIVO

Adesão é o mecanismo que “une” dois materiais em íntimo contato através de uma interface (NAKABYASHI & PASHLEY, 2000). A função do adesivo é promover a adesão da restauração à cavidade, melhorando a adaptação marginal e diminuindo a infiltração.

BUONOCORE, em 1955, preconizou o condicionamento ácido do esmalte. Esse condicionamento provoca uma dissolução seletiva da superfície do esmalte, resultando em micro-poros, os quais aumentam significativamente a sua energia superficial e faz com que se torne mais reativo, permitindo que a resina “molhe” prontamente a superfície e penetre nos micro-poros (ANUSAVICE, 1998). O ácido fosfórico tem sido, desde então, o condicionador de escolha para o esmalte.

FUSAYAMA e colaboradores, em 1979, começaram a utilizar o ácido fosfórico a 37% para condicionar tanto o esmalte quanto a dentina, e obtiveram uma melhora significativa na retenção das restaurações em comparação a técnica de se condicionar apenas o esmalte.

Atualmente, a concentração do ácido fosfórico utilizado tem variado de 10 a 37%, sendo a última mais utilizada para o esmalte. Soluções aquosas do ácido estão disponíveis, mas o ácido sob a forma de gel é preferível, pois permite controle sobre a área de aplicação. As tensões de tração sobre a adesão ao esmalte condicionado variam de 15 a 25 MPa, dependendo da resina e do tipo de teste empregado. Sobre a superfície condicionada, deve-se aplicar um agente de união ou adesivo, que é hidrofóbico (ANUSAVICE, 1998).

A dentina apresenta características estruturais e composição química diferentes do esmalte dental, tornando-se um substrato onde não é possível a obtenção de uma união micro-retenção mecânica semelhante à encontrada no esmalte. Isso faz com que a efetividade da adesão à dentina seja reduzida.

As dificuldades para a adesão química da resina à dentina estão associadas à sua complexa estrutura histológica. Enquanto o esmalte possui 92% de hidroxiapatita inorgânica, a dentina apresenta apenas 45% de composição inorgânica, imersa em uma matriz colágeno (SWIFT et al., 1995). A dentina intacta mineralizada não permite difusão de monômero num tempo clínico aceitável (NAKABAYASHI & PASHLEY, 2000). A dentina deve ser então condicionada para permitir a criação de canais entre as fibras colágenas, por onde os monômeros possam se difundir.

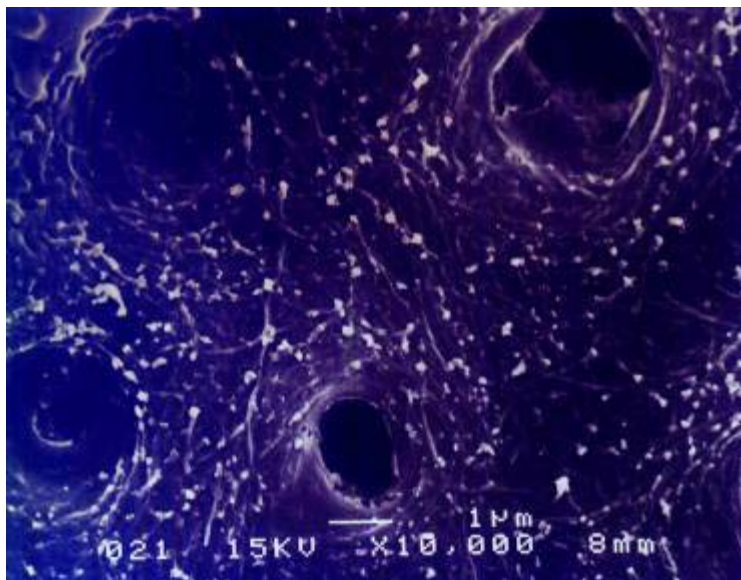


Figura 3.1: Túbulos dentinários, BARATIERI et. al (2001)

BARREIROS et al. (1994) estudando a eficiência de quatro sistemas adesivos concluíram que nenhum dos sistemas adesivos testados foi capaz de impedir a formação de fendas marginais na interface dente/restauração.

AUSIELLO et al. (2002) analisaram o efeito das propriedades da camada adesiva na distribuição de tensão em restaurações de resinas compostas através de uma análise pelo método dos elementos finitos. Foi confeccionado um modelo tridimensional de um pré-molar humano, o preparo cavitário foi caracterizado por paredes retas e ângulos internos arredondados, sem bisel no ângulo cavosuperficial. O modelo apresentou 7282 elementos e

5236 nós. A camada adesiva foi modelada usando elemento de molas conectando os nós da cavidade do dente natural com a resina composta. Variou-se a espessura da camada adesiva e a rigidez do elemento de mola. Pôde-se notar que a máxima área de tensão localizou-se na parte inferior da cavidade (zona cervical), local onde as micro-infiltrações são normalmente encontradas. Uma interface infinitamente rígida gerou altos níveis de tensão ao redor de toda restauração; já com adesivo com rigidez finita, foi observado alto nível de tensão, mas a tensão máxima se localizou na zona cervical. A espessura e rigidez do adesivo demonstraram ser importantes variáveis no mecanismo da transmissão de tensão para o dente. E a análise através do método dos elementos finitos, apresentou sucesso ao visualizar as falhas do processo de adesão durante a polimerização da resina composta.

3.2 RESINAS COMPOSTAS

As resinas compostas são constituídas por uma matriz de resina e uma carga de partículas inorgânicas unidas por um agente de ligação anfótero (silano). A matriz orgânica é caracterizada por um complexo resinoso constituído de monômeros acrilatos. O BISGMA é o oligômero mais empregado nos compósitos dentários por possuir boas propriedades mecânicas como a resistência à dissolução, baixa contração durante a polimerização, alta viscosidade e alto poder de absorção de líquido. O agente de união, silano, une a porção orgânica da resina à porção inorgânica. Este componente impede o deslocamento das partículas de carga através da união dos agrupamentos SI-OH contidos nas partículas com os radicais do silano. A partícula assim silanizada une-se quimicamente à resina aglutinante. A porção inorgânica é constituída por partículas de carga. A incorporação de partículas de carga à matriz de resina tem a finalidade de melhorar as propriedades físico-químicas da resina, como a instabilidade dimensional da matriz orgânica. A adição de tais partículas reduz a contração de polimerização, diminui o coeficiente de expansão térmica e aumenta a resistência mecânica (ANUSAVICE, 1998).

As resinas compostas foram inicialmente produzidas para restaurar dentes anteriores (resina acrílica, primeiras resinas compostas) e tinham a sua indicação limitada aos dentes anteriores. A sua baixa resistência à fadiga e abrasão restringia o seu emprego.

Atualmente classificamos os compósitos dentais através do tamanho de suas partículas de carga, em micropartículas, microhíbridas, compactáveis e flow. Além disso, este é um fator determinante nas propriedades mecânicas e nas aplicações clínicas desses materiais.

3.2.1 Resinas Compostas Micropartículas

As resinas compostas de micropartículas foram introduzidas no início da década de 70, com a finalidade de se obter maior lisura superficial. As partículas de sílica possuem em média 0,04 μ m de diâmetro, de formato esférico e mais regular. A porcentagem em peso das partículas inorgânicas foi reduzida para 50%. Elas apresentam maior lisura superficial, grandes deformações sob tensões devido ao seu baixo módulo de elasticidade e grande alteração de cor. Algumas resinas de micro-partículas foram alteradas pelo acréscimo de maior quantidade de carga e sua estrutura química foi modificada para que se obtivesse uma melhora em suas propriedades (ANUSAVICE, 1998).

3.2.2 Resinas Compostas Microhíbridas

Com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas de micropartículas, propôs-se adicionar partículas de tamanhos variados, criando as resinas micro-híbridas. Os compósitos micro-híbridos possuem aproximadamente 79% de material inorgânico por peso (59% por volume), com diâmetro médio das partículas de 0,6 a 1,0 μ m. Eles possuem um módulo de elasticidade adequado para resistir às tensões funcionais. São capazes de receber alto grau de polimento devido a sua baixa rugosidade intrínseca; são usadas em pequenas restaurações classe III ou V, devido à aparência brilhante que possuem (BARATIERI et al, 1995).

3.2.3 Resinas Compostas Condensáveis (Compactáveis)

Buscando novamente melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas, aumentou-se a quantidade de partículas inorgânicas, criando assim as resinas compactáveis. Segundo CHOI et al. (2000), citado por FERREIRA (2001), houve um ganho significativo nas propriedades mecânicas e físicas desta nova categoria de materiais. Entretanto, elas não impediram o descolamento da restauração ao dente durante a contração devido ao processo de polimerização.

3.2.4 Resinas Compostas FLOW

Através da diminuição da quantidade de partículas inorgânicas criou-se a resina Flow. Esta resina apresenta grande quantidade de matriz orgânica, logo, possui grande escoamento, baixo módulo de elasticidade, grande deformação à tensão e baixa estabilidade de cor.

PROPRIEDADES FÍSICAS	VALOR
Porcentagem de carga em volume	49 – 59%
Porcentagem de carga em peso	60% – 80%
Tamanho da partícula em média(μm)	0,6 – 3,0
Módulo de elasticidade na compressão (GPa)	8 – 14
Resistência à Tração (MPa)	40-50
Resistência à Compressão (MPa)	342– 483

TABELA 3.1 - Propriedades Físicas da Resina Microhíbrida

FONTE – CHAIN & BARATIERI, 1998.

3.3 CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

O termo *contração de polimerização* é usado para indicar uma série de fenômenos, como por exemplo, a reação química de polimerização, o processo físico do aumento da densidade, a mudança da forma geométrica, o desenvolvimento de tensões biomecânicas, ou os sintomas clínicos da contração do compósito. Segundo VERLUIJS & TANTBIROJN (1999), falhas na identificação da contração podem levar ao desentendimento e a conclusões incorretas. Para esses autores, o termo contração de polimerização se refere ao efeito biomecânico do processo de contração de polimerização na mudança da geometria, nas propriedades dos materiais e nas condições circundantes.

A tensão gerada pela contração de polimerização é a razão fundamental para que seja um problema clínico. A geração de tensões residuais em dentes restaurados pode levar à propagação de trincas de esmalte, microinfiltração e sensibilidade pós-operatória, dentre outras conseqüências (VERSLUIS & TANTBIROJN, 1999).

ASMUSSEN & JORGENSEN , em 1972, analisaram a adaptação marginal de onze resinas diferentes. Utilizaram as seguintes resinas: Adaptic (Johnson & Johnson, New Jersey, EUA), Addent XV (3M Company, Minnesota, EUA), Blendant (Kerr Manufacturing Company, Michigan, EUA), Concise (3M Company, Minnesota, EUA), DFR (Surgident, LTD., California, EUA), Palakav (Kulzer & Co., Homburg v.d.H., Alemanha), Palakav capsulado (Kulzer & Co., Homburg v.d.H., Alemanha), TD 71 (Dental Fillings, LTD., Londres, Inglaterra), Palavit 55 (Kulzer & Co., Homburg v.d.H., Alemanha), Svirton Simplified (De Trey Freres, S.S., Zurique, Suíça) e Swedon (Svedia Dental Industri, Enkoping, Suécia). Confeccionaram cavidades cilíndricas com aproximadamente 2,5 mm de diâmetro em dentes extraídos. Após preparados, os dentes foram armazenados em água desionizada e mantidos por até 32 horas em uma sala mantida à temperatura de 37 °C, quando foram removidos e restaurados com as resinas, de acordo com a norma de cada fabricante. A camada superficial de dente e resina foi removida com auxílio de um disco de carborundum nº600. Esse processo se realizou com refrigeração abundante e demorou 10 minutos. O exame de adaptação foi realizado com o auxílio de um microscópio e o critério de avaliação

foi qualitativo. Mediam e associavam valores ao tamanho da fenda entre o dente e a resina. Aferiram nos intervalos de 0, 1, 2, 4, 8, 16 e 32 dias. Entre cada avaliação os corpos de prova ficavam submersos em água e mantidos à 37°C. Ao final do experimento concluíram que deve esperar o total fechamento das fendas formadas entre a restauração e o dente antes de se realizar o polimento das restaurações. Caso contrário, o esmalte marginal fica sem sustentação e durante o polimento ele se fratura, levando a uma grande incidência de cárie secundária e sensibilidade dentinária.

LABELLA et al. (1999), estudaram dezoito resinas e oito adesivos resinosos através da análise do módulo de elasticidade, da contração volumétrica de polimerização e da cinética da polimerização das resinas. Para avaliar o módulo de elasticidade, utilizaram um teste não destrutivo de vibração dos espécimes, através desta análise de vibração obtiveram a frequência fundamental de cada corpo de prova, quando este valor foi levado a uma equação que correlaciona módulo de elasticidade e frequência fundamental obtiveram os resultados para os módulos de elasticidades de todas as resinas testadas, dada pela equação 3.1.

$$E=4 \times 10^{-6} (\pi^2 L^4 / 4.73^4 \nu^2) F_i^2 \rho C \quad (3.1)$$

Para a análise de contração volumétrica utilizaram um protótipo AcuVol (Bisco Inc., Schaumburg IL, EUA), composto por uma plataforma rotacional com um motor acoplado e uma câmera de vídeo digital. Quando a plataforma começava a girar, as luzes se apagavam e apenas duas luzes vermelhas incidiam sobre o corpo de prova. Um computador foi responsável pela rotação da plataforma e pela aquisição e processamento das imagens. Após o processamento da imagem o computador definia o volume dos corpos de prova. Após a determinação do volume inicial, sem ter ocorrido a polimerização das resinas, o motor era parado e o corpo de prova era polimerizado. Uma nova série de imagens era adquirida e o novo volume calculado. Obtiveram os seguintes resultados para a contração volumétrica de algumas resinas compostas: Durafill flow – 3,6%; Tetric flow – 4,3%; Aelitefil – 3,7%; Durafill VS – 1,9%; Z100 – 2,3%. Concluíram que as resinas flow e as híbridas possuem valores de contração e módulo de elasticidades opostos. As resinas flow

contraem mais e possuem menor rigidez enquanto que as resinas híbridas contraem menos e possuem maiores valores de rigidez.

WEINMANN et al. (2005) compararam a contração volumétrica de seis resinas comerciais, baseadas em metacrilatos, com uma resina experimental baseada no silorane. As resinas foram 3M ESPE Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul M.N.,EUA), 3M ESPE Filtek P60 (3M ESPE, St. Paul MN, EUA), Tetric Ceram (Vivadent-Ivoclar, Vaduz, Liechtenstein), Spectrum TPH (Kerr Corporation, West Collins, Orange CA, EUA), Aelite LS (Bisco Inc., Schaumburg IL, USA), Quixfil (Dentsply Detrey, Konstanz, Alemanha), Solitaire 2 (Heraeus-Kulzer, Hanau, Alemanha). Através do método de Arquimedes (pesagem do espécime no ar e submerso em líquido) determinou alterações volumétricas devido à contração de polimerização. Os valores da contração volumétrica foram: Silorane 0,99%, Aelite LS 2,0 %, QuixFil 2,0 %, Filtek Z250 2,0 % Tetric Ceram 3,0%, Spectrum TPH 3,0% e Solitaire 2,0 %. Os resultados mostraram que a resina baseada em Silorane apresentou uma menor contração de polimerização, do que as outras resinas testadas.

LEE et al (2005) utilizaram o princípio de Arquimedes para quantificar a contração volumétrica de sete resinas compostas que ocorre durante sua polimerização. Além disso, foram utilizados seis intensidades luminosas diferentes visando correlacionar o grau de conversão dos monômeros em polímeros com a contração volumétrica. Obtiveram os seguintes resultados para a contração volumétrica das sete resinas comerciais: AeliteFil - 2,91 %; Z100 – 2,51 %; Tetric ceram – 2,69 %; P-60 – 1,92%; SureFil – 2,01%; Tetric flow – 3,66%; Filtek flow – 4,05%. Quando analisaram isoladamente cada resina observaram que quanto maior a grau de conversão das resinas, maior será sua contração. Um exemplo é o da resina Z100, a contração volumétrica variou da seguinte forma, segundo a intensidade luminosa: 100 (mW cm⁻²) contração de 2,25 %; 200 (mW cm⁻²) contração de 2,33 %, 300 (mW cm⁻²) contração de 2,40 %; 400 (mW cm⁻²) contração de 2,49%, 500(mW cm⁻²) contração de 2,51% e 600(mW cm⁻²) contração de 2,51 %. O que causa a contração que ocorre durante polimerização é a transformação de monômeros em polímeros, ou seja, quanto maior essa transformação maior será o valor de contração volumétrica da resina.

KATONA e colaboradores, em 1996, utilizaram o método dos elementos finitos para analisar resinas que se polimerizam quimicamente. Esse processo é automático, sem a intervenção de um agente externo como uma fonte de luz. Foi assumido que a polimerização de compósitos desse tipo ocorre do centro da restauração para parte mais externa da mesma. O processo foi dividido em quatro etapas para tentar reproduzir o caráter dinâmico do processo. Os autores observaram que a tensão normal teve seus valores máximos aumentados ao longo da cura, a não ser na última etapa, quando o volume estava todo finalizado, onde houve uma diminuição no pico da tensão normal. Ao longo da parede da cavidade (a outra interface), as tensões de cisalhamento cresceram ao longo da polimerização e as tensões normais transientes foram superiores às normais finais, como havia acontecido anteriormente para a primeira interface analisada. Pôde-se constatar que em certos instantes, as tensões transientes foram superiores às finais, indicando que poderia haver separação da cavidade e outros problemas durante a polimerização. As simplificações do problema não foram poucas e talvez os resultados não estejam tão realistas. As tensões máximas encontradas neste estudo foram menores, aproximadamente a metade, do que as encontradas em estudos similares para as resinas curadas à luz. Com tais comentários é importante ressaltar que resinas curadas à luz e as curadas quimicamente devem possuir técnicas de aplicação distintas.

A tensão causada pela contração de polimerização não pode ser expressa como um valor médio baseado nas propriedades da resina composta ou na configuração cavitária sozinha, mas deve-se levar em consideração que a distribuição depende da localização e propriedades do dente/material restaurador, da geometria do dente/material restaurador e dos procedimentos restauradores empregados. (VERSLUIS et al., 2004).

3.4 TECNICAS PARA MINIMIZAR A CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

3.4.1 TECNICA INCREMENTAL PARA O PREENCHIMENTO DA CAVIDADE

LUTZ et al., em 1986, visando a diminuição da contração de polimerização, sugeriram a técnica incremental. Essa nova técnica de inserção da resina composta tinha o objetivo de

melhorar a adaptação marginal através do direcionamento dos vetores da contração de polimerização. O primeiro incremento de resina composta era colocado paralelo à parede gengival e polimerizado indiretamente através de cunha reflexiva Fig.3.2. O segundo incremento, que era o maior, era colocado na face vestibular e polimerizado por essa face. O terceiro incremento, o menor, era polimerizado pela face lingual. Cada incremento deveria ser polimerizado por 40 segundos. Segundo os autores, a técnica incremental diminuía a contração de polimerização das resinas compostas.



Figura 3.2: Técnica de incrementos horizontais.

POLLACK, em 1987, descreveu uma modificação da técnica incremental preconizada por LUTZ et al. (1986). A primeira porção da resina composta tem que ser pequena e polimerizada a partir da região gengival, através de cunha reflectiva, seguida de polimerização por lingual e oclusal, sendo um tempo de 60 segundos de exposição. Esse primeiro incremento é oblíquo e se estende da parede gengival até metade da face lingual. A segunda porção de resina composta se estende obliquamente da parede vestibular até a metade da superfície livre do primeiro incremento e deve ser polimerizada através da cunha reflectiva por vestibular. A terceira e a quarta porções de resina composta definiriam a caixa proximal e a topografia oclusal.

TJAN e colaboradores, em 1992, avaliaram os efeitos de diferentes técnicas de restauração para resinas compostas na adaptação marginal de cavidades classe II. Três técnicas incrementais foram avaliadas: incrementos gengivo-oclusais, incrementos oblíquos e incrementos vestibulo-linguais. A técnica do incremento único também foi investigada teve a sua polimerização por oclusal, enquanto que as outras técnicas tiveram a sua polimerização

realizada em três diferentes direções. Eles encontraram que a contração máxima ocorreu quando a técnica do incremento único era utilizada para a restauração da cavidade. Foi encontrado também que nenhuma das técnicas incrementais analisadas eliminaram a formação de fendas marginais. Eles, no entanto, chamam a atenção para o fato de que a técnica incremental assegura a polimerização completa das resinas compostas.

Utilizando a análise dos elementos finitos, WINKLER et al. (1996) usaram um modelo onde foi feita uma analogia entre as tensões térmicas e as decorrentes da contração do compósito a fim de quantificar esse processo. Eles avaliaram as tensões geradas em três técnicas de inserção de resinas compostas: técnica do incremento único, técnica incremental horizontal e técnica incremental oblíqua. Cada tipo de preenchimento foi dividido em nove etapas, indo de 0 a 100% de resina polimerizada, de tal forma que o caráter transiente da polimerização pudesse ser modelado. A importância da tensão de interface transiente foi destacada já que, na maioria dos casos, os valores de pico dessas tensões transientes foram superiores ao da tensão residual final.

VERLUIJS e colaboradores, em 1996, questionaram a diminuição das tensões de polimerização com o uso de técnica incremental. Eles utilizaram o método dos elementos finitos para a análise numérica dessas tensões. O trabalho mostrou que as técnicas incrementais resultam em tensões mais altas do que a técnica do incremento único. Segundo os autores, a contração total e as tensões geradas são os resultados da combinação dos efeitos de todos os incrementos e da deformação ao redor da estrutura dental. A contração de polimerização de cada incremento vai causar alguma deformação na cavidade, forçando suas paredes em direção ao incremento, o que diminui o volume da cavidade. Essa diminuição de volume comporta menor quantidade de material que seria inserida no próximo incremento. No final, o resultado é uma cavidade composta volumetricamente por uma quantidade menor de material do que a cavidade original. Concluiu-se que a técnica incremental gera maiores tensões de contração do que a técnica do incremento único. Os autores enumeram benefícios da técnica incremental (melhor densificação, adaptação, profundidade de cura), mas não ocorre diminuição das tensões de contração utilizando esta técnica.

CARVALHO (2005) analisou através do método dos elementos finitos a contração volumétrica de polimerização de uma resina odontológica, para diferentes formas de preenchimento da cavidade, comparando a técnica de incremento único, onde a cavidade é preenchida com apenas um incremento de resina, com a técnica de incrementos horizontais, onde camadas de resina são depositadas em mais de um incremento. Utilizou um modelo não-linear tridimensional da região de interesse. Para simular as deformações induzidas durante a contração da resina, fez uma analogia de temperatura. Na interface dente-adesivo-resina utilizou um elemento com modelo constitutivo desenvolvido para o concreto para simular o adesivo, assim que uma tensão de tração ultrapassasse o limite de ruptura havia a possibilidade da abertura de trincas. Esse modelo permite a representação da propagação de trinca e alívio de tensão quando a região da interface falha. Concluiu que ocorre grande ruptura do adesivo durante a polimerização da resina independente do método avaliado de preenchimento da cavidade. Que a ruptura do adesivo é um aspecto favorável uma vez que sem a mesma ocorreria uma fratura da resina ou do dente. E que os estudos deveriam se concentrar em resinas que contraem pouco.

3.4.3 INTENSIDADE LUMINOSA

DENNISON et al. (2000) investigaram o efeito da variação da intensidade da luz na contração de polimerização de dois compósitos (resina composta microhíbrida e de micropartículas) utilizando um linômetro. As amostras foram divididas em: grupo controle de 100% de intensidade por quarenta seg., grupo controle de baixa intensidade – 25% da intensidade por quarenta seg., grupo teste 1 - 25% da intensidade por vinte s., grupo teste 2 – 25% da intensidade por dez s., 50% da intensidade por dez s., 100% da intensidade por vinte s. Os autores concluíram que a cura do compósito com o aumento gradual da intensidade da luz reduz a contração de polimerização sem comprometer a profundidade da cura.

Em um estudo similar (YOSHIKAWA et al., 2001) avaliaram se o método de fotopolimerização poderia influenciar o selamento marginal e a adaptação do compósito às paredes cavitárias, a contração de polimerização e a microdureza da resina composta. Os

autores utilizaram cavidades cilíndricas padrão, que foram restauradas com resina composta em dentes bovinos. As resinas foram curadas com diferentes intensidades luminosas (600 mW/cm^2 , 270 mW/cm^2 e 20 mW/cm^2). Eles concluíram que o uso de uma baixa intensidade luminosa, na fase inicial (270 mW/cm^2) por dez segundos, seguido por um aumento da intensidade (600 mW/cm^2) por cinquenta segundos resulta na melhor adaptação da resina às paredes cavitárias e, possivelmente, numa menor contração de polimerização.

Yap e colaboradores, em 2000, analisaram a influência do aumento gradual da intensidade luminosa na efetividade de cura e na contração pós-gel de resinas compostas fotoativadas. Eles utilizaram três diferentes modos de cura: alta intensidade, baixa intensidade e intensidade com aumento gradual (intensidade mais baixa por 60% do tempo, intensidade baixa por 20% e intensidade alta por 20% do tempo). Os autores não encontraram redução significativa na contração de polimerização no uso da intensidade de luz com aumento gradual.

VERSLUIS et al. (2004) estudaram a distribuição de tensão residual num modelo de molar no método dos elementos finitos. Alteraram a extensão do preparo cavitário (Classe I (cavidade pequena em forma de um quadrado); Classe II pequena nas faces oclusal e mesial (igual à classe I, entretanto não apresenta uma parede, no caso a mesial); classe II grande nas faces oclusal e mesial; e classe II nas faces mesial, oclusal e distal e as intensidades luminosas, através da inserção equações interligando dados de intensidade luminosa, grau de conversão do polímero com o módulo de elasticidade do mesmo. Verificaram que a tensão normalmente é localizada e que o tamanho da cavidade pouco influi na tensão máxima encontrada. Além disso, concluíram que a deformação causada pela contração e a tensão residual são dependentes de vários fatores, não podendo ser baseadas apenas nas propriedades dos compósitos ou configuração cavitária sozinhos, mas dependem também da intensidade luminosa inicial.

Para a maioria dos autores a intensidade luminosa inicial é um dos fatores a serem analisados durante a contração de polimerização da resina composta. Inicialmente é preferível uma intensidade menor, e gradualmente essa intensidade deve ir aumentando até o final do tempo de polimerização.

3.5 LUZ CONVENCIONAL (HALOGENA) VERSUS LUZ EMITIDA POR DIODO (LED)

HOFMANN et al. (2002) analisaram a contração de polimerização, a temperatura e a dureza de três resinas compostas alterando a fonte de luz ativadora da polimerização. As três resinas comerciais foram: Herculite XRV (Kerr Italia, Scafati (SA), Italia), Filtek Z250 (3M Dental Products, St Paul, MN, EUA) e Definite (Degussa, Hanau, Alemanha). Utilizaram três aparelhos fotoativadores: dois LED (Luz emitida por diodo) e um convencional (Luz halogena). A contração de polimerização foi determinada utilizando a técnica de deflexão de disco, utilizou-se um termômetro acoplado aos microscópios para determinar a temperatura e, após a polimerização foi realizada a verificação da dureza dos corpos de prova. Os corpos de prova possuíam 15 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura. Concluíram que os fotoativadores LEDs se equivalem aos fotoativadores convencionais, que a temperatura durante a polimerização foi menor com os LEDs, que a dureza foi ligeiramente menor com os LEDs e que as contrações também foram ligeiramente inferiores com as resinas fotoativadas pelos LEDs. Os resultados da contração foram: Herculite XRV (Luz Halogena = 2,91%; LED = 2,59%), Definite (Luz Halogena = 2,73%; LED = 2,24%) e Z250 (Luz Halogena = 2,44%; LED = 2,28%).

UHL et al. (2005), utilizaram três fontes de luzes diferentes em seu estudo, dois LED e um convencional. Um LED Freelight (3M ESPE, London, Ontário, Canadá) e um protótipo (LED63-Universidade de Bristol), o fotopolimerizador foi Elipar Trilight (3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Testaram quatro resinas compostas diferentes, Z100 (3M Dental Products, Borken, Alemanha), Spectrum TPH (Dentysplay DeTrey, Konstanz, Alemanha), Definite (Degussa AG, Hanau, Alemanha) e Solitare2 (Heraeus Kulzer, Dormagen, Alemanha). A medida da contração volumétrica utilizou o princípio de Arquimedes, sendo a densidade determinada do compósito antes da polimerização e depois da polimerização. Concluíram que não houve diferença significativa da contração volumétrica em relação aos aparelhos fotopolimerizadores (LED ou convencional) e obtiveram os seguintes resultados de contração volumétrica: Z100 -1,7 %; Spectrum TPH -2,3 %; Solitare 2 - 2,4 %; Definite - 1,3%. Quando analisaram seus resultados em relação à literatura, concluíram que os

valores de contração encontrados foram inferiores. Ao analisar o método, associaram este efeito ao fato de terem realizado o experimento à 21°C e não à 37°C.

JANDT et al. (2000) estudaram a resistência a compressão de compósitos polimerizados com LED, confeccionaram vinte corpos de prova da resina Spectrum TPH (Dentsply deTrey GmbH, Konstanz, Alemanha) nas cores A2 e A4, sendo que dez corpos de prova foram polimerizados com um fotopolimerizador baseado em luz halógena o Spectrum LCU modelo 201 R (Dentsply deTrey GmbH, Konstanz, Alemanha) e os outros dez corpos de prova foram polimerizados com tecnologia LED, utilizando um produto experimental. Após a polimerização os espécimes foram mensurados com o uso de um penetrômetro que consiste a uma ponta rígida conectada a uma barra de 1250 g, desta forma determinou-se a grau de conversão do monômero em polímero. Para o teste de compressão, confeccionaram novos corpos de prova, desta vez com 4 mm de diâmetro e 6 mm de espessura. O procedimento para a polimerização se repetiu igual à primeira etapa do experimento. Entretanto, após a polimerização os corpos de prova foram armazenados em água à 37° C. Utilizando uma máquina de teste de compressão na velocidade de 1 mm/min, realizaram a mensuração de 6 em 6 horas até 72 horas. Ao final de seu experimento, concluíram que não houve diferença significativa no teste de compressão entre as resinas polimerizadas com luz halógena e as polimerizadas com LEDs. Entretanto, houve uma tendência de valores maiores no teste com as resinas polimerizadas com luz halógena.

Todos os autores citados nesta revisão afirmam que não houve diferença significativa entre os efeitos de se polimerizar um compósito com uma luz convencional através de uma lâmpada halógena ou polimerizar o mesmo compósito utilizando uma luz emitida por diodo (LED). Apenas há uma ligeira tendência dos valores serem maiores nas resinas polimerizadas com luz halógena.

3.6 EXPANSÃO HIGROSCÓPICA

De acordo com Feilzer et al. (1990), expor a restauração de resina composta posteriormente à sua polimerização à presença de água pode levar a um alívio nas tensões residuais desenvolvidas, já que a água difunde para dentro do material, ocasionando uma expansão gradual, até um determinado valor de equilíbrio. A contração de polimerização é um processo rápido, portanto, as tensões residuais desenvolvem-se rapidamente, enquanto que o alívio provocado devido à expansão higroscópica é lento e pode levar até dias. Algumas resinas analisadas no trabalho citado apresentaram uma expansão que cancelou o deslocamento devido à contração, chegando até a apresentar um deslocamento significativo no sentido oposto ao deslocamento medido logo depois da cura, desenvolvendo uma tensão de expansão na interface do adesivo.

BRADEN et al. (1976) determinaram a cinética do mecanismo de sorção e desorção de água pelos compósitos. Os materiais avaliados, baseados no monômero BIS-GMA, foram Adaptic (Johnson & Johnson, NJ, EUA), Concise (3M Co., St. Paul, EUA), Prestige (Lee Pharmaceuticals), Restodant (Lee Pharmaceuticals), Smile (Kerr). O compósito Cosmic (Amalgamated Dental), baseado no monômero uretano dimetacrilato-UDMA, e o compósito TD71 (Dental Filling Ltda), consistindo de uma mistura de metil metacrilato e ácido metacrílico, foram também avaliados. Espécimes de 2 cm, 0,8 a 1,3 mm de espessura foram preparados e armazenados em um dessecador por 24 horas e então pesados. Em seguida, foram armazenados em água a $37,4^{\circ}\text{C} \pm 0,2^{\circ}\text{C}$. As amostras foram inicialmente pesadas em intervalos de 15 a 30 minutos, e depois de hora em hora durante o primeiro dia; duas vezes ao dia no segundo dia, e uma vez ao dia até o peso entrar em equilíbrio. Os autores concluíram que o processo de sorção e desorção de água pelos compósitos é baseado em difusão. O coeficiente de difusão diminuiu com o aumento da concentração de água. O coeficiente de difusão foi menor nos compósitos baseados em monômeros metacrilato bifuncionais, comparado com os baseados em metil-metacrilato, presumivelmente pelo maior número de ligações cruzadas que se formam nos primeiros.

HANSEN (1982a) investigou a contração de polimerização e a expansão higroscópica dos compósitos Durafill (Kulzer), Heliosit (Vivadent), Silux (3M) e Visio-dispers (Espe). A resina Silar (3M) foi utilizada como controle. Dentes humanos extraídos, lavados, sem lesões cáries e limpos com pedra-pomes foram utilizados. Os dentes foram armazenados em uma solução de NaCl a 0.9%, renovada a cada 2 ou 3 dias. Cavidades cilíndricas com junção a topo com diâmetro de, aproximadamente, 2,5 mm e profundidade de 1,5 mm foram realizadas na superfície radicular. Elas foram lavadas com Tubulicd® e preenchidas, aleatoriamente, com um dos quatro materiais testados. Durante a ativação, usando o aparelho Transluz, a superfície da restauração foi coberta com uma matriz Hawe-Neos®. Todos os compósitos utilizados foram da cor universal. Os dentes foram submetidos a diferentes procedimentos de polimento e leitura das fendas marginais, sendo divididos nos grupos.

- a) Grupo 1: As restaurações foram desgastadas e polidas com um método padronizado previamente testado de forma que a profundidade de registro foi de 100µm. Este procedimento foi realizado com um papel de carborundum nº1000 até a remoção de todo o excesso da resina das margens. O polimento foi realizado com um linho mais uma suspensão aquosa de Micropolish Alfa (0,3µm) imediatamente após a polimerização (não mais que 5 minutos). As fendas marginais foram medidas em um microscópio Reichert M & F Universal (8X63) com uma ocular para mensuração a 100µm da superfície livre em 16 a 24 diferentes pontos em torno da margem. O diâmetro da cavidade foi também medido. O percentual da média das medidas das fendas em relação ao diâmetro foi encontrado.
- b) Grupo 2: Os dentes foram colocados em solução de Na Cl a 0,9% 1 minuto após a polimerização e mantidos durante 7 dias (\pm 30 minutos). Decorrido este tempo, as fendas marginais foram medidas como no grupo 1.
- c) Grupo 3: As medidas das fendas marginais foram feitas após 28 dias (\pm 1 hora) de sorção de água a uma profundidade de 100µm da superfície livre.
- d) Grupo 4: As restaurações foram polidas e desgastadas até 100µm da superfície livre imediatamente após a polimerização. As medidas das fendas marginais foram realizadas nesta profundidade e, após novo desgaste e polimento, a 200, 300, 500, 800 e 1200µm da superfície livre.

e) Grupo 5: O padrão de contração da resina Silar®, quimicamente ativada, foi registrado como no grupo 4.

A contração linear no grupo 1 variou de 0,24% com Heliosit® a 0,63% com Visio Dispers®, Somente Heliosit® e Silux® não apresentaram fendas após 7 dias de sorpção de água. Após 28 dias, Durafill® apresentou uma redução das fendas de 0,22% para 0,14% e Visio Dispers® não apresentou redução adicional. As maiores fendas foram observadas na porção apical das restaurações e nas profundidades entre 100 e 500 µm. De 800 a 1200µm não foi encontrado um aumento estatístico significativo das fendas marginais. A contração da resina Silar® aumentou com o aumento da profundidade de forma constante, diferentemente das quatro resinas fotoativadas testadas.

BATITUCCI e ARAÚJO (1995) avaliaram o efeito de sistemas adesivos dentinários e do adiamento do acabamento e polimento na adaptação marginal de restaurações de resina composta, localizadas em dentina. Foram utilizados dentes permanentes molares extraídos. Após a extração, os dentes foram limpos mecanicamente, lavados e armazenados em solução de cloramina T a 1%, em temperatura ambiente. Os dentes foram incluídos em resina epóxica e uma das superfícies laterais foi desgastada em uma lixadeira manual com lixas de carbeto de silício, em ordem decrescente, até a de nº 600 sob irrigação constante de água. O desgaste foi realizado para remoção da camada de esmalte e exposição da dentina, tornando esta superfície plana. Foram preparadas 252 cavidades com junção a topo, diâmetro de 3 mm e 1,5 mm de profundidade. Os espécimes foram divididos em 7 grupos segundo o tipo de tratamento dentinário: 1) sabão neutro + ARM; 2) EDTA + GLUMA + ARM; 3) Oxalato de Alumínio/Glicina + Resina GLUMA; 4) Oxalato de Al/Glicina + HEMA + ARM; 5) Scotchprep + schotchbond; 6) XR-Primer + XR- Bond; 7) Tenure condicionador + solução Tenure A + B + Visar Seal. Em seguida foram restaurados com resina composta P-50 ou Adaptic II P e armazenados em água destilada a 37° C por 10 minutos, 1 dia e 7 dias. Depois deste período, o excesso de resina foi removido usando um lixa de carbeto de silício nº 1000, expondo totalmente a margem cavitária. O polimento foi realizado com uma suspensão aquosa de pó para polimento à base de alumina. As fendas marginais ocorridas pela contração de polimerização foram medidas através de um microscópio óptico com dispositivo para episcopia e uma ocular para mensuração. Foi verificado que nenhum

adesivo impediu a formação de fenda na interface dentina/restauração. Dentre os adesivos testados, os de melhor comportamento foram o GLUMA e o Tenure. Segundo os pesquisadores, o acabamento das restaurações deveria ser adiado por sete dias ou mais, afim de que ocorresse o fechamento das fendas marginais em decorrência da expansão higroscópica da resina composta.

BARREIROS (1998) avaliou o efeito de sistemas adesivos e da postergação do acabamento e polimento na adaptação marginal de restaurações de resina composta em cavidades localizadas em dentina. Foram utilizados dentes molares humanos recém extraídos, limpos mecanicamente para a remoção de tártaro, restos de osso e tecido mole. Após a limpeza, eles foram armazenados em solução de cloramina T a 1%. Os dentes foram incluídos em resina epóxica, mantendo superfície proximal livre que foi desgastada até a exposição de dentina, em uma lixadeira mecânica (PANAMBRA STRUERS) com lixa nº 240. O preparo cavitário foi realizado nesta superfície (diâmetro de, aproximadamente, 3,0 mm; profundidade de 1,5 mm), com uma ponta de diamante cilíndrica nº 2094, girando em alta rotação. O acabamento do preparo foi realizado com a mesma ponta de diamante girando em baixa rotação. As dimensões da cavidade foram checadas com uma sonda milimetrada e um paquímetro. As cavidades foram restauradas com um dos 5 sistemas adesivos dentinários, Probond (dentsply), Gluma C (adesivo experimental), Scotchbond Multipurpose (3M), Prime & Bond 2.0 (Dentsply) e PAMA-2 (Vivadent) e com a resina composta Z100 (3M). Para cada adesivo dentinário e tempo de polimento foram testadas quatro situações: 1: dentina úmida com duas lâminas de vidro entre a fonte de luz ativadora e a restauração; 2: dentina úmida com uma tira de poliéster; 3: dentina seca com duas lâminas de vidro; 4: dentina seca com uma tira de poliéster. Na condição úmida, a cavidade foi condicionada com ácido fosfórico a 20%, lavada e seca com papel absorvente. Na condição de seca, um jato de ar foi usado por 10 segundos para secar a dentina. Os adesivos foram aplicados segundo as instruções dos fabricantes. A resina foi inserida e fotoativada por 60 segundos. Depois de restaurados, nove espécimes foram armazenados em água destilada a 37° C por dez minutos ou vinte e oito dias. Decorridos estes períodos, as restaurações foram polidas em uma lixadeira manual, com lixa de carbetto de silício nº 1000 sob irrigação de água e levadas ao fotomicroscópio óptico com ocular para

mensuração, para verificação das fendas marginais. A relação entre a maior fenda (FM) encontrada e o diâmetro da cavidade foi calculada em percentual ($\% = FM \times 100 / d$). Após análise estatística dos resultados, verificou-se que o sistema adesivo Primer & Bond 2.0 foi eficiente quando empregado em dentina úmida e quando empregado em dentina seca e quando o polimento foi adiado por um período de 28 dias. O adesivo dentinário Gluma C não diferiu significativamente do adesivo PAAMA 2, na condição de dentina úmida e polimento 28 dias. Entretanto, este adesivo apresentou resultados melhores que Probond e Scotchbond Multipurpose. O uso de uma tira de poliéster ou duas lâminas de vidro não influenciou os resultados, independente do material e da condição da dentina. Houve uma diminuição das fendas marginais quando o polimento foi adiado por 28 dias. O autor concluiu que a expansão higroscópica ocorreu e pode compensar a contração de polimerização.

FERREIRA (2001) avaliou o efeito da postergação do polimento no vedamento marginal das restaurações de resina composta compactável. Para este estudo foram coletados 225 incisivos bovinos, que foram limpos mecanicamente para a remoção de cálculos, restos de osso e tecido mole. Em seguida foram armazenados em solução de cloramina T 1%, em temperatura ambiente, por no máximo quatro semanas, sendo a solução renovada a cada sete dias. Os dentes foram seccionados, com disco de carborundum (DFL), separando a coroa da raiz. Em seguida, as coroas foram embutidas com uma das faces proximais voltadas para a superfície em resina de poliéster ortoftálmica de presa lenta (Resina Cristal, RPC), depois da polimerização da resina, os corpos de prova foram levados a uma lixadeira mecânica (Politriz Universal DPU 10 Struers Pantec) e desgastados com lixa de carbetto de silício de granulação 220 sob irrigação em água. O esmalte foi desgastado até expor uma superfície plana de dentina. Foram preparadas cavidades padronizadas com as dimensões de, aproximadamente, 3 mm de diâmetro, 1,5 mm de profundidade e ângulo cavosuperficial de 90°. Para este preparo foi utilizada uma ponta de diamante de fabricação especial nº 2294 (KG Sorensen Ltda), em alta rotação sob refrigeração ar/água. O acabamento das cavidades foi realizado utilizando a mesma ponta de diamante em baixa rotação. A profundidade das cavidades e o diâmetro foram inspecionados por meio de uma sonda milimetrada (Hu-Fried) e de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana),

respectivamente. As cavidades foram restauradas com um dos três sistemas restauradores: Grupo 1: Controle – Unibond/Fill Magic microhíbrida (Vigodent S/A); Grupo 2 – Unibond/Fill Magic condensável – compactável (Vigodent S/A) e Etch & Primer 3.0 / Definite Ormocer (Degussa-Hüls, Alemanha). Cada grupo foi subdividido em três níveis de espera para o acabamento e polimento (10 minutos, 7 dias e 30 dias). Em todas as situações, o condicionamento da dentina, a aplicação do sistema adesivo dentinário e a inserção da resina composta foram efetuadas segundo as orientações dos fabricantes. As resinas compostas foram inseridas na cavidade em um único incremento. Após a inserção, uma tira de matriz de poliéster (3M) de 0,5 mm de espessura foi comprimida de encontro ao material com o auxílio de uma lâmina de vidro, para deixar a superfície da restauração no mesmo plano da superfície dental. Foi realizada a fotoativação por 40 segundos, utilizando o aparelho Deguluz Soft Star (Degussa Hüll, Alemanha) para os três sistemas restauradores. Imediatamente após a polimerização, os dentes foram imersos em água destilada e mantidos em uma estufa com temperatura regulada a 37°C ($\pm 0,5^\circ\text{C}$) até o momento do polimento. Os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados em lixadeira mecânica (Politriz Universal DPU 10 Struers Pantec), utilizando uma lixa de Carbetto de Silício de granulação 1000, sob irrigação de água. O excesso de material restaurador foi removido deixando exposta toda a margem cavitária. O corpo de prova, preso à lâmina metálica, foi levado a um esteriomicroscópio óptico (Wild, Alemanha) composto de uma ocular para mensuração e uma objetiva (500x). A relação entre a maior fenda (FM) encontrada e o diâmetro da cavidade foi calculada (FM/d). A análise estatística dos dados obtidos permitiu os seguintes resultados: o sistema restaurador Unibond/Fill Magic condensável foi mais efetivo que o sistema Etch & Primer 3.0/Definite Ormocer, o qual apresentou maiores fendas marginais independentemente do tempo de espera para acabamento e polimento; a postergação dos procedimentos de acabamento e polimento não promoveu fechamento total das fendas marginais para nenhum dos sistemas restauradores avaliados independentemente do tempo de espera. O adiamento dos procedimentos de polimento por 30 dias promoveu redução das fendas marginais para todos os três sistemas restauradores avaliados.

JEDYNAKIEWICZ & MARTIN (1998) estudaram a sorpção de água em três resinas compostas, uma resina microhíbrida (Prisma TPH), uma resina com polimerização dual, além de se polimerizar pela ação da luz possui uma polimerização química (Dicor MGC) e um compômero (Dyract). Com o auxílio de uma matriz de aço em forma de cilindro foram confeccionados discos de resina com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. O material foi polimerizado com um aparelho de luz halógena (Kulzer Tranlux Cs, Kulzer GmbH). A luz foi ativada inicialmente no centro do disco e outras quatro exposições envolta do centro. Foram confeccionados cinco discos de cada material testado, todos foram colocados num dissecador de sílica gel por 48 horas para assegurar que o material alcançaria máxima contração após sua ativação. Um corpo de prova de cada grupo permaneceu no dissecador durante todo o experimento como controle. Os outros corpos de prova foram colocados individualmente em potes com água deionizada estéril à 37°C. Todos os espécimes foram periodicamente pesados e mensurados. O peso foi mensurado com uma balança eletrônica calibrada (Sartorius_Micro) com uma resolução de 0,1 µg. As alterações dimensionais foram avaliadas utilizando um microscópio automático laser radial (ALARM), que realizava 51.200 medições por ciclo. As medições ocorreram em intervalos de quarenta e oito horas por quatorze dias, seguidas de intervalo de cinco dias por dois meses e num intervalo de trinta dias por doze meses e de três em três meses por vinte e quatro meses. Após a primeira mensuração, a cada seis meses o microscópio foi calibrado de acordo com as instruções do fabricante. As expansões volumétricas encontradas foram as seguintes: Dicor (1,09%), Dyract (2,26%) e TPH (0,51%). Além disso, os corpos de prova apresentaram um aumento de massa: Dicor (0,9%), Dyract (1,5%) e TPH (0,5%). Eles concluíram que nenhum dos três tipos de material restaurador possuiu uma expansão que compense sua contração de polimerização.

MARTIN et al. (2003) estudaram a sorpção de água em seis resinas compostas, duas resinas microhíbridas (Spectrum TPH e Pertac II), um ormocer (Definite), um compósito (AristonpHc), duas resinas condensáveis (Solitaire e Surefil). Com o auxílio de uma matriz de aço em forma de cilindro foram confeccionados discos de resina com 10mm de diâmetro e 1mm de espessura. O material foi polimerizado com um aparelho de luz halógena (Kulzer Tranlux Cs, Kulzer GmbH). A luz foi ativada inicialmente no centro do disco e outras quatro

exposições envolta do centro. Foram confeccionados doze discos de cada material testado, todos foram colocados num dessecador de sílica gel por quarenta e oito horas para assegurar que o material alcançaria máxima contração após sua ativação. Dois corpos de provas de cada grupo permaneceram no dessecador durante todo o experimento como controle. Cinco corpos de prova foram colocados individualmente em potes com água deionizada estéril à 37°C, e os outros cinco corpos de prova foram armazenados individualmente em saliva artificial (Salivace, Penn) à 37°C. Todos os espécimes foram periodicamente pesados e mensurados. O peso foi mensurado com uma balança eletrônica calibrada (Sartorius_Micro) com uma resolução de 0,1µg. As alterações dimensionais foram avaliadas utilizando um microscópio automático laser radial (ALARM), que realizava 51.200 medições por ciclo. As medições ocorreram em intervalos um, três, cinco, sete dias e semanalmente por sessenta e quatro dias. Após a primeira mensuração, a cada seis meses o microscópio foi calibrado de acordo com as instruções do fabricante. Todos os materiais testados apresentaram uma expansão volumétrica e alteração em seu peso. Na análise estatística não houve diferença significativa entre os resultados encontrados de expansão nos grupos colocados em água deionizada e nos colocados em saliva artificial. Das seis resinas testadas, somente duas apresentaram expansões compatíveis com suas contrações de polimerizações (Ariston pHc 2,1%, e Solitaire 1,75%), nas outras quatro resinas (TPH 0,6 %, Surefil 0,51%, Definite 0,5% e Pertac II 0,25%) suas expansões não compensaram as contrações de polimerizações.

PALIN et al. (2005) estudaram a influência de um curto e de um longo período de imersão em água de quatro resinas compostas, duas comerciais Z100 e Z250, e duas experimentais oxirane e silorane. Confeccionaram 250 corpos de prova (cp) de acordo com o fabricante, com 12mm de diâmetro e 2mm de espessura. Após a confecção os cps foram levados para um dessecador a base de sílica gel e mantido à uma temperatura de 37°C por 24 horas, após isso foram pesados e mensurados com um micrômetro com sensibilidade de 10µm, e então colocados em recipientes separados em água destilado no curto períodos de (0,1, 0,5, 1, 4, 24 e 48 horas) e num médio período de (1, 4, 12 e 26 semanas). Sempre sendo pesados e medidos seus diâmetros. Após essas medições foi possível avaliar a sorpção e solubilidade de água nas resinas testadas. Concluíram que não houve diferenças

significativas entre a sorpção de água pelas resinas z100 e z250 até a vigésima quarta semana de teste.

Segundo BARREIROS et al. (1994), o acabamento e o polimento das restaurações com resina composta devem ser adiados por 21 dias ou mais, pois a fenda marginal formada entre a dentina e a resina composta causada pela contração de polimerização deve ser fechada, como consequência da expansão higroscópica do material restaurador no meio bucal.

A contração de polimerização da resina composta pode ser compensada, em parte, pela expansão volumétrica devido à sorpção de água, conforme atestam HANSEN, 1982a, HANSEN e ASMUSSEN, 1988, HANSEN e ASMUSSEN, 1989, MOMOI e MACCABE, 1994, BARREIROS et al., 1994, BATITUCCI e ARAÚJO, 1995, BARREIROS, 1998 e TJAN e LIDNER, 1992.

Para JEDYNAKIEWICZ & MARTIN (1998) & MARTIN et al. (2003) a expansão higroscópica não compensou totalmente a contração volumétrica ocorrida durante a polimerização em seus experimentos.

O tempo necessário para que ocorra a compensação da contração de polimerização pela expansão higroscópica ainda não está bem estabelecido pela literatura. ASMUSSEM e JORGENSEN (1972) observaram que o tempo para total fechamento das fendas variou de 8 a 32 dias para diferentes resinas avaliadas. BOWEN et al. (1982) observaram que somente após um ano, a expansão devido à sorpção de água foi suficiente para compensar totalmente a contração sofrida pelas resinas compostas avaliadas. HANSEN (1982a) observou uma redução das fendas marginais após 7 e 28 dias de imersão em água.

4 Materiais e Métodos

Este trabalho apresenta duas etapas distintas: A primeira etapa buscou obter valores de expansão higroscópica de três marcas comerciais de resina composta; a segunda utilizou os valores de expansão obtidos com o experimento para analisar seu efeito num modelo tridimensional de dente utilizando o software ANSYS.

4.1 Ensaios Laboratoriais

Foram realizados ensaios laboratoriais para obtenção dos valores de expansão higroscópica dos seguintes materiais restauradores estéticos: resina TPH Spectrum (Dentsply), Filtek Z250 (3M) e Fill Magic Flow (Vigodent). Essas resinas apresentam características clínicas diferentes e de uso difundido no mercado.

Materiais	Abreviaturas	Resinas	Fabricante	Lote	Validade
TPH Spectrum	Tph	Micro-Híbrida	Dentsply Ind. e Com. LTDA	430935	10/2008
Filtek Z250	Z250	Micro-Híbrida	3M ESPE	60K1370	12/2008
Fill Magic Flow	Flow	Micro-Híbrida de alta Fluidez	Vigodent S/A	002/06	02/2009

Tabela 4.1: Resinas compostas utilizados no experimento

As resinas compostas diferem em relação à matriz orgânica, ao percentual de carga inorgânica e ao tamanho das partículas. Desta forma, cada fabricante através de alteração da proporção destes componentes obtém uma resina com características próprias. Todas as resinas foram da cor A3.



Figura 4.1: Resinas utilizadas no experimento.

Resina	Matriz Orgânica	Tipo de Partícula	Partícula	
			% de carga inorgânica	Tamanho
TPH	BIS-GMA, TEGDMA, UDMA	Silicato de Bário e Sílica	79% peso	0,04-3,3 μm
Z250	BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA	Zircônia Sílica	60% volume (\pm 85% peso*)	0,01-3,5 μm
Flow	BIS-GMA	Silicato de Bário e Alumínio	70% peso	0,04-3 μm

Tabela 4.2: Características das resinas utilizadas no estudo, segundo os fabricantes:

* O fabricante disponibiliza o percentual de carga inorgânica em volume, através da literatura observou um valor aproximado de 85% em peso.

4.1.2 – Confeção dos Corpos de Prova

O experimento foi realizado usando as dimensões dos corpos de prova estabelecidas na norma ISO 4049, que regulamenta os parâmetros para se obter a sorção e solubilidade das resinas compostas.

Os corpos de provas (cps) foram confeccionados utilizando dois aparelhos fotopolimerizadores com tecnologias diferentes. Utilizou-se um fotopolimerizador que utiliza uma lâmpada halógena convencional (XL3000, 3M) e um que utiliza um LED, luz emitida por diodo, (Bright Lec MMoptics).



Figura 4.2 Fotopolimerizador de luz halógena (Esquerda) e LED (Direita)

Para a confecção dos corpos de prova, utilizou-se uma matriz metálica que apresentava as seguintes dimensões: 10 mm de diâmetro e 2mm de espessura. Não foi realizado qualquer artifício para lubrificar a matriz e facilitar a remoção dos corpos de provas.



Figura 4.3: matriz ao lado de uma moeda.

Os espécimes foram confeccionados no mesmo dia, um de cada vez. A matriz era colocada sobre uma placa de vidro e completamente preenchida com a resina e recebia uma leve pressão através de uma tira de poliéster transparente de 0,1 mm de espessura. A ponta do aparelho fotopolimerizador foi posicionada perpendicularmente à matriz.

Realizou-se vinte segundos de polimerização na região central, seguido por mais quatro polimerizações de vinte segundos em cada extremidade do corpo de prova.

Foram confeccionados dez corpos de prova para cada tipo de aparelho fotopolimerizador para cada resina. Ou seja, havia três grupos de resinas e cada grupo apresentava dois subgrupos contendo dez corpos de prova.

TIPO DE FOTOPOLIMERIZADOR	RESINAS			
	TPH	FLOW	Z250	TOTAL
HALÓGENA	10	10	10	30
LED	10	10	10	30
TOTAL	20	20	20	60

Tabela 4.3: Distribuição dos corpos de prova segundo as resinas e os aparelhos fotopolimerizadores utilizados.

Após a confecção os corpos de provas, estes foram colocados dentro de um recipiente hermeticamente fechado e sem contato com nenhum tipo de luminosidade.

4.1.3 – Microscopia óptica para mensuração

Para avaliarmos a expansão que ocorre nas resinas em contato com água, utilizou-se dois micrômetros digitais acoplados num microscópio óptico.



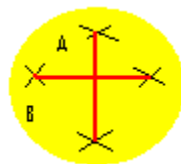
Figura 4.4: Microscópio óptico e micrômetros digitais MITUTOYO

Foram feitas quatro marcas, com o uso de uma lâmina de bisturi, dentro dos corpos de prova, em forma de X.



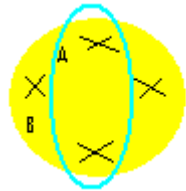
O ponto de interseção do X era o nosso ponto para medição. Foram denominados um ponto de A e o outro de B, sendo pontos laterais. Essa marcação se deu com o uso de um lápis (não sai em água).

Assim havia duas retas: A e a B.



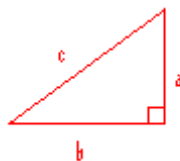
Através deste simples método analisou-se em cada corpo de prova a variação de distância das extremidades de duas retas. A média foi calculada e considerada como a expansão do corpo de prova. Realizaram três medidas para cada uma das retas.

Vamos imaginar apenas o ponto A.



Os corpos de prova eram posicionados no microscópio, o ponto central do cursor era colocado na posição na intersecção da marcação (X), os micrômetros digitais eram zerados, e realizava-se o deslocamento até o outro ponto relativo à reta A.

Esse processo se repetia por mais duas vezes, a média era calculada dos três resultados e obtinha-se o valor da reta. Como não se conseguia posicionar a marca sempre no mesmo local, utilizava-se dois micrômetros, e através do Teorema de Pitágoras, era calculado o resultado, pois:



$$c^2 = a^2 + b^2$$

Essas medições foram realizadas em sete intervalos de tempo diferentes: antes de colocar em água, dia zero; com um dia em água; com três dias; com sete dias; com quatorze dias; e com trinta dias em água.

Após a primeira medição, os corpos de provas foram mantidos dentro do recipiente fechado, agora com água destilada a 37 ± 1 °C. Foram mantidos nesta condição até o dia da nova medição, quando eram removidos da água, e secos com um papel toalha. Realizava-se

uma nova medição e novamente os corpos de prova eram colocados dentro do recipiente com água. Para manter a temperatura usou-se uma estufa FANEM (FANEM LTDA, SP).



Figura 4.5: Estufa com os recipientes contendo os corpos de prova em água.

4.2 Análise Computacional da expansão higroscópica

Para ser analisado o comportamento das resinas compostas quando em contato com água, necessita-se realizar o processo anterior a este contato. Ou seja, é necessário simular a contração de polimerização sofrida pelas três resinas durante o processo de polimerização destes compostos.

4.2.1 Modelo Analisado

Considerou-se que a contração de polimerização é um fenômeno que tem maior influência na região próxima à restauração. Um pedaço de material, na vizinhança do preparo, foi modelado, sendo que as paredes, que representam a interface de união desse pedaço com o dente, foram fixadas. Devido à simetria envolvida, apenas um oitavo do modelo proposto necessitou ser utilizado, as interfaces de simetria receberam a imposição de deslocamentos normais nulos. A FIG. 4.6 ilustra o modelo empregado na obtenção dos resultados.

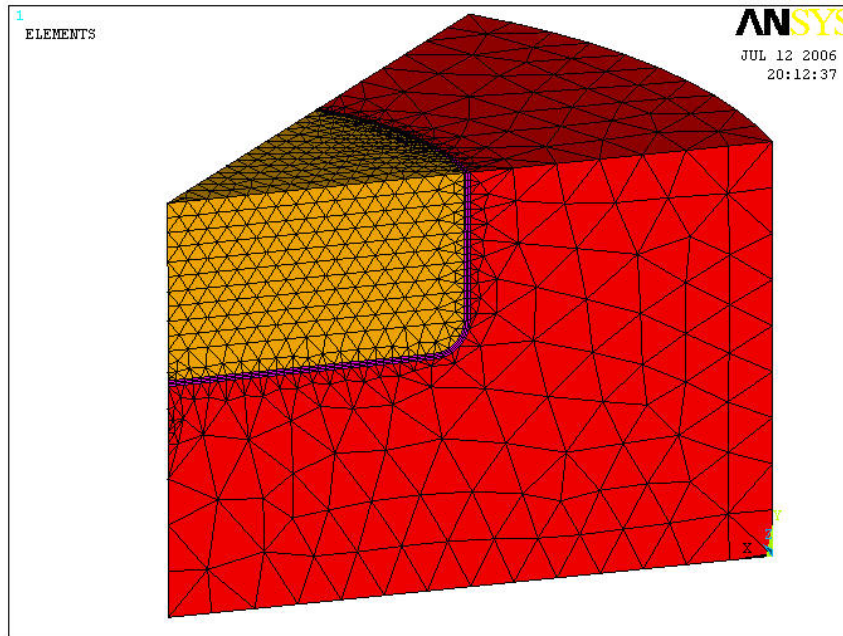


FIGURA 4.6 Modelo utilizado na simulação.

A região da dentina (material de cor vermelha) possui 7,0 mm de altura e 10,0 mm de raio. A restauração (material de cor alaranjada) possui 5,0 mm de raio, e 3,0 mm de altura. O modelo só representa um oitavo destas medidas. A espessura adotada para a resina adesiva foi de 0,1 mm, interface entre a resina e o dente. As propriedades dos materiais utilizadas na análise encontram-se na TAB. 4.4

Material	E [MPa]	ν	α	S_u [Mpa]
Dentina	18.000	0,31	-	105,50
Resina	Ver tabela 4	0,30	$17,94 \times 10^{-4}$	41,00
Adesivo	1.000	0,30	-	25,00

TABELA 4.4 – Propriedades dos Materiais

O modelo de elementos finitos estudado contém 39760 elementos e 52811 nós. O adesivo foi discretizado com 4 elementos ao longo de sua espessura. A região da restauração e

próxima da mesma recebeu maior atenção, portanto a malha encontra-se mais refinada. Foram utilizados elementos de concreto, SOLID95, do programa comercial ANSYS.

4.2.2 Analogia Térmica

Visando modelar a contração da fase pós-gel é necessário obter a contração volumétrica. A aplicação dessa deformação no modelo pode ser feita através da utilização de um coeficiente de contração linear do material. Tal coeficiente será obtido impondo-se que ao multiplicar o mesmo por um decremento de temperatura de 1°C, o valor encontrado para a deformação do material deverá ser o mesmo obtido pela contração volumétrica correspondente (WINKLER et al., 1996).

4.2.3 Propriedades da Resina

Resina	Contração de Polimerização (%)	Módulo de Elasticidade (Gpa)
TPH	3,0	10,6
FLOW	4,0	8,5
Z250	2,0	13,1

Tabela 4.5: Caracterização do módulo de elasticidade das resinas compostas e do percentual de contração durante a sua polimerização (WEINMANN et al. 2005).

4.2.4 Representação do Adesivo

Uma camada de resina adesiva, o adesivo, foi utilizada como interface do dente com a resina em contração. No caso de ocorrer uma tensão maior do que o limite de ruptura do adesivo, o resultado seria a fissuração do adesivo nesse ponto.

O modelo do adesivo representa uma análise bem complexa. Foram utilizados elementos de concreto, SOLID65, do programa comercial ANSYS.

Adotou-se dividir a interface por quatro camadas de elementos de concreto. Por se tratar de uma região de grande interesse, é interessante que seja mais discretizada. Por se tratar de uma cavidade cilíndrica, a geometria das paredes são todas arredondadas, mesmo a parede pulpar (parede inferior do modelo). A FIG. 4.7 ilustra o adesivo discretizado com quatro camadas de elementos.

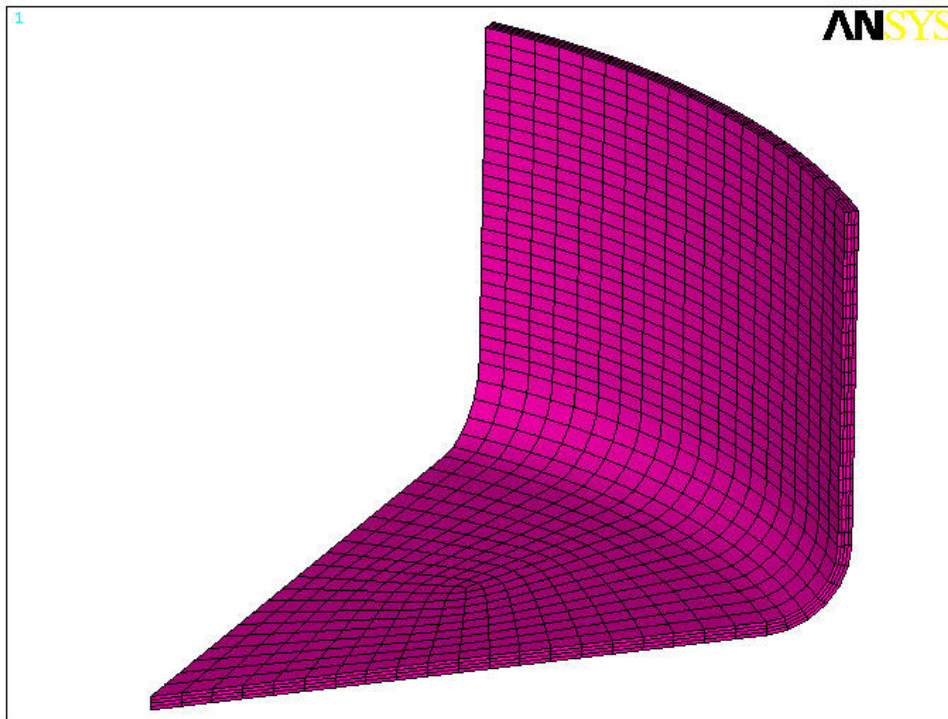


FIGURA 4.7 – Geometria e Malha do Adesivo

O elemento de concreto possui uma formulação, originalmente, desenvolvida para representar este material. Na verdade, sua formulação pode ser utilizada para modelar materiais que se comportem como frágeis. As resinas compósitas são materiais frágeis, com baixa resistência a tração. (BROSH et al., 1999) e, portanto, podem ser modeladas através dessa formulação.

Ao se empregar o elemento citado na representação do adesivo, é possível impor um valor limite para a primeira tensão principal no mesmo, ou seja, é possível estipular um valor a

partir do qual o material encontra-se rompido. A verificação do nível de tensão ocorre durante as iterações de equilíbrio que são efetuadas durante o processo de obtenção de solução não-linear. Na verdade, verifica-se o valor da tensão nos pontos de integração, sendo que se por ventura o valor ultrapassar o estipulado como limite, haverá o cancelamento do valor dos coeficientes de rigidez associados àquela dada direção onde o limite foi ultrapassado.

O cancelamento dos coeficientes de rigidez corresponde à abertura de uma trinca em um dado ponto de integração. A partir da abertura da fissura, haverá sempre a verificação da proximidade das “superfícies” que definem a trinca. Há a possibilidade da trinca fechar, ou seja, de haver um contato após a fissura, o elemento de concreto funcionará como um elemento de contato nesses pontos onde houve o fechamento da trinca, permitindo a transmissão de esforços compressivos, mas inviabilizando a passagem de esforços de tração (CARVALHO, 2005).

4.5 Técnicas de Preenchimento

O preenchimento do preparo foi feito utilizando-se a técnica de incrementos horizontais e de incremento único. Na técnica de incrementos horizontais, o cirurgião dentista aplica uma primeira camada de resina na parte mais interior do preparo, seguindo de sua exposição à luz e cura total. As camadas seguintes são superpostas às camadas já polimerizadas. Para o presente modelo optou-se por preencher em três camadas, sendo que a ordem de preenchimento pode ser visualizada na FIG. 4.8, onde a primeira camada a ser polimerizada foi a vermelha, a segunda a roxa e a última a azul. O modelo de incremento único corresponde à aplicação da resina de uma só vez, na cavidade da restauração. A ordem das camadas para a polimerização começa com a camada azul, seguindo pela roxa e por último a camada vermelha é polimerizada (CARVALHO, 2005).

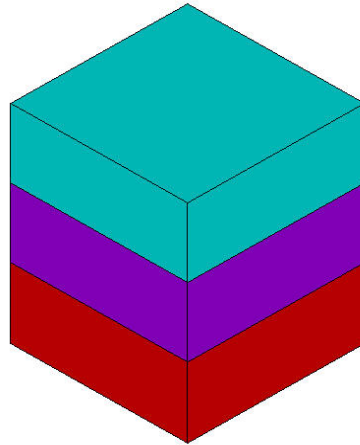


FIGURA 4.8 – Camadas Incrementais

O processo de polimerização é um processo transiente, aplica-se a luz e essa vai refratando para dentro do material, promovendo a cura de acordo com a intensidade da luz numa dada região da restauração. As regiões externas estão mais próximas da luz de ativação e polimerizam antes das regiões mais internas. Para poder representar tal comportamento optou-se por dividir cada camada incremental em duas faixas, cada uma sendo polimerizada após a polimerização completa da faixa anterior. A faixa mais externa polimeriza em primeiro lugar, sendo que a mais interna é a última a ser polimerizada. Adotou-se uma frente planar de polimerização, e, supôs-se que cada faixa estaria completamente curada antes de começar a ocorrer a polimerização da seguinte (WINKLER et al., 1996).

O processo descrito anteriormente ilustra que elementos do modelo deverão ser considerados apenas quando esses estiverem no processo de cura ou após estarem 100% polimerizados. Empregou-se a opção de “Birth & Death” do programa ANSYS para conseguir simular tal comportamento. Essa opção permite atribuir um valor nulo para a rigidez do elemento que se encontram desativado. A ativação dos elementos é seguida da atualização de sua geometria, obtida durante o processo de obtenção de solução anterior.

O processo de preenchimento da cavidade pode então ser dividido em seis etapas, sendo essas agrupadas em três incrementos de resina. Como o elemento de concreto foi empregado na modelagem do adesivo, cada etapa passa a ser uma análise não-linear, com vários incrementos de carga e várias interações de equilíbrio em cada um desses incrementos.

5 RESULTADO

5.1 Resultados do Experimento

Descrevem-se neste item os resultados experimentais obtidos, que são listados no anexo ao final do trabalho. O experimento apresentou dois valores de expansão linear, um quando utilizado o aparelho fotopolimerizador convencional (FOTO) e o outro quando utilizado o aparelho LED.

Expansão Resina TPH

Dia	0	1	3	7	14	30
FOTO	0	0,52	0,70	0,72	0,70	0,73
LED	0	0,49	0,59	0,63	0,65	0,60
Média	0	0,50	0,64	0,68	0,67	0,66

Tabela 5.1 – Expansão linear da resina TPH em função do tempo.

Expansão Linear experimental = 0,66 %, logo resulta em 1,99 % de expansão volumétrica. A expansão volumétrica representa três vezes a expansão linear.

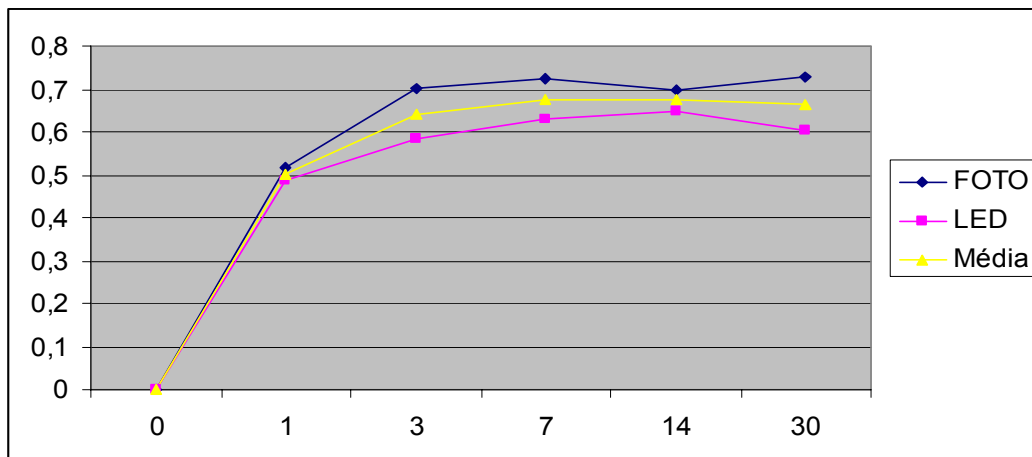


Figura 5.1 – Expansão linear da resina TPH em função do tempo.

Expansão Resina FLOW

Dia	0	1	3	7	14	30
FOTO	0	0,10	0,46	0,46	0,48	0,50
LED	0	0,05	0,37	0,35	0,33	0,41
Média	0	0,07	0,42	0,41	0,41	0,45

Tabela 5.2 – expansão linear da resina FLOW em função do tempo.

Expansão Linear experimental = 0,45 %, logo a expansão volumétrica é 1,36 %.

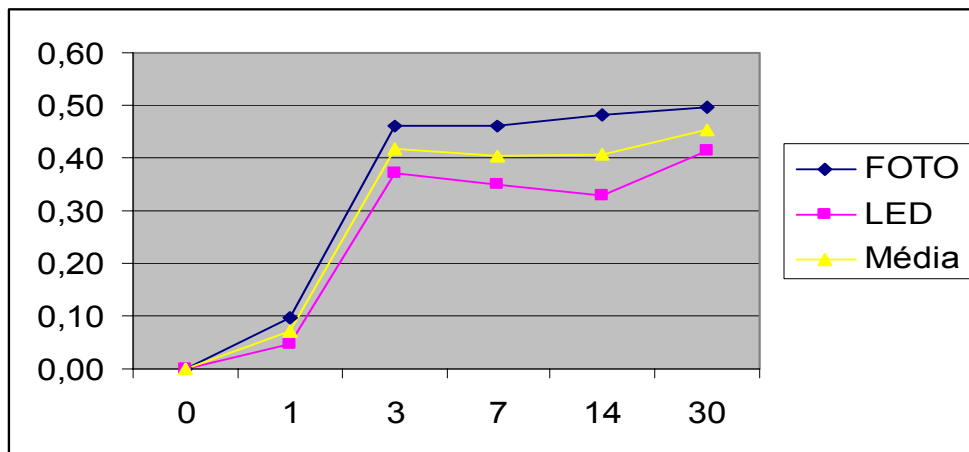


Figura 5.2 - Expansão da resina FLOW em função do tempo.

Expansão Resina Z250

Dia	0	1	3	7	14	30
FOTO	0	0,56	0,66	0,77	0,77	0,82
LED	0	0,48	0,57	0,52	0,58	0,61
Média	0	0,52	0,62	0,65	0,67	0,71

Tabela 5.3 – expansão da resina Z250 em função do tempo.

Expansão Linear experimental = 0,71%, logo a expansão volumétrica é 2,14 %.

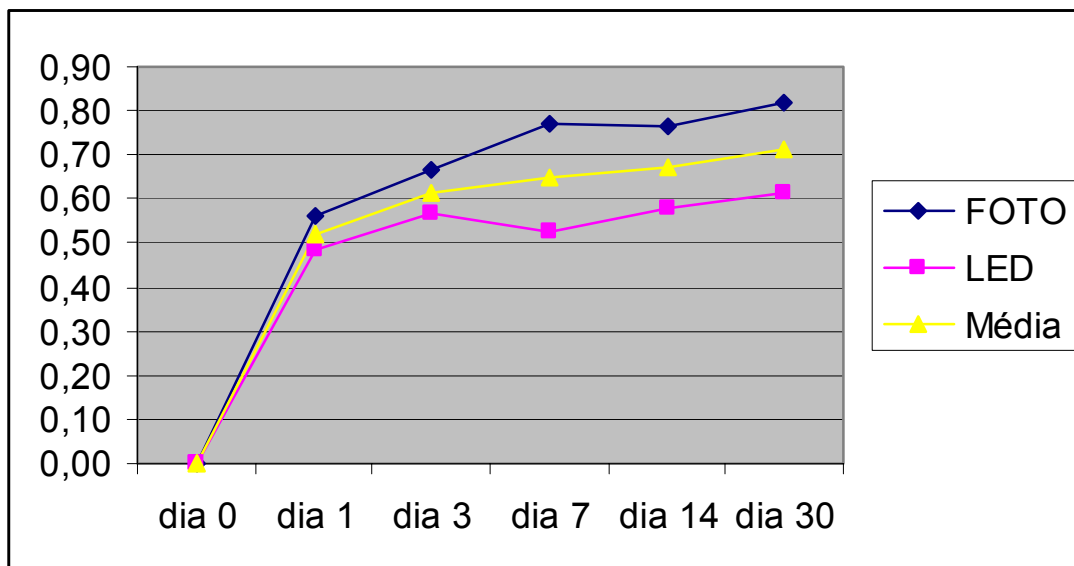


Figura 5.3 - expansão da resina Z250 em função do tempo.

Após a análise dos resultados das resinas individuais verificou-se a não existência de diferença significativa entre o modo de fotopolimerização das mesmas, convencionou-se a utilização dos valores médios entre o fotopolimerizador convencional e o LED. Desta forma as resinas testadas apresentaram a curva de expansão linear descrita na Fig. 5.4.

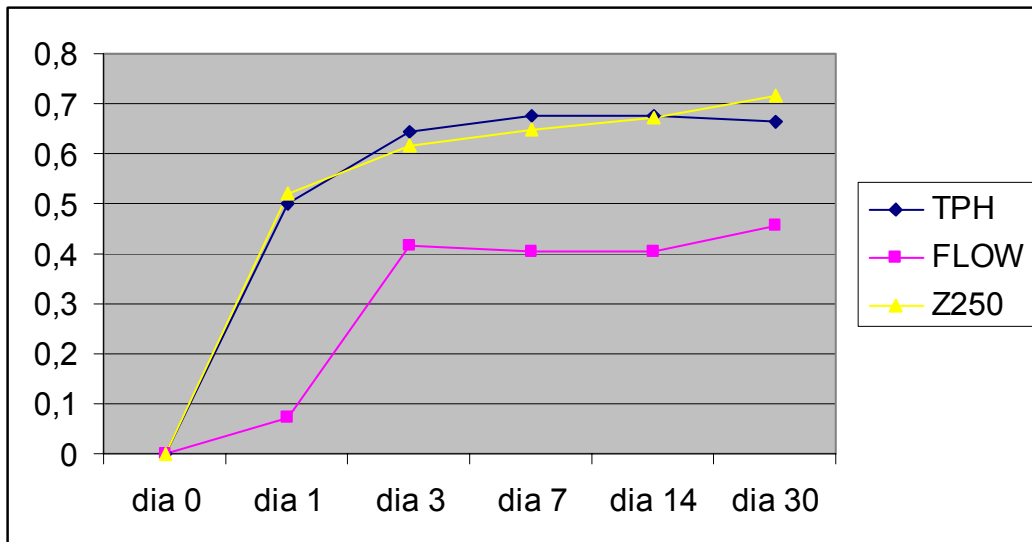


FIGURA 5.4 – Expansões das resinas em função do tempo em água.

5.2 Resultados da Análise Computacional

Segue abaixo a seqüência simulada das fases durante o processo de polimerização das resinas e seu posterior processo de expansão. Está dividido por resina. Do lado esquerdo são apresentadas as etapas dos incrementos horizontais enquanto que do lado direito são apresentadas as etapas do incremento único. Nas últimas figuras utiliza-se valores de contração/expansão apresentados na literatura, nas demais, dados obtidos experimentalmente neste trabalho.

Resina TPH

1ª Fase – Contração volumétrica durante a polimerização.

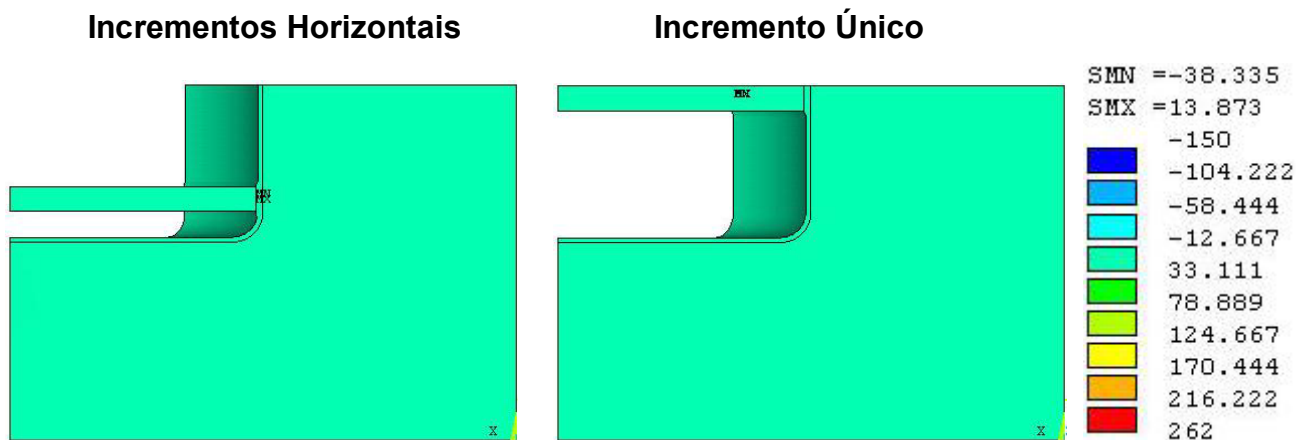


Figura 5.5 - 1ª Subcamada da resina TPH – Tensões principais máximas (σ_1) [MPa]

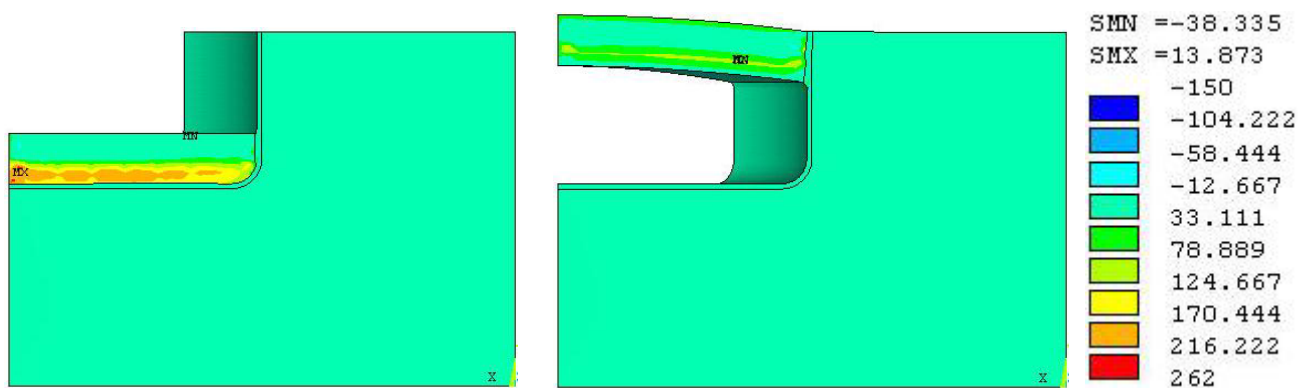


Figura 5.6 - 2ª Subcamada da resina TPH

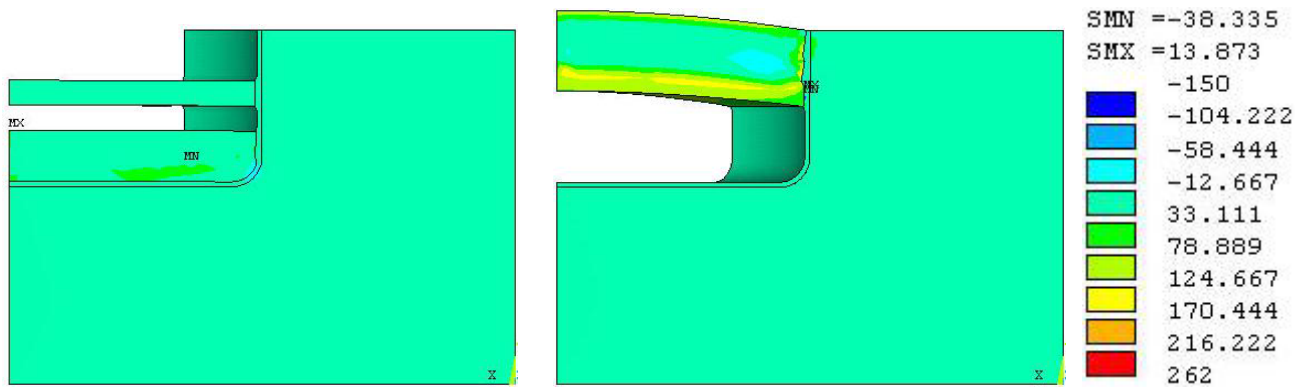


Figura 5.7 - 3ª Subcamada da resina TPH

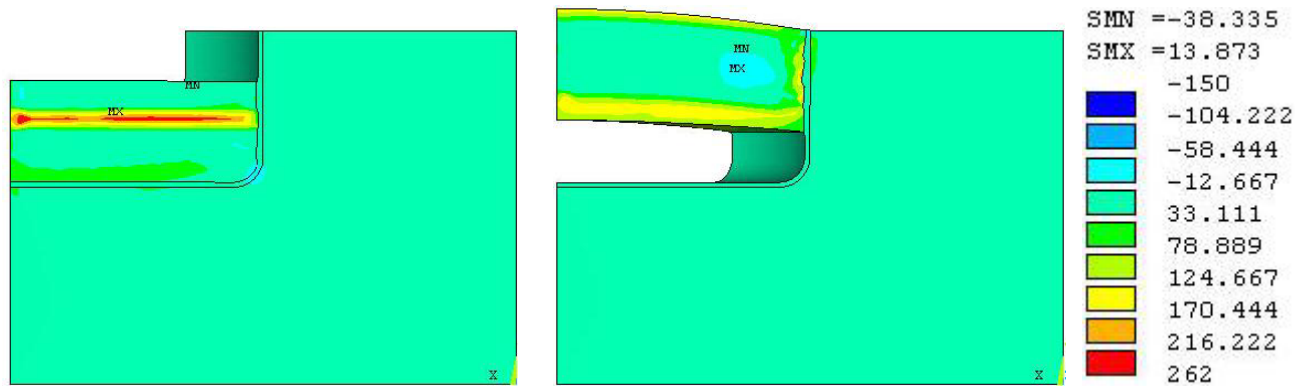


Figura 5.8 - 4ª Subcamada da resina TPH

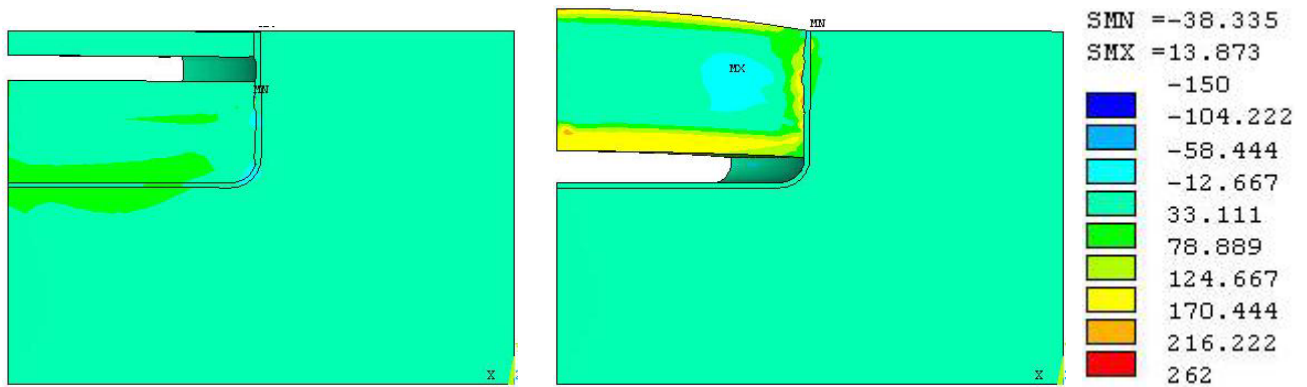


Figura 5.9 - 5ª Subcamada da resina TPH

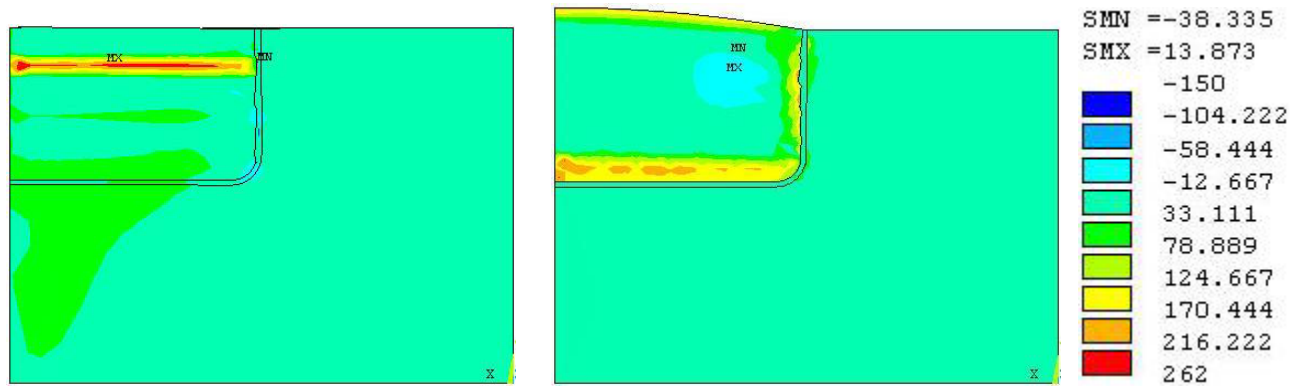


Figura 5.10 - 6ª Subcamada da resina TPH

2ª Fase – expansão higroscópica



Figura 5.11 - Expansão Higroscópica da resina TPH – dados retirados do experimento realizado.

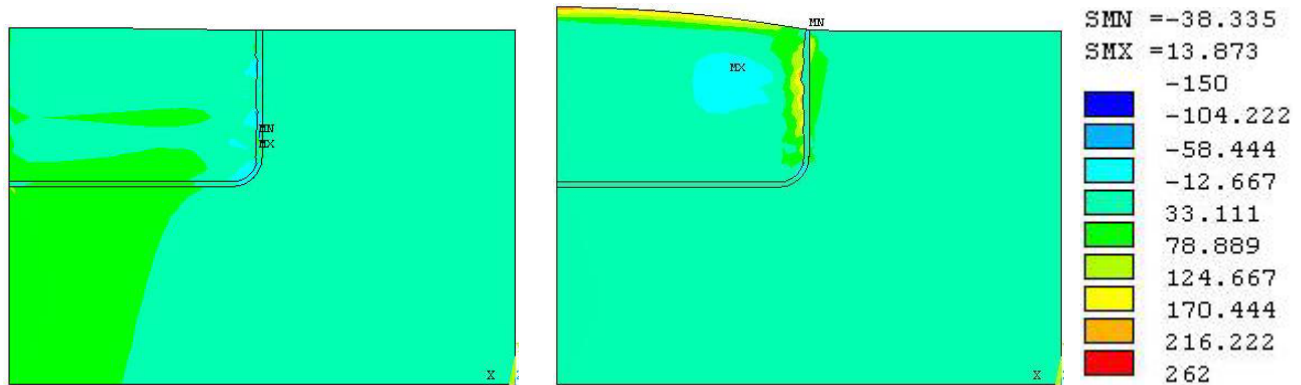


Figura 5.12 Expansão Higroscópica da resina TPH – dados da literatura (MARTIN et al. (2003) e PALIN et al. (2005).

Dados de tensões máximas de tração durante a simulação para a resina TPH.

Incremento Horizontal

Incremento nº	TPH Incremento Horizontal	
	Dentina	Resina
1	0,8	2,5
2	37,8	202
3	33,149	51,194
4	34,651	252,618
5	48,691	54,962
6	54,358	250,526
Expansão da Literatura	63,359	62,913
Expansão Experimental	164,384	59,377

TABELA 5.4 Tensões Máximas de Tração (Mpa)

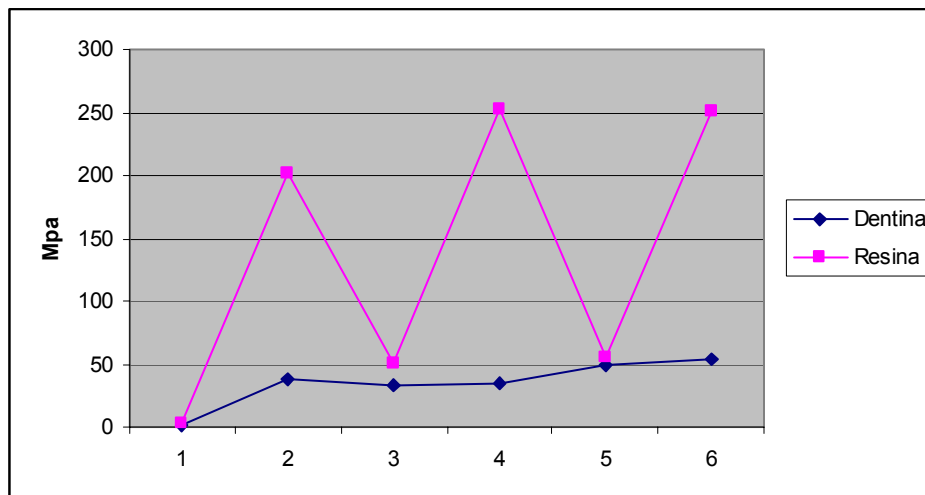


Figura 5.13 – Gráfico da Tensão Máxima s1 (Tração) Resina TPH – Incremento Horizontal

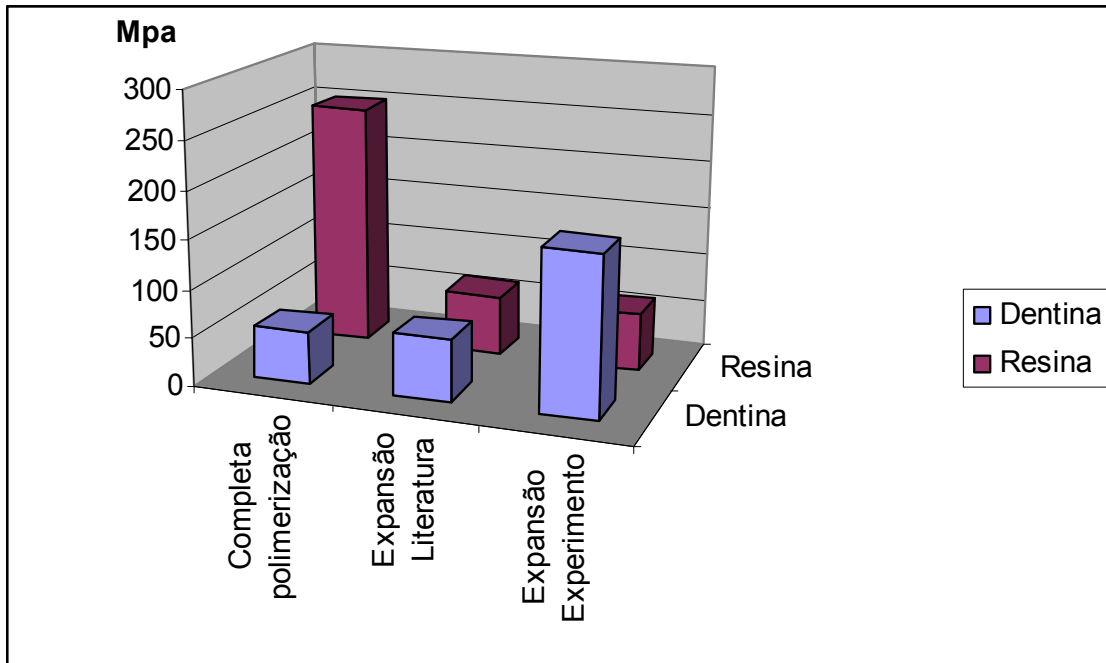


Figura 5.14 – Gráfico Tensão Máxima s1 (Tração) na Resina TPH – Incremento Horizontal, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.

Incremento Único

Incremento nº	TPH – Incremento Único	
	Dentina	Resina
1	0,5	7,161
2	45	94,292
3	88,92	178,456
4	104,137	230,972
5	141,467	238,045
6	143,684	238,251
Exp. Literatura	177,588	83,208
Exp. Experimental	244,983	76,455

Tabela 5.5 Tensões Máximas de Tração (Mpa)

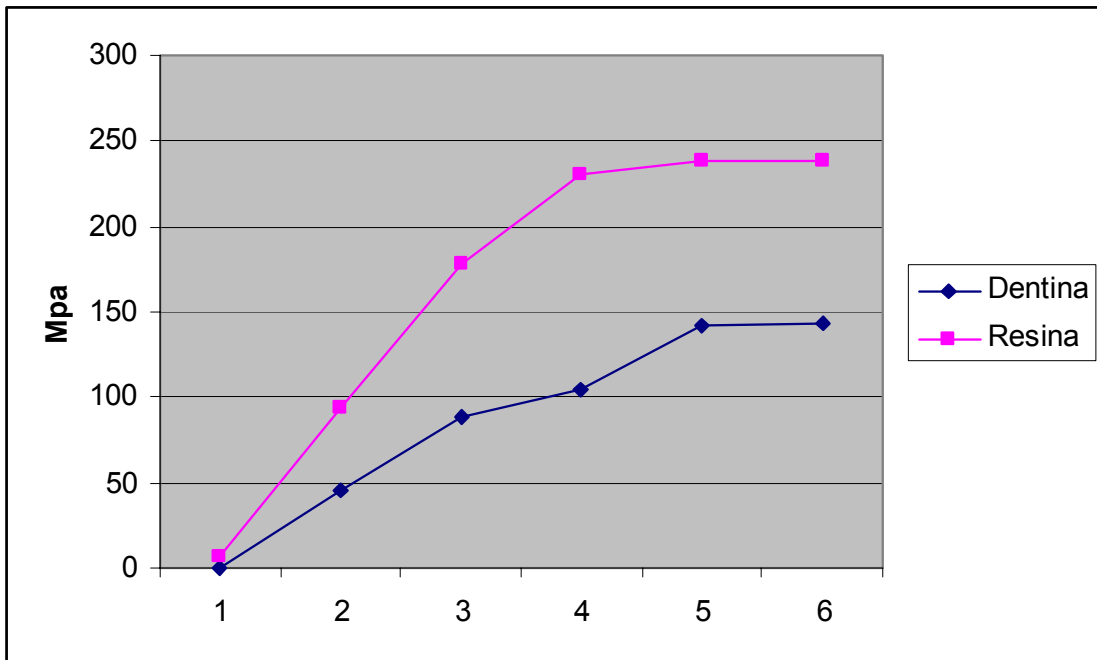


Figura 5.15 – Gráfico da Tensão s1 (Tração) Resina TPH – Incremento Único

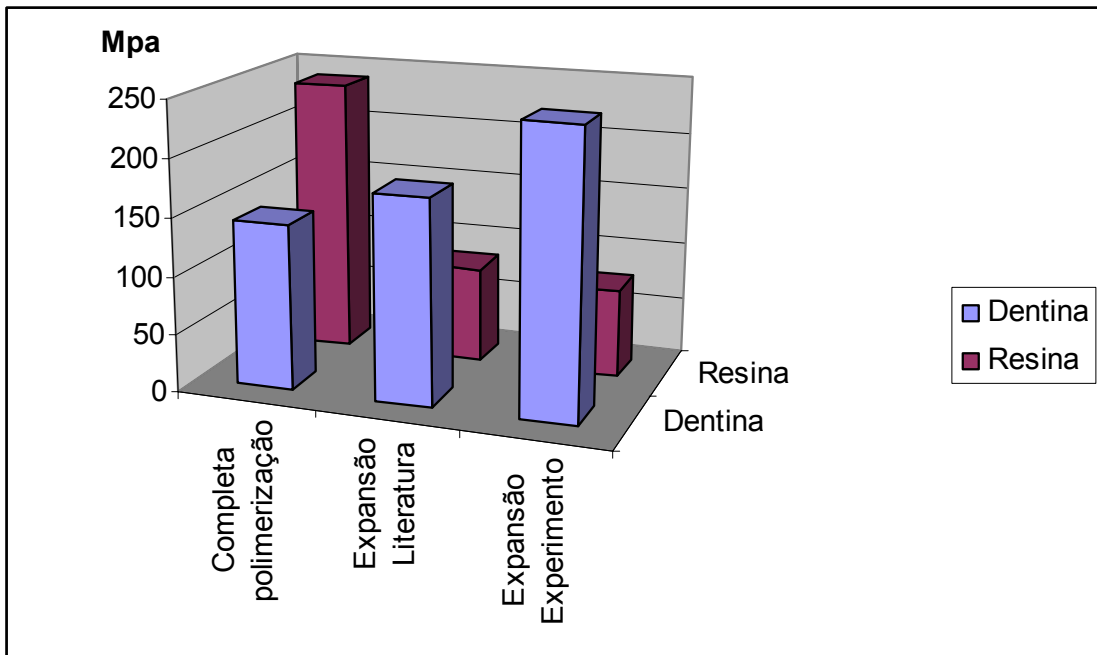


Figura 5.16 – Gráfico Tensão Máxima s1 (Tração) na Resina TPH – Incremento Único, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.

RESINA Z250

1ª Fase – Contração volumétrica durante a polimerização.

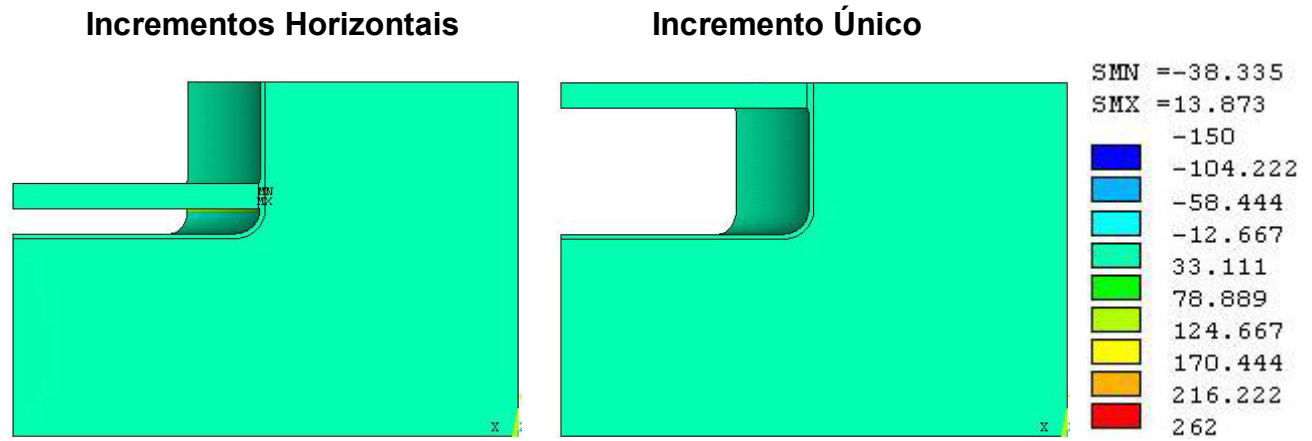


Figura 5.17 - 1ª Subcamada de resina contraída – Tensões principais máximas (σ_1) [MPa]

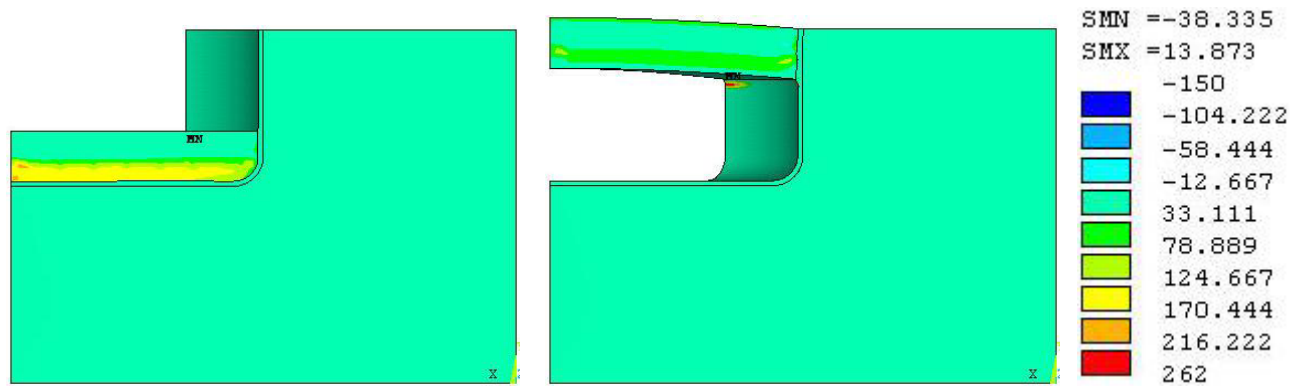


Figura 5.18 - 2ª Subcamada da resina Z250

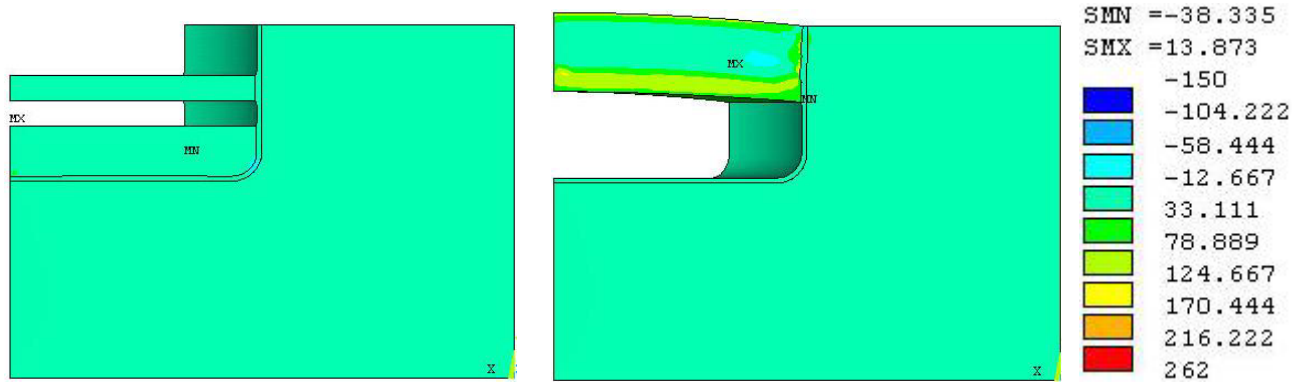


Figura 5.19 - 3ª Subcamada da resina Z250

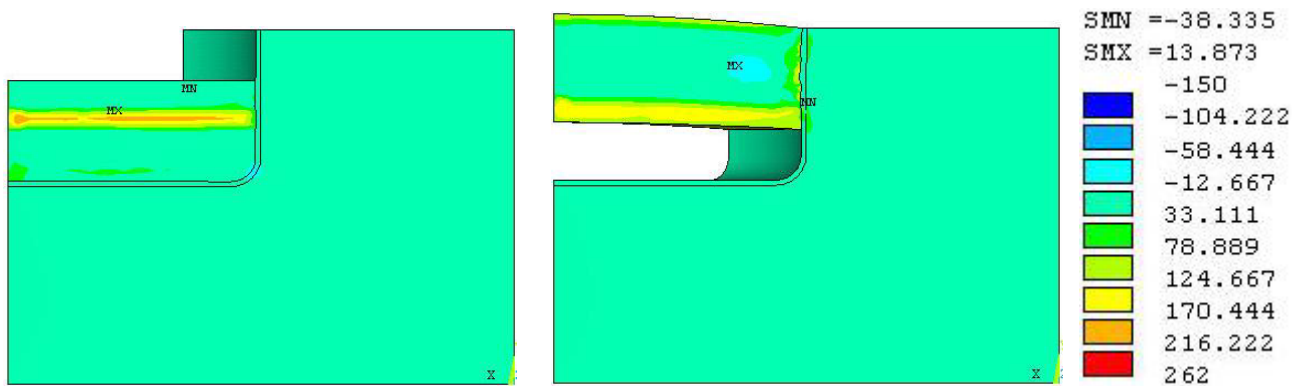


Figura 4.20 - 4ª Subcamada da resina Z250

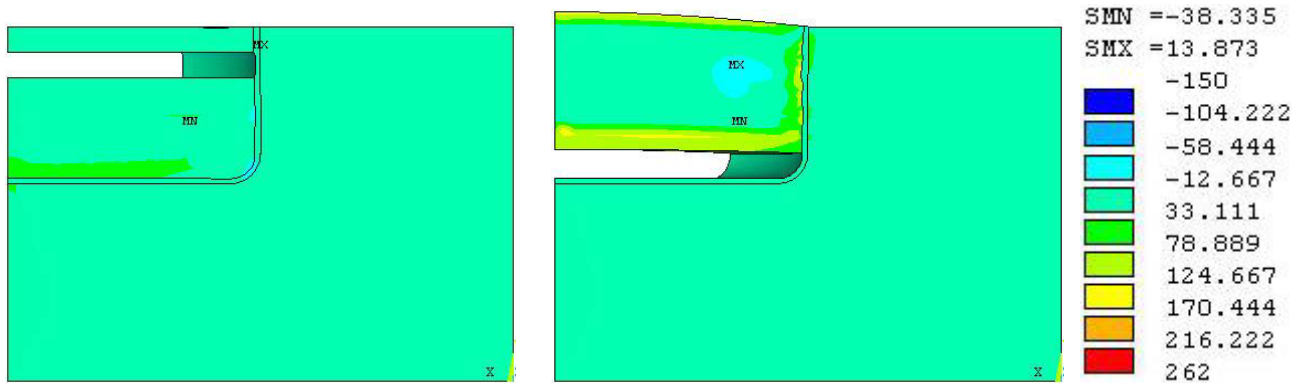


Figura 5.21 - 5ª Subcamada da resina Z250

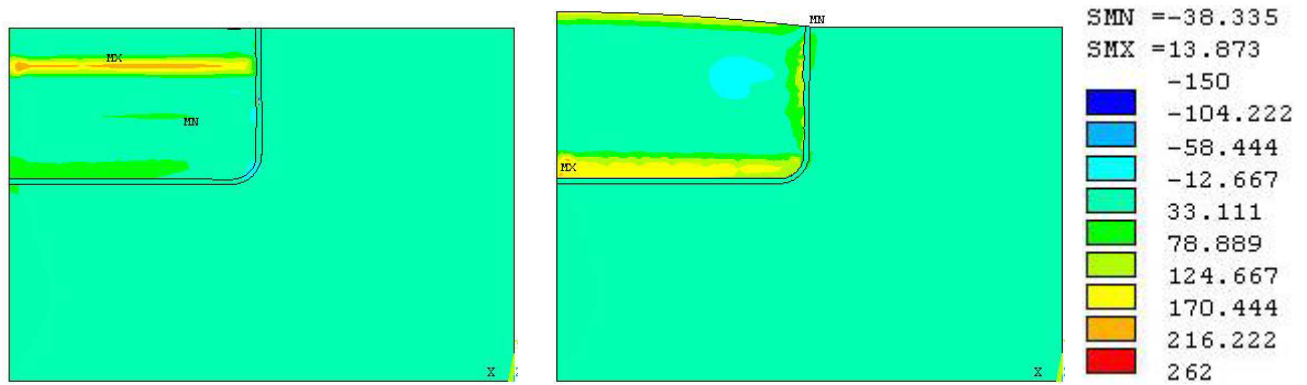


Figura 5.22 - 6ª Subcamada da resina Z250

2ª Fase – Expansão higroscópica.

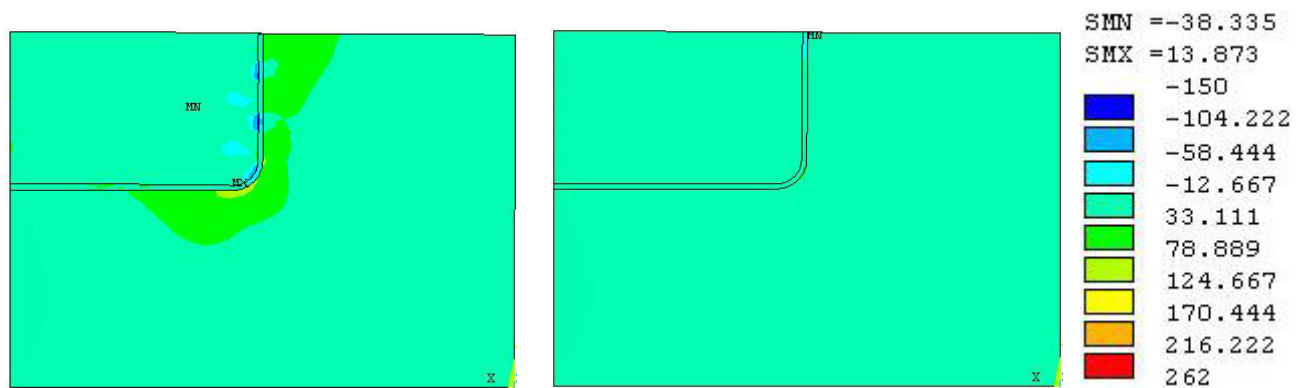


Figura 5.23 - Expansão Higroscópica da resina Z250 – dados experimentais

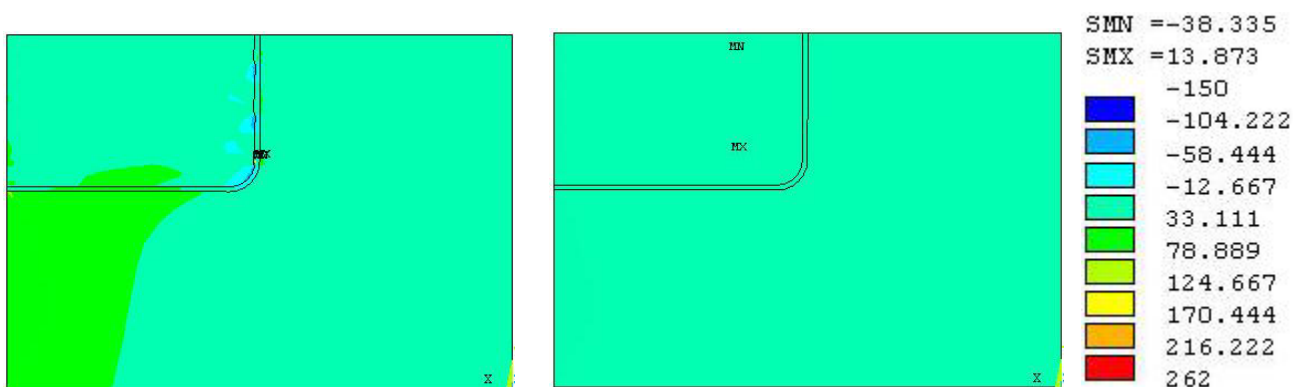


Figura 5.24 - Expansão Higroscópica da resina Z250 – dados da literatura

Dados de tensões máximas de tração durante a simulação para a resina Z250.

Incremento Horizontal

Incremento nº	Z250 Incremento Horizontal	
	Dentina	Resina
1	7,252	16,288
2	26,97	165,224
3	24,478	34,072
4	32,376	206,527
5	36,636	49,934
6	33,174	205,132
Exp. Literatura	61,349	70,755
Exp. Experimental	139,525	40,068

TABELA 5.6 Tensões Máximas de Tração (Mpa)

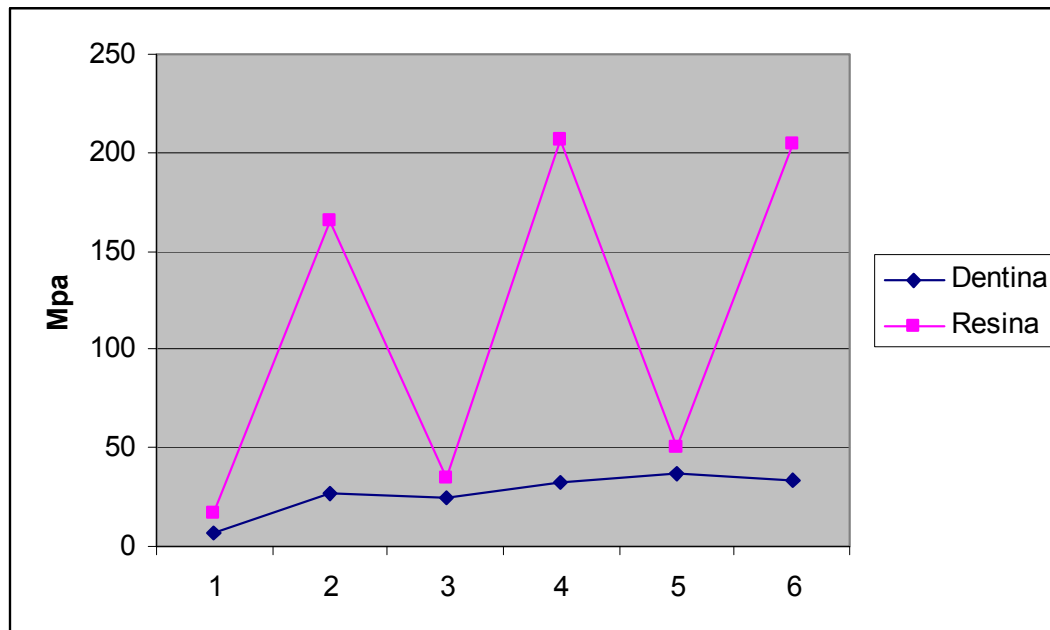


Figura 5.25 – Gráfico da Tensão Máxima s1 (Tração) Resina Z250 – Incremento Horizontal

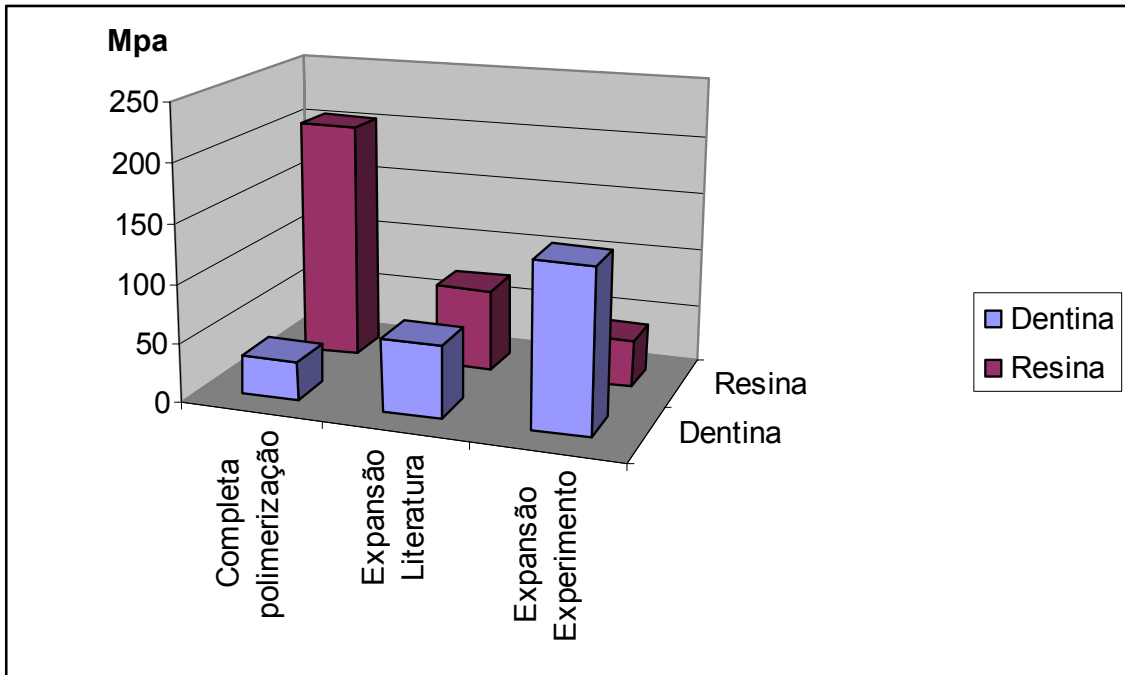


Figura 5.26 – Gráfico Tensão Máxima s1 (Tração) na Resina Z250 – Incremento Horizontal, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.

Incremento Único

Incremento nº	Z250 – Incremento Único	
	Dentina	Resina
1	0,07	3,311
2	26,189	95,137
3	63,452	147,418
4	77,861	148,632
5	107,067	156,48
6	106,771	155,427
Exp. Literatura	20,976	3,681
Exp. Experimental	39,248	4,983

Tabela 5.7 Tensões Máximas de Tração (Mpa)

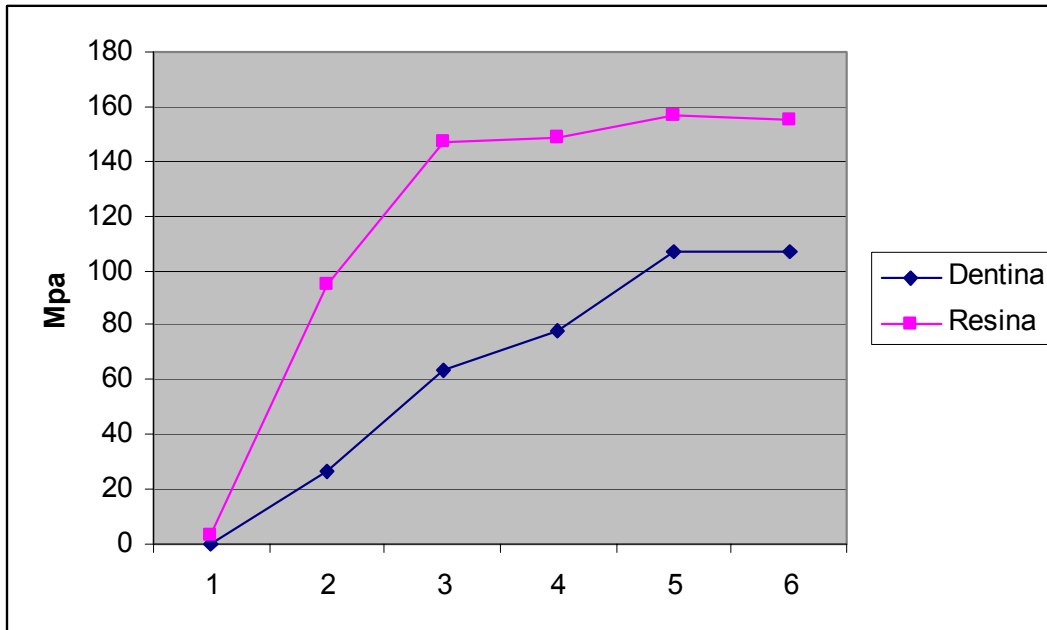


Figura 5.27 – Gráfico da Tensão s_1 (Tração) Resina Z250 – Incremento Único

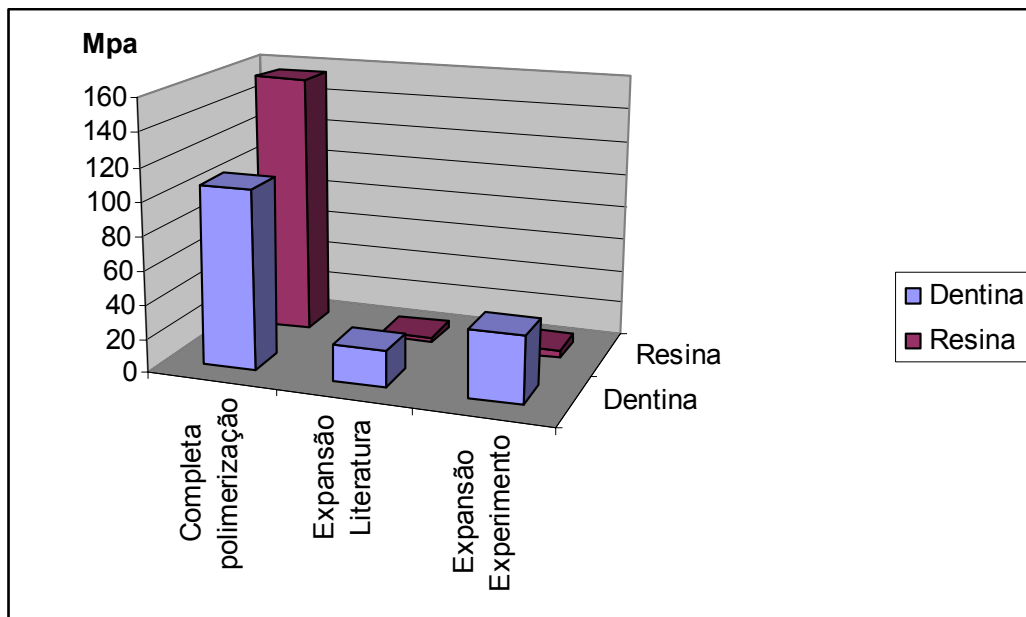


Figura 5.28 – Gráfico Tensão Máxima s_1 (Tração) na Resina Z250 – Incremento Único, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.

RESINA FILL MAGIC FLOW

1ª Fase – Contração volumétrica durante a polimerização.

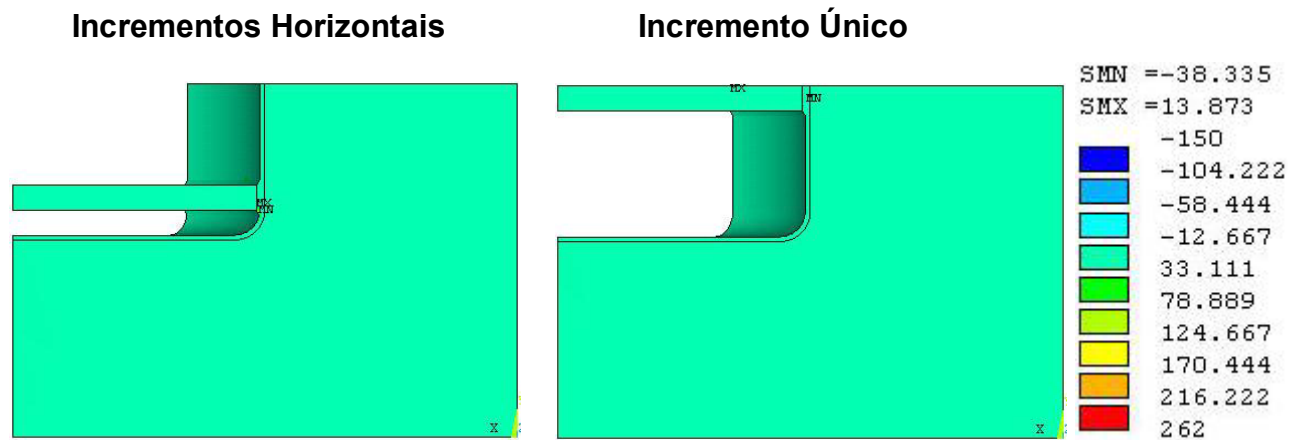


Figura 5.29 - 1ª Subcamada da resina FLOW – Tensões principais máximas (σ_1) [MPa]

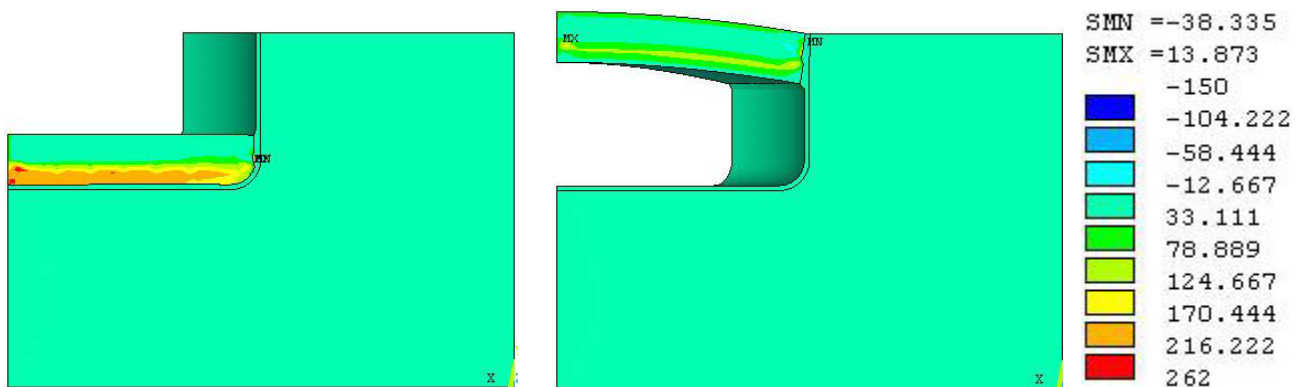


Figura 5.30 - 2ª Subcamada da resina FLOW

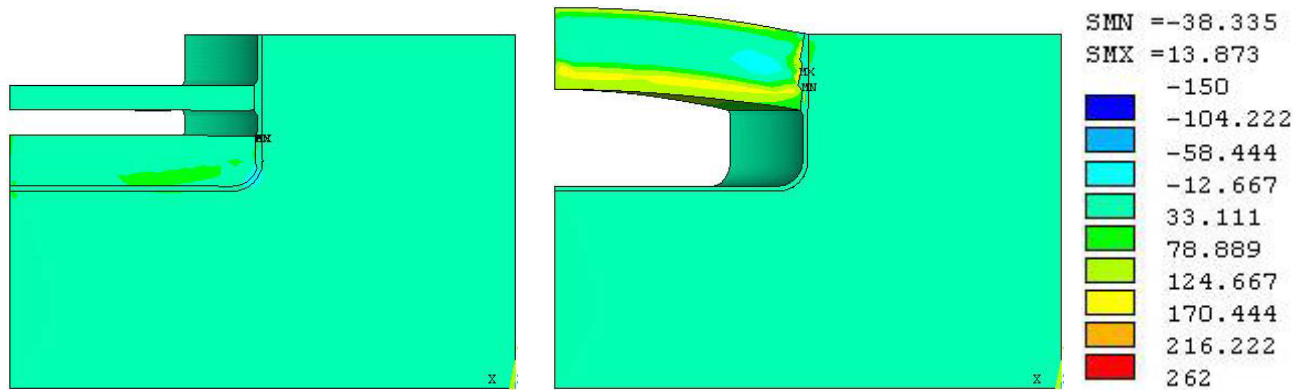


Figura 5.31 - 3ª Subcamada da resina FLOW

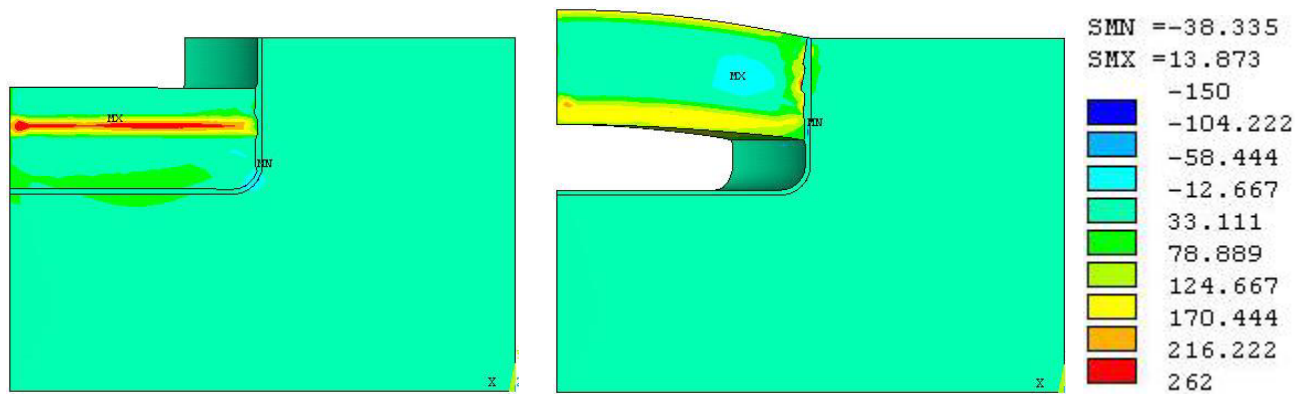


Figura 5.32 - 4ª Subcamada da resina FLOW

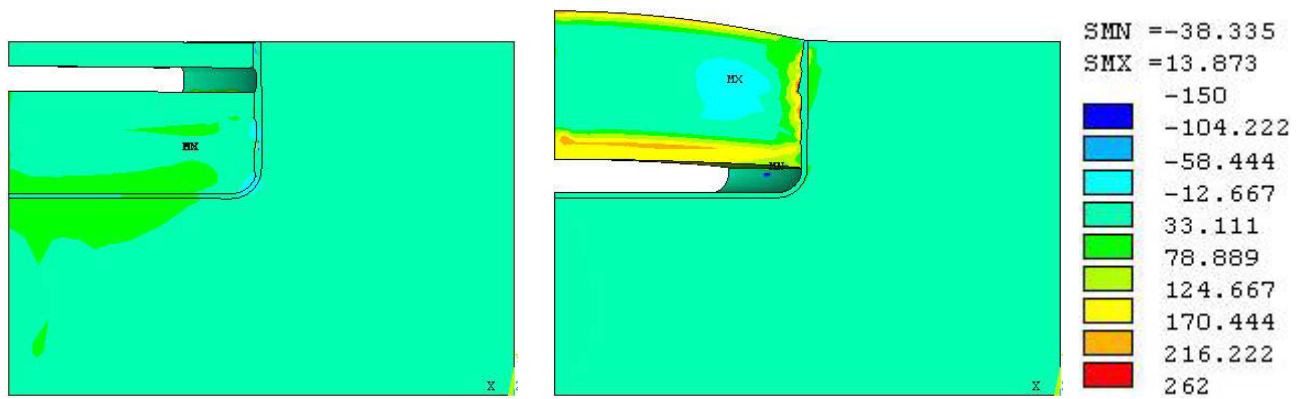


Figura 5.33 - 5ª Subcamada da resina FLOW

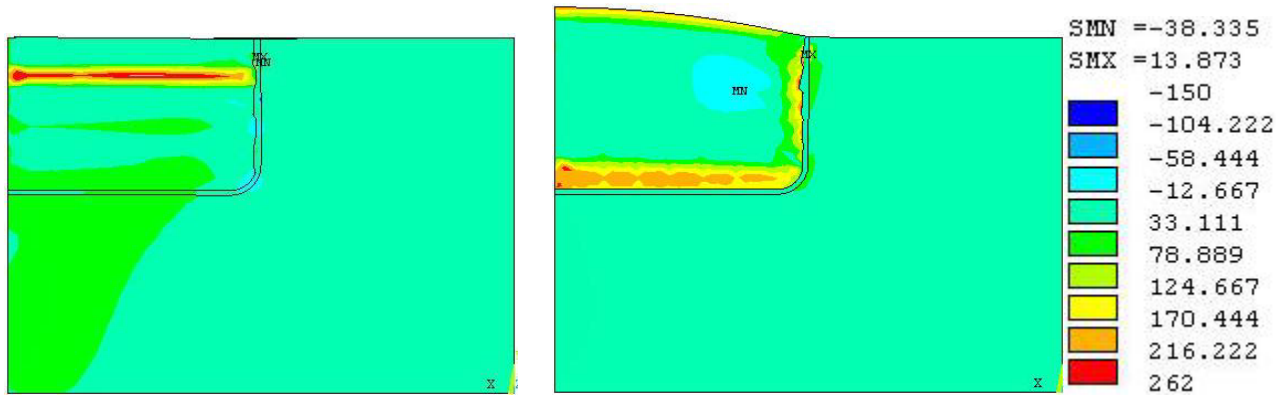


Figura 5.34 - 6ª Subcamada da resina FLOW

2ª Fase – Expansão Higroscópica.

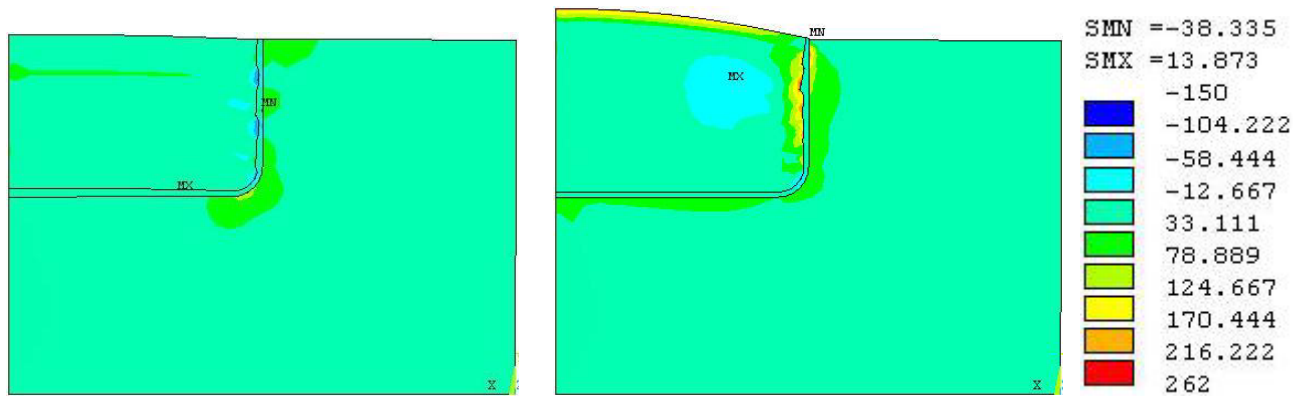


Figura 5.35 - Expansão Higroscópica da resina FLOW – dados experimentais

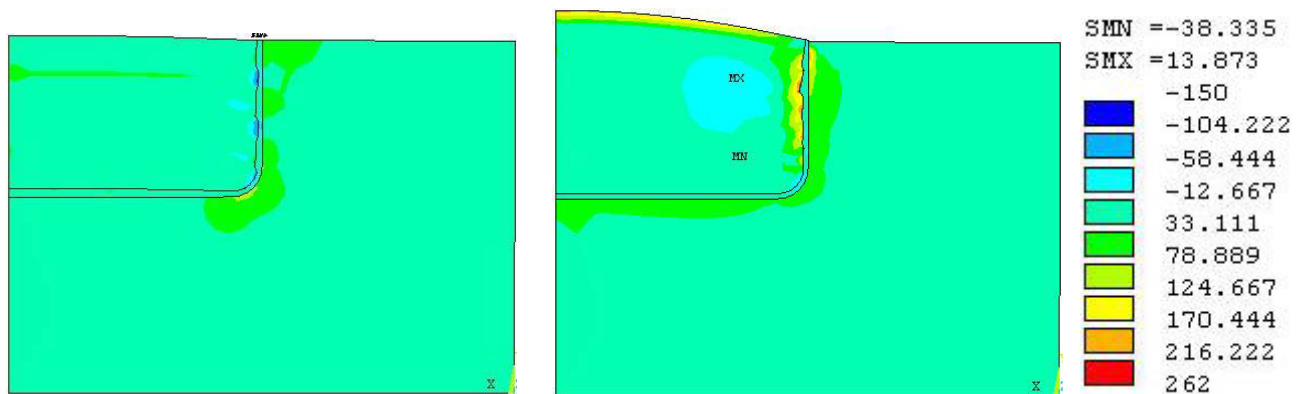


Figura 5.36 - Expansão Higroscópica da resina FLOW – dados da literatura

Dados de tensões máximas de tração durante a simulação para a resina FLOW.

Incremento Horizontal

Incremento nº	FLOW Incremento Horizontal	
	Dentina	Resina
1	2,383	4,044
2	42,582	212,301
3	37,649	52,967
4	38,828	266,169
5	55,121	66,649
6	61,506	266,737
Exp. Literatura	136,639	58,697
Exp. Experimental	131,885	55,752

TABELA 5.8 Tensões Máximas de Tração (Mpa)

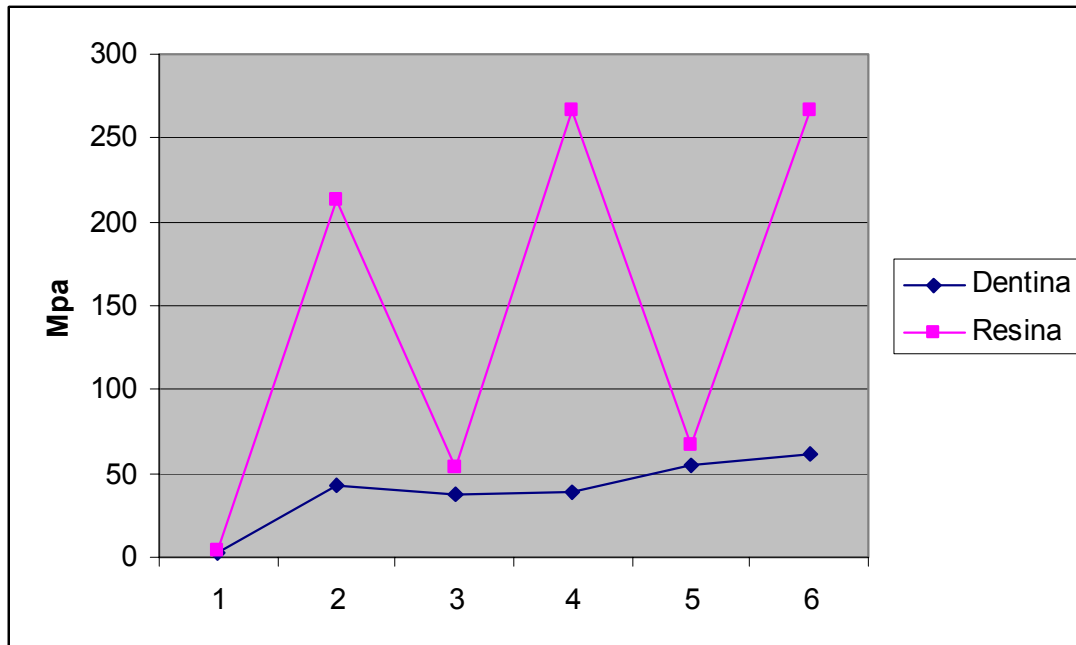


Figura 5.37 – Gráfico da Tensão Máxima s1 (Tração) Resina FLOW – Incremento Horizontal

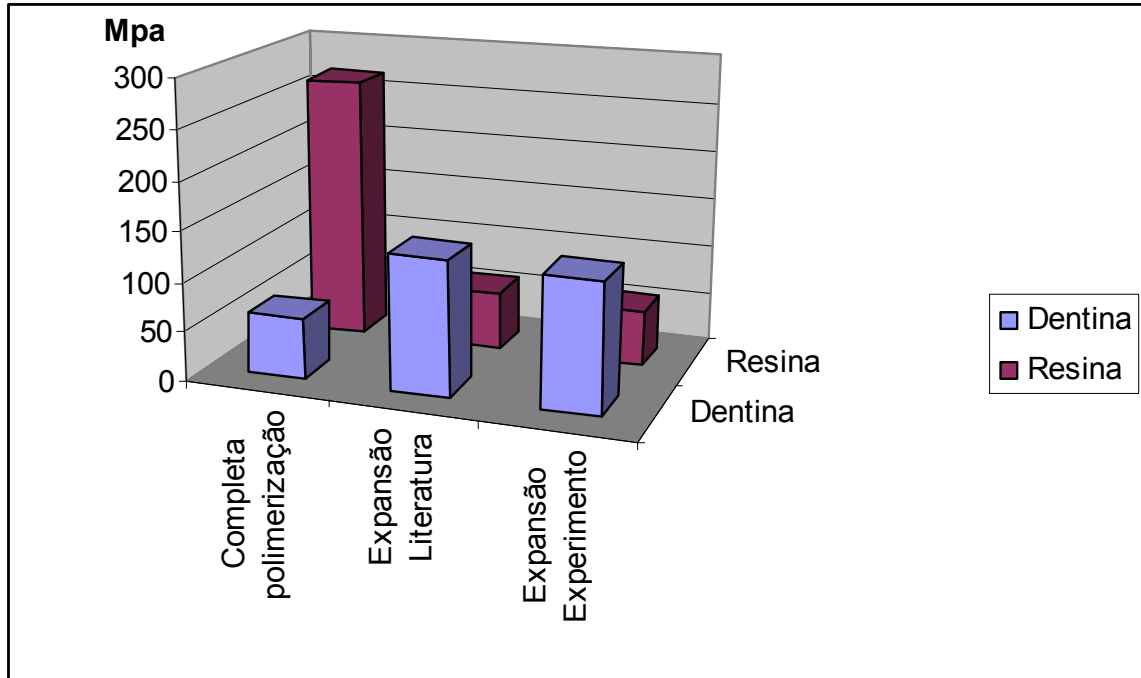


Figura 5.38 – Gráfico Tensão Máxima s1 (Tração) na Resina Flow – Incremento Horizontal, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.

Incremento Único

Incremento nº	FLOW – Incremento Único	
	Dentina	Resina
1	1,835	8,391
2	39,54	103,826
3	103,81	162,849
4	121,034	181,993
5	134,864	189,264
6	135,584	220,539
Exp. Literatura	195,938	44,508
Exp. Experimental	193,078	46,784

TABELA 5.9 Tensões Máximas de Tração (Mpa)

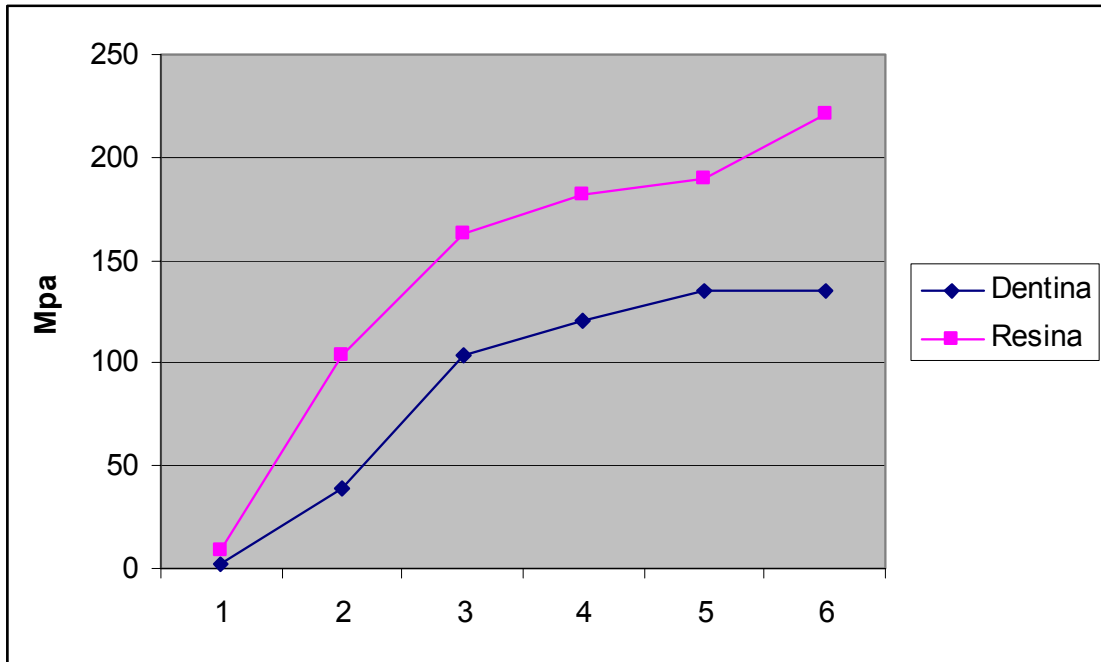


Figura 5.39 – Gráfico da Tensão s1 (Tração) Resina FLOW – Incremento Único

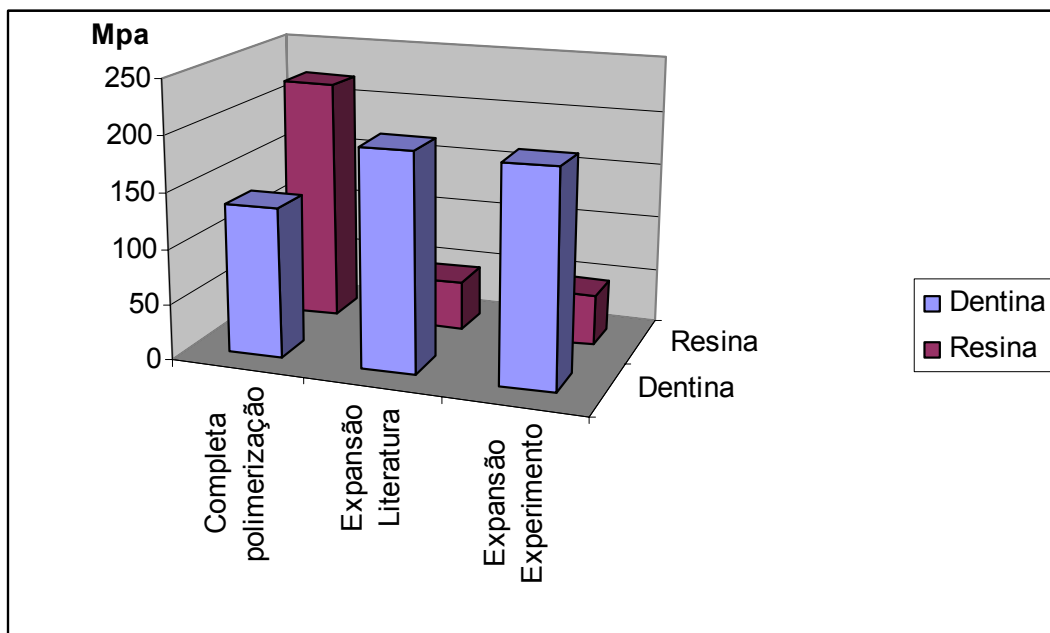
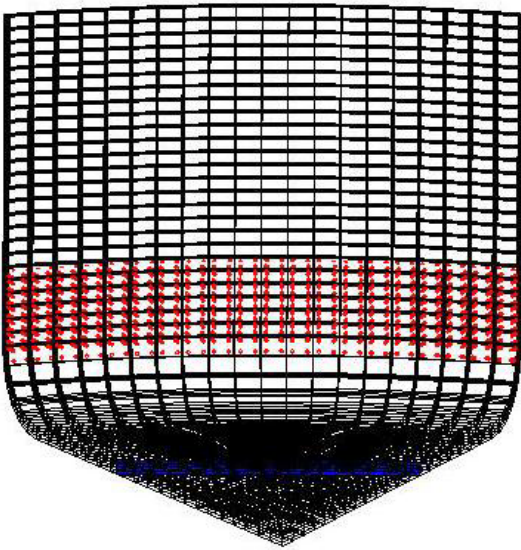


Figura 5.40 – Gráfico Tensão Máxima s1 (Tração) na Resina Z250 – Incremento Único, depois da completa polimerização, e com a expansão da literatura e do experimento.

5.3 - Comportamento do adesivo e suas trincas

O adesivo demonstrou um comportamento semelhante nas três resinas testadas, diferindo apenas da técnica de incremento da resina na cavidade. Pontos vermelhos indicam locais onde ocorreu a ruptura do adesivo para a resina TPH.

Incrementos Horizontais



Incremento Único

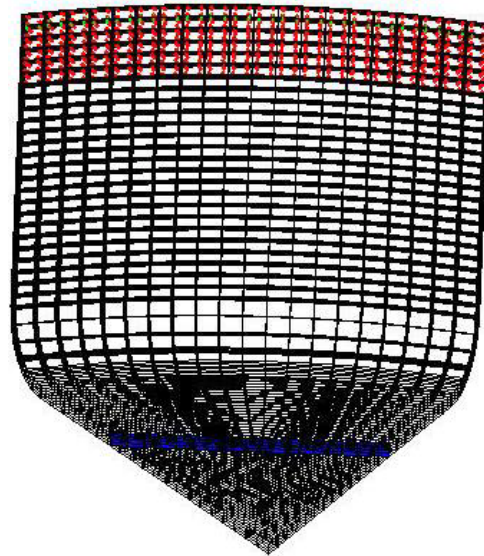


Figura 5.41 - 1ª Subcamada

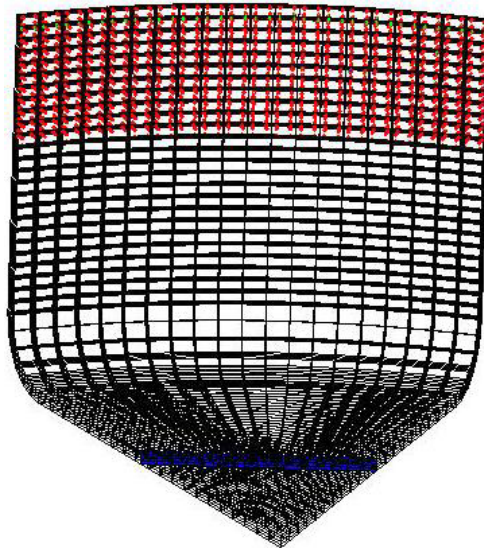
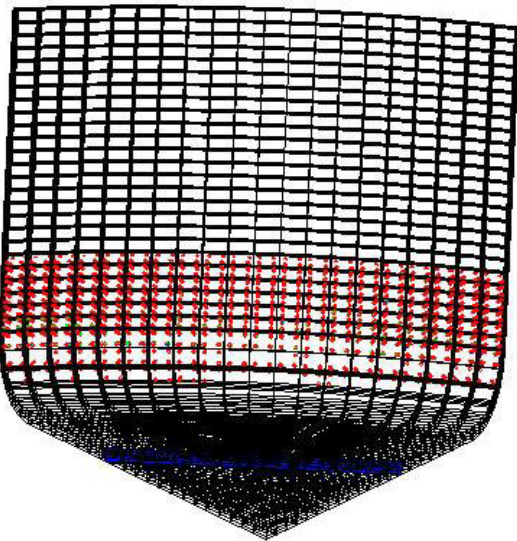


Figura 5.42 - 2ª Subcamada do adesivo

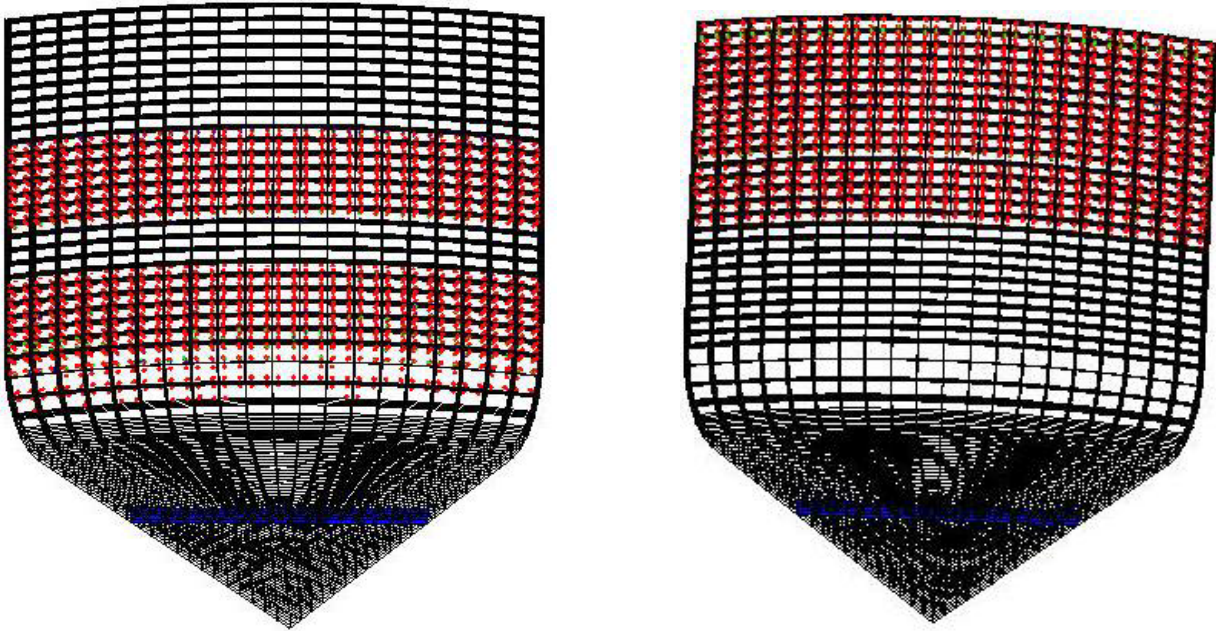


Figura 5.43 - 3ª Subcamada do adesivo

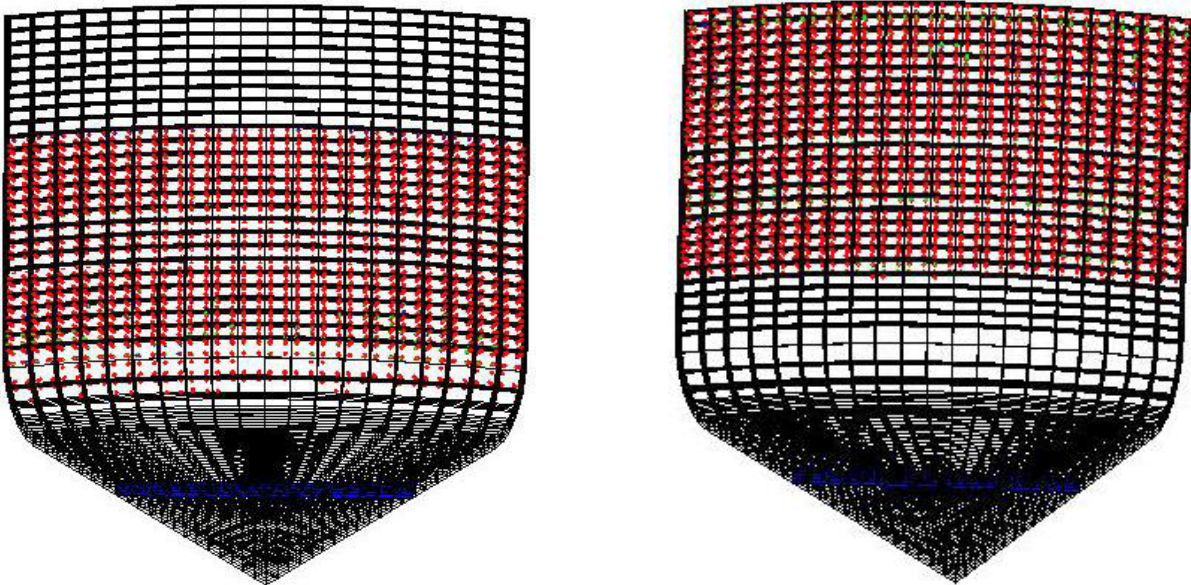


Figura 5.44 - 4ª Subcamada do adesivo

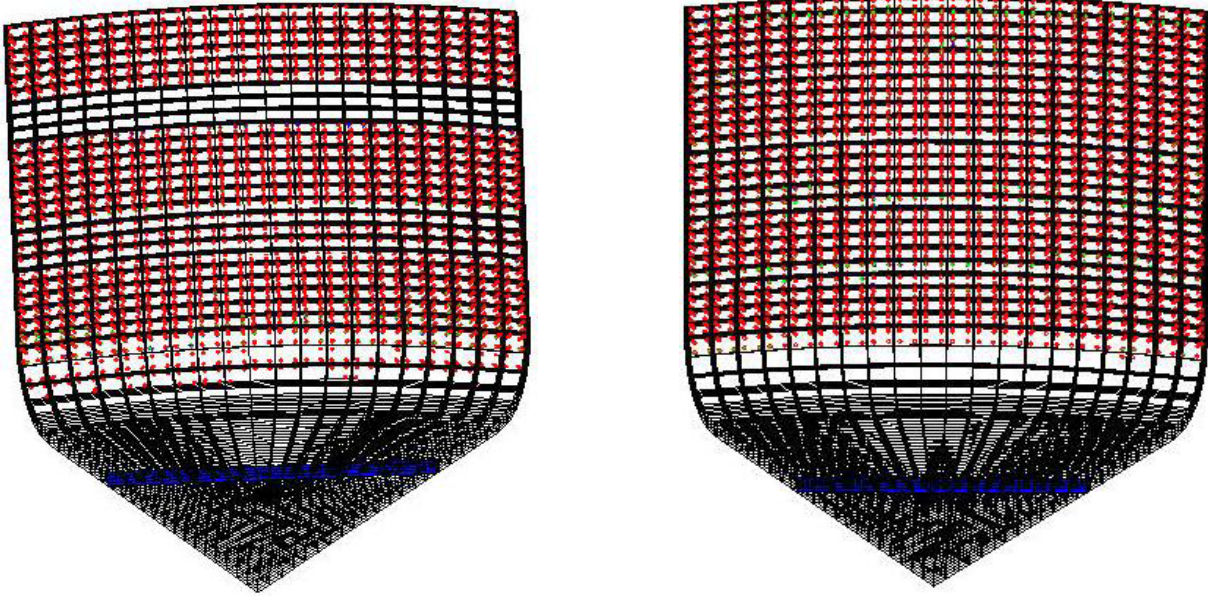


Figura 5.45 - 5ª Subcamada do adesivo

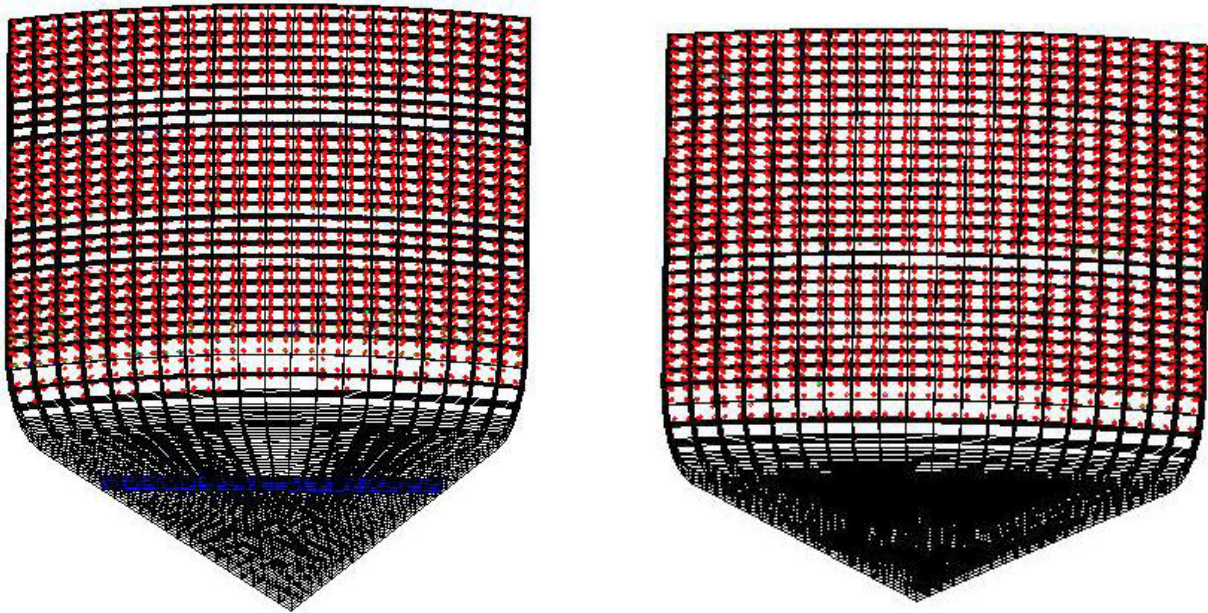


Figura 5.46 - 6ª Subcamada do adesivo

6 DISCUSSÃO

6.1 – Discussão dos Resultados Experimentais

As resinas odontológicas apresentam um comportamento bem característico, durante o processo de polimerização ocorre contração da matriz orgânica (LABELLA et al. (1999), ASMUSSEN & JORGENSEN (1972), WEINMANN et al. (2005) e LEE et al (2005)). Como a resina apresenta micro-retenção ao dente, sua contração, durante a polimerização, leva a uma tensão no dente. Essa tensão pode provocar a fratura do dente, fratura da resina ou do adesivo.

A geração de tensões residuais em dentes restaurados pode levar à propagação de trincas de esmalte, micro-infiltração e sensibilidade pós-operatória, dentre outras conseqüências (VERSLUIS & TANTBIROJN, 1999).

Entretanto, a resina, por apresentar uma matriz orgânica que sofre um processo de sorpção de água, quando entra em contato com a saliva expande. Para FEILZER et al. (1990), expor a restauração de resina composta posteriormente à sua polimerização à presença de água pode levar a um alívio nas tensões residuais desenvolvidas, já que a água difunde para dentro do material, ocasionando uma expansão gradual, até um determinado valor de equilíbrio.

Na análise do experimento deste trabalho, percebe-se que ocorreu a expansão nas três resinas testadas. Essa expansão se deu de forma mais intensa no início e gradativamente foi diminuindo até uma tendência de estabilização.

BRADEN et al. (1976) concluíram que o processo de sorpção e desorpção de água pelos compósitos é baseado em difusão, e o coeficiente de difusão diminuiu com o aumento da concentração de água na resina.

O tempo necessário para que ocorra a compensação da contração de polimerização pela expansão higroscópica ainda não está bem estabelecido pela literatura. ASMUSSEN e JORGENSEN (1972) observaram que o tempo para total fechamento das fendas variou de 8 a 32 dias para diferentes resinas avaliadas. BOWEN et al. (1982) observaram que somente após um ano, a expansão devido à sorção de água foi suficiente para compensar totalmente a contração sofrida pelas resinas compostas avaliadas. HANSEN (1982a) observou uma redução das fendas marginais após 7 e 28 dias de imersão em água.

A estabilização do processo de sorção neste experimento se iniciou por volta do sete dias do corpo de prova em água. Essa diferença em relação à literatura pode ser facilmente explicada pelo fato de no nosso experimento o corpo de prova (a resina) estava totalmente livre em água, ocorrendo assim uma rápida difusão. Nos experimentos da literatura, normalmente a resina é colocada dentro do preparo cavitário do dente, desta forma há uma maior dificuldade de difusão uma vez que temos praticamente uma única superfície em contato com a água.

Entretanto nenhum material restaurador possuiu uma expansão que compense sua contração de polimerização MARTIN et al. (2003), JEDYNAKIEWICZ & MARTIN (1998) e FERREIRA (2001). A contração de polimerização é um processo rápido, em quarenta segundos praticamente toda a contração já ocorreu, provocando assim a abertura de trincas ao redor de toda a interface dente-resina, levando ao aparecimento de dor pós-operatória, infiltração marginal, sensibilidade dentinária e a descoloração da resina na interface com o dente. A posterior expansão higroscópica é um processo lento, leva dias até que ocorra um total fechamento das margens da restauração, e em alguns casos, nem ocorre tal fechamento (ARAÚJO & BATITUCCI, 1995; BARREIROS, 1998 e FERREIRA, 2001).

Este experimento apresenta valores para a expansão higroscópica superiores aos encontrados na literatura, menos na resina FLOW que apresentou um valor experimental bem próximo ao da literatura (Tabela 6.1).

RESINA\EXPANSÃO VOLUMÉTRICA	LITERATURA (%)	EXPERIMENTO(%)
TPH	0,6	1,99
Z250	1,0	2,14
FLOW	1,5	1,36

TABELA 6.1 Resultados da literatura e Experimental. Dados retirados dos seguintes trabalhos:
MARTIN et al. (2003) e PALIN et al. (2005).

Um fator possivelmente responsável por essa diferença é a falta de controle da temperatura da sala durante a análise no microscópio. Outro fator pode ser associado com a especificidade do teste, utilizamos um microscópio óptico com aumento de trinta vezes, sendo que as marcas para mensuração não possuíam adequada precisão de marcação.

Este experimento apresenta um valor de desvio-padrão alto, foram realizados 20 corpos de prova para cada resina testada, sendo que cada corpo de prova apresenta duas medições, relativas a duas retas (A e B), sendo no total 40 medições. Na tabela 6.2 encontramos os valores dos desvios-padrão deste experimento, este valores são relativos à expansão linear. Podemos verificar que o desvio-padrão representa mais de 50% do valor de expansão higroscópica das resinas testadas.

	TPH	FLOW	Z250
Expansão Higroscópica (%)	0,66	0,45	0,71
Desvio-Padrão (%)	0,34	0,25	0,48

Tabela 6.2 – Desvio-Padrão do experimento

As resinas testadas não apresentaram diferença significativa entre os valores da expansão linear. A resina Z250 apresenta um valor de expansão superior ao de contração, a contração volumétrica encontrada na literatura é de 2,0 %, o valor encontrado para a

expansão volumétrica neste experimento é 2,14%, este resultado seria interessante pois permitiria uma grande liberação de tensão no conjunto dente-resina, entretanto, quando comparado com a literatura o valor de expansão volumétrica é de apenas 1,0 %. As resinas TPH e FLOW apresentam valores de expansão inferiores aos valores de contração, enquanto a resina TPH contraiu 3,0%, só expandiu 1,99% e a resina FLOW possui uma contração de 4%, só expandiu 1,36%, apesar dos valores diferirem da literatura o comportamento foi o mesmo, a expansão apresentou um valor inferior ao da contração, determinando que mesmo após a expansão o conjunto dente-resina ainda apresentam algum tipo de tensão residual.

Na tentativa de minimizar os efeitos da contração de polimerização, diversos autores descrevem artifícios como alteração do preparo cavitário, forma de polimerização gradativa e técnica de preenchimento da cavidade. No entanto não conseguiram acabar com a contração nem os efeitos deletérios que ela provoca.

Hoje existem dois tipos de aparelho fotopolimerizadores, com diferentes tecnologias de emissão de luz, um baseado em lâmpada halógena e um baseado em LED. Neste estudo avaliou-se a expansão das resinas quando submetidas a estas duas tecnologias diferentes, não encontrando nenhuma diferença significativa entre o modo de polimerização das resinas.

Os autores (HOFMANN et al. (2002), UHL et al. (2005), JANDT et al. (2000)) são unânimes em afirmar que não há diferença significativa entre os aparelhos fotopolimerizadores baseados em luz halógena e em LED. Entretanto, há uma tendência das resinas polimerizadas com a luz halógena apresentarem uma contração um pouco maior. Este fator está relacionado a uma maior conversão de monômero em polímero.

Neste experimento constata-se uma pequena tendência de valores inferiores à expansão baseada em aparelho LED, conforme esperado. Isso pode ser explicado pelo fato da expansão ocorrer no polímero e não no monômero, ou seja, quanto maior o grau de conversão maior será a expansão. Um fator associado a esta diferença é o

fotopolimerizador LED não esquentar a resina, por se tratar de uma fonte de luz fria, enquanto que no aparelho de luz halógena há um aumento de temperatura, e como sabemos a temperatura é um catalizador de reação química (HOFMANN et al., 2002).

6.2 Discussão dos Resultados Computacionais

Após completa simulação da polimerização das resinas, observa-se um grande acúmulo de tensão de tração tanto na resina quanto na dentina independente da técnica incremental utilizada. Foram analisadas duas técnicas de inserção da resina na cavidade, a técnica de inserção única onde se coloca toda a resina necessária para o completo preenchimento da cavidade e aplica a luz ocorrendo assim a fotopolimerização, e a técnica de incrementos horizontais, onde se preenche a cavidade em etapas, entre a inserção de cada incremento de resina ocorre a fotopolimerização daquela camada até o completo preenchimento da cavidade.

VERLUIJS et al. (1996) questionaram a diminuição das tensões de polimerização com o uso da técnica incremental em relação ao incremento único. Neste trabalho podemos observar que as duas técnicas incrementais apresentaram altos valores de tensão de tração durante a contração tanto na resina quanto na dentina. Ocorre uma diferenciação de comportamento entre as técnicas de inserção principalmente na região de acúmulo de tensões e na distribuição de trincas durante o processo de polimerização.

Na técnica de incremento único, a solidificação de cada subcamada resulta no aparecimento de uma quantidade semelhante de trincas durante todo o processo, gradativamente a camada do adesivo vai rompendo-se com o avançar da solidificação e da contração do modelo, de cima para baixo. E as tensões vão aumentando gradativamente tanto na resina quanto na dentina.

Na técnica de incrementos horizontais existem dois efeitos distintos. O primeiro é a contração das subcamadas superiores de cada uma das três camadas de resina, que no

caso, ao solidificar-se implica em uma maior ruptura do adesivo, abrindo um número elevado de trincas. O segundo é a contração das subcamadas inferiores de cada uma das três camadas da resina, as contrações dessas subcamadas provocam um menor volume de trincas no adesivo. Essa característica de acúmulo de tensão na resina oscilatória está demonstrada nas tabelas 5.4, 5.6 e 5.8. Já na dentina a tensão vai aumentando gradativamente.

Essa característica oscilatória na resina deve-se ao fato de que as primeiras subcamadas a serem solidificadas encontram-se sempre com sua face inferior em contato com o material sem rigidez, fase gel da resina, e na sua face superior com o ar, também sem rigidez. Logo todo carregamento devido à contração será aplicado na estreita faixa de adesivo relativo àquela subcamada, fazendo com isso grande abertura de trincas. As subcamadas inferiores sempre se encontram entre três materiais sólidos. Logo, o esforço de contração será distribuído em toda a área de interface com o gel em solidificação, danificando menos a faixa de adesivo na parede da cavidade. Esse fator também explica a maior concentração de tensão acumulada na última subcamada polimerizada da resina independente da técnica utilizada. Observa-se também que na técnica de incremento horizontal a camada de maior concentração de tensão está longe da parede pulpar, enquanto que na técnica de incremento único ocorre grande concentração de tensão exatamente na região mais próxima da referida parede.

Analisando as figuras 5.35 à figura 5.40, verifica-se a progressão da ruptura da camada adesiva durante o processo de polimerização, percebe-se a diferenciação de comportamento do adesivo de acordo com a técnica empregada. Nenhuma técnica analisada evitou a ocorrência da ruptura da camada adesiva.

TJAN e colaboradores (1992) concluíram que nenhuma técnica de inserção de resina na cavidade eliminou a formação de fendas marginais, e CARVALHO (2005) conclui que, independente do método avaliado de preenchimento da cavidade, ocorre grande ruptura do adesivo durante a polimerização.

Independente da técnica incremental utilizada, a simulação deste trabalho demonstrou a ocorrência de grande ruptura da camada adesiva, sugerindo que apenas a parede inferior manteve o contato da dentina com a resina através do adesivo. A técnica de incremento único sugere um número ligeiramente maior de rompimento do adesivo. Entretanto, nas duas técnicas praticamente a resina se “soltou” da dentina.

A expansão higroscópica provocada nas resinas após sua contração levou a um quadro de alívio de tensões em todas as resinas testadas, demonstrando que a contração de polimerização da resina composta pode ser compensada, em parte, pela expansão volumétrica devido a sorção de água. (HANSEN, 1982a; HANSEN e ASMUSSEN, 1988; HANSEN e ASMUSSEN, 1989; MOMOI e MACCABE, 1994; BARREIROS et al., 1994; BATITUCCI e ARAÚJO, 1995; BARREIROS, 1998; TJAN e LIDNER, 1992).

Os resultados experimentais nas resinas Z250 e TPH foram diferentes da literatura, conseqüentemente obteve-se resultados numéricos diferentes. No caso da resina Flow, os dados de expansão são semelhantes e por isso não houve diferença quando comparado o resultado de expansão do experimento e da literatura.

Percebe-se que, independentemente do tipo de técnica de inserção da resina na cavidade, durante o processo de contração de polimerização ocorre acúmulo de tensões tanto na resina quanto na dentina e após a expansão higroscópica ocorre o relaxamento das tensões em todas as resinas analisadas, e esse relaxamento está relacionado com o valor da expansão de cada resina. A resina que possui um alto valor de contração apresentou maiores valores de tensões, enquanto que a resina que apresentou maior valor de expansão teve um maior relaxamento de suas tensões na resina.

Na dentina ocorre um processo distinto. Durante a contração a dentina vai tendo um aumento gradual de tensões, nas duas técnicas analisadas, sendo que na técnica de incremento único os valores são maiores. A resina durante a contração puxa a dentina ao seu encontro. No processo de expansão ocorre um relaxamento das tensões de uma forma geral e um acúmulo em locais específicos da dentina. Esse acúmulo não está direcionado à

resina e sim ao longo eixo do adesivo. O processo de expansão aparentemente não representa um processo inverso à contração, a resina tende a expandir principalmente para cima, local livre para seu crescimento, gerando assim, uma tração na dentina. No incremento horizontal, esse acúmulo se dá na região do ângulo formado entre as duas paredes da dentina, no caso do incremento único o acúmulo se localiza na região superior da dentina. Quanto maior a expansão maior será está tensão de tração. O valor ideal para a expansão da resina é aquele que possibilita o relaxamento das tensões provenientes da contração sem provocar novas tensões principalmente na dentina.

Após a expansão podemos perceber algumas áreas de compressão, demonstrando um possível fechamento das trincas. Esse fechamento não aconteceu quimicamente, e sim através de uma adesão por contato. Ocorrerá um embricamento mecânico entre as superfícies da resina e da dentina. Por este motivo, alguns autores sugerem que se deve permanecer por 30 dias sem a realização do polimento da restauração para não impedir a expansão higroscópica, pois alguns detritos podem cair na fissura existente entre a resina e a dentina impedindo sua expansão. (BARREIROS et al., 1994; BARREIROS, 1998; FERREIRA, 2001; ARAÚJO & BATITUCCI, 1995; ASMUSSEM & JORGENSEN 1972 e JEDYNAKIEWICZ & MARTIN 1998)

7 CONCLUSÃO

- Não há diferença entre os aparelhos fotopolimerizadores baseados em tecnologia convencional (Halógena) ou em tecnologia LED (luz emitida por diodo) quando se verifica a expansão higroscópica.
- As resinas compostas odontológicas sofrem processo de sorpção de água e expandem, com alto gradiente de difusão de água para dentro da resina no início do processo, diminuindo com o passar do tempo.
- Nem a técnica de incremento único, nem a técnica de incremento horizontal são capazes de impedir a formação de trinca no adesivo durante o processo de polimerização.
- A expansão higroscópica provoca liberação de tensão na resina e na dentina.
- A expansão pode provocar acúmulo de tensões na dentina.
- A expansão é um processo lento, incapaz de restituir as propriedades danificadas com a contração, por isso, deve-se buscar resinas odontológicas que contraíam pouco, só assim ocorrerá um aumento da longevidade das restaurações estéticas.

8 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

- Estudar a técnica oblíqua de inserção de resina;
- Buscar novos métodos de medições da expansão da resina composta, que possibilitem maior precisão;
- Estabelecer o valor ideal para a expansão das diversas resinas odontológicas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANUSAVICE, K.J. P. **Materiais Dentários**. 10^a ed. Travessa do Ouvidor, 11, RJ: Guanabara Koogan S.A., 1998.
2. ARAÚJO, P. A.; BATITUCCI, M. H. G. Avaliação da adaptação marginal de resinas compostas em cavidades dentinárias submetidas a diferentes sistemas adesivos. **Rev. FOB.**, v.3, n1-4, p.157-162, jan/dez., 1995.
3. ASMUSSEN, E.; JORGENSEN, K. D. A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls. **Acta. Odonto. Scand**, Oslo, v.30, n.1, p. 3-21, Nov. 1972.
4. AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C. L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. **Dental Materials**, n.18, p.295-303, 2002.
5. BARATIERI, L. N.; JUNIOR, S. M.; VIEIRA, L. C. C. **Estética-Restauroações Diretas em Dentes Anteriores Fraturados**. Livraria Editora Santos, Quintessence Books, 1995.
6. BARATIERI, L. N.; JUNIOR, S.M.; ANDRADA, M. A. C.; VIEIRA, L. C. C.; RITTER, A. V. CARDOSO, A. C. **Odontologia Restauradora: Fundamentos e Possibilidades**. Quintessence editora Ltda, Santos Livraria editora, 1^a ed. São Paulo, 2001.
7. BARREIROS, I. D. **Efeito do tempo de espera para o polimento e da intensidade da luz ativadora na adesão de resinas compostas**. 1998. 146 f. Tese (doutorado em Odontologia, Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo-USP.
8. BARREIROS, I. D.; ARAÚJO, P. A.; FILHO, H. N. Eficiência do sistema adesivo em restaurações com resina composta, com determinados

- períodos de acabamento e polimento. **Rev. F.O.B.**, v.2, n.2, p. 9-13, abr./jun., 1994.
9. BATITUCCI, M. H. G.; ARAÚJO, P. A. Avaliação da adaptação marginal de resinas compostas em cavidades dentinárias submetidas a diferentes sistemas adesivos. **Rev. FOB**, v.3, n.1-04, p.157-162, Jan./Dez. 1995.
 10. BOWEN, R. L.; RAPSON, J. E.; Dickson, G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. **J. Dent. Res.**, v.61, n.5, p.654-658, maio, 1982.
 11. BRADEN, M.; CAUSTON, E.E.; CLARKE, R.L. Diffusion of water in composite filling materials. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v.55, n.5, p.730-732, Set./Out. 1976.
 12. BROSH, T.; GANOR, Y.; BELOV, I.; PILO, R. Analysis of strength properties of light-cured resin composites, *Dental Materials*, n.15, p. 174 -179, 1999.
 13. BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v.34, n.6, p. 849-853, Dez. 1955.
 14. CARVALHO, F.F. **Tensões de polimerização de resina composta fotopolimerizável em diferentes técnicas de preenchimento de preparos cavitários**. 2005, 63 f. Dissertação de mestrado em Engenharia de Estruturas – Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais.
 15. CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N. **Restaurações Estéticas com Resina Composta em Dentes Posteriores**, São Paulo, 1ª Ed. Artes Médicas: EAP-APCD, 1998.
 16. CHOI, K. K.; FERRACANE, J. L.; CHARLTON, D. Properties of packable dental composites. **J. Esthet. Dent.**, v.12, n.4, p.216-226, 2000.
 17. COX, C. F. Biocompatibility of dental materials in the absence of bacterial infection. **Oper. Dent.**, v.12, n.4, p.146-152, Autumn 1987.
 18. DENNISON, J.B.; YAMAN, P.; SEIR, R.; HAMILTON J.C. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. **J. Prosthet. Dent.**, v.84, n.5, p.499-505, nov. 2000.

19. DONLY, K.J.; DOWELL, A.; ANIXIADAS, C. CROLL, T.P. Relationship among visible light source composite resin polymerization shrinkage and hygroscopic expansion. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v.21, n.5, p.369-374, May 1990.
20. FEILZER, A.J.; GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. **J. Dent. Res.**, v.69, n.1, p.36-9, Jan. 1990.
21. FERREIRA, R.C. Efeito da postergação do polimento no vedamento marginal das restaurações de resina composta compactável. 2001, 125 f. Tese em Odontologia, Clínica Odontológica – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.
22. FUSAYAMA, T.; NAKAMURA, M.; KUROSAKI, N.; IWAKU, M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J. Dent. Res.**, v.58, p.1364-1370, 1979.
23. HANSEN, E. K. Visible light-cured composite resin: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. **Scand. J. Dent. Res.**, v.90, n.4, p.329-35, Ago. 1982a.
24. HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. Effect of postponed polishing on marginal adaptation of resin used with dentin bonding agent. **Scand. J. Dent. Res.**, v.96, n.3, p.240-4, Jun. 1988.
25. HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of posterior resins: effects of dentin bonding agents and hygroscopic expansion. **Dent. Mat.**, Oxford, v.5, n.2, p.122-6, Mar. 1989.
26. HOFMANN, N.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. **Eur. J. Oral Sci**, v.110, p.471-479, 2002.
27. JANDT, K.D.; MILLS, R.W.; BLACKWELL, G.B.; ASHWORTH, S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dental Materials**, v.16, p.41-47, 2000.
28. JEDYNAKIEWICZ, N.; MARTIN, N. Measurement of water sorption in dental composites. **Biomaterials**, n.19, p.77-83, 1998.

29. KATONA, T.R.; WINKLER, M.M.; HUANG, J. Stress analysis of a bulk-filled Class-V chemical-cured dental composite. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.31, n.4, p.445-449, Aug. 1996.
30. LABELLA, R.; LAMBRECHTS, P.; MEERBEEK, B. V.; VANHERLE, G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. **Dental Materials**, v.15, p.128-137, 1999.
31. LEE, I.B.; CHO, B.H.; SON, H.H.; UM, C.M. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. **J. Oral Reh.**, v.32, p.304-314, 2005.
32. LUTZ, F.; KREJCI, I; OLDENBURG, T.R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v.17, n.12, p.777-84, Dez. 1986.
33. MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N.M.; FISHER, A. C. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. **Dental Materials**, v.19, p.77-86, 2003.
34. MOMOI, Y.; MACCABE, J.F. Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. **Br. Dent. J.**, London, v.176, n.5, p.91-96, Fev. 1994.
35. MONDELLI, J.; GALAN, J.; LIMA NAVARRO, M. F. *Dentística Operatória 2^a*. ed. R. Amancio de Carvalho, 459: Sarvier, 1976.
36. NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, DH. *Hybridization of dental hard tissue*. Tokyo: Quintessence; 2000.
37. PALIN, W.M.; FLEMING, G. J. P.; BURKE, F. J. T.; MARQUIS, P. M.; RANDALL, R. C. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. **Dental Materials**, v.21, p.852-863, 2005.
38. POLLACK, B.F. Class II composites: 1987 thoughts and techniques. **NY State Dent. J.**, v.53, p.25-7, 1987.

39. RIGSBY, D.F.; RETIEF, D. H.; RUSSEL, C.M. Marginal leakage and marginal gap dimensions at three dentinal bonding systems. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.3, n.6, p.289-294, Dez. 1990.
40. SWIFT, E.J.J.; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H.O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. **Quintessence Int.**, v.26, n.2, p.95-110, Feb. 1995.
41. TEIXEIRA, L.M.; REHER, P.; REHER, V. G. S. Anatomia Aplicada à Odontologia. Travessa 11: Guanabara Koogan S.A., 2001.
42. TJAN, A.H.; BERGH, B.H.; LIDNER, C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.1, p.62-66, jan. 1992.
43. UHL, A.; MILLS, R.W.; RZANNY, A.E.; JANDT, K.D. Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. **Dental Materials**, v.21, p.278-286, 2005.
44. VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W. H.; CROSS, M. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J. Dent. Res.**, v.75, n.3, p.871-878, março 1996.
45. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D. Theoretical considerations of contraction stress. **Compendium**, v.20, n. supplement 25, p.24-32, 1999.
46. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Distribution of Transient properties during polymerization of a light-initiated restorative composite. **Dental Materials**, v.20, p.543-553, 2004.
47. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; PINTADO, M.R.; DELONG, R.; DOUGLAS, W.H. Residual shrinkage stress distributions in molar after composite restoration. **Dental Materials**, v.20, p.554-564, 2004.
48. WEINMANN, W.; THALACKER, C.; GUGGENBERGER, R. Siloranes in dental composites. **Dental Materials**, v.21, p.68-74, 2005.
49. WINKLER, M. M.; KATONA, T. R.; PAYDAR, N. H. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. **J. Dent. Res.**, v.75, n.7, p.1477-1483, julho 1996.

50. YAP, A.U.J.; WANG, H.B.; SION, K.S.; GAN, L.M. Polymerization Shrinkage of Visible-Light-Cured composites. **Oper. Dent.**, v.25, p.98-103, 2000.
51. YOSHIKAWA, T; BURROW, M. F., TAGAMI, J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. **Dental Materials**, v.17, p.359-366, 2001.

SUMMARY

In this study evaluated itself the expansions higroscopic of three resins with the objectives of determine itself his values would be sufficient for provoke a liberation of tensions originating from its skrinkage volumetric. They were concocted twenty bodies of test for each kind of resin, utilizing for such a matrix of steel with 2 mm of thickness and 10 mm of diameter. It was used two different machines, a Halógen and a LED. The resins were to Spectrum TPH (Dentsply), Filtek Z250 (3M) and Fill Magic Flow (Vigodent). The linear expansion of the resins was evaluated with the aid of an optical microscope coupled to two micrômetros digital The verification of expasion it was realised at day 0, day 1, day 3, day 14 and day 30. From the analysis of the results concluded that occurred the expansion in all the resins quizzed, being that there is a high one gradient of diffusion in the first days of contact with the water. There is not significant difference between the fotopolimerization machines utilized the Halógen or the LED. It carried out itself subsequently an analysis computacional utilizing the software ANSYS, with a three dimensional model of a restoration of resin in contact with the dentine were simulated the tensions originating from the contraction during the polimerization and to subsequent expansion originating from the sorpção of water by the composed resin. It verified itself the liberation of tension in the resin showing the importance of the expansion higroscópica in the restorations based in composed resins, however the expansion depending on his intensity can cause to the increase of the tension in the dentine.

APÊNDICE

SEQUÊNCIA OPERATÓRIA

RESTAURAÇÃO DIRETA DE RESINA COMPOSTA

1º Passo – Avaliação clínica do caso.

Figura 9.1 : Lesão cariosa na oclusal do primeiro molar superior direito.



2º Passo – Remoção tecido cariado.

Figura 9.2: Tecido cariado removido com broca esférica.



3º Passo – Limpeza e condicionamento da cavidade com ácido.

Figura 9.3: Condicionamento ácido, dente lavado e seco, aplicação do adesivo e primeira camada de resina.



Passo 4º - Preenchimento da cavidade com resina e remoção excesso.

Figura 9.4 : Resina pronta.



CHAIN & BARATIERI (1998)

ANEXOS

Os resultados marcados foram eliminados da avaliação final por apresentarem erros durante a leitura. O resultado está em milímetros.

TABELA 10.1 – Dados da resina TPH polimerizada com luz Halógena,

	HALOGENO	RESINA TPH					
		CP/dia	0	1	3	7	14
1	A	7,3932	7,3940	7,4052	7,4050	7,4041	7,4010
	B	7,5217	7,5593	7,5792	7,5725	7,5697	7,5665
2	A	7,2698	7,3213	7,3422	7,3369	7,3234	7,3353
	B	7,1833	7,2500	7,2661	7,2717	7,2733	7,2344
3	A	7,7708	7,8395	7,8617	7,8711	7,8708	7,8556
	B	7,5274	7,5540	7,5622	7,5656	7,5660	7,5738
4	A	7,7357	7,7656	7,7662	7,7753	7,7741	7,7763
	B	7,2505	7,2724	7,2838	7,2875	7,2864	7,2767
5	A	7,4182	7,5026	7,5336	7,5393	7,5339	7,5392
	B	7,9025	7,9324	7,9696	7,9577	7,9827	7,9797
6	A	8,0410	8,1357	8,1285	8,1316	8,1108	8,1283
	B	7,9206	8,0008	8,0042	8,0066	8,0046	8,0067
7	A	7,4342	7,4464	7,4497	7,4537	7,4655	7,4722
	B	7,6828	7,7819	7,7841	7,7870	7,7936	7,7819
8	A	7,6373	7,6668	7,6672	7,6724	7,6656	7,7116
	B	7,7004	7,6931	7,7235	7,7377	7,7329	7,7285
9	A	8,0653	8,0713	8,0787	8,0757	8,0774	8,0707
	B	7,4480	7,4899	7,5060	7,5051	7,5008	7,5167
10	A	7,8588	7,8865	7,8822	7,8920	7,8846	7,8875
	B	7,4884	7,4947	7,5275	7,5115	7,5087	7,5103

TABELA 10.2 – Dados da resina TPH polimerizada com luz LED

LED		RESINA TPH					
CP/dia		0	1	3	7	14	30
1	A	6,7854	6,7970	6,8110	6,8110	6,8146	6,8222
	B	7,3925	7,4177	7,4239	7,4207	7,4245	7,4292
2	A	7,6028	7,6731	7,6715	7,6827	7,6830	7,6824
	B	7,0931	7,1383	7,1409	7,1395	7,1373	7,1444
3	A	7,7761	7,8436	7,8525	7,8615	7,8681	7,8635
	B	7,8111	7,8686	7,8794	7,8778	7,8876	7,8920
4	A	7,2301	7,2712	7,2739	7,2825	7,2838	7,2704
	B	7,7023	7,7315	7,7433	7,7476	7,7406	7,7205
5	A	7,8002	7,8050	7,8043	7,8023	7,8126	7,8130
	B	7,5383	7,5722	7,5860	7,5810	7,5854	7,5758
6	A	7,5623	7,6045	7,5950	7,6115	7,6097	7,5987
	B	7,7161	7,7968	7,8197	7,8144	7,8088	7,7982
7	A	7,4244	7,4514	7,4526	7,4521	7,4601	7,4566
	B	8,3449	8,4385	8,4425	8,4513	8,4357	8,4367
8	A	7,4576	7,4889	7,5115	7,5217	7,5187	7,5016
	B	7,6764	7,7258	7,7249	7,7352	7,7342	7,7328
9	A	7,8245	7,8310	7,8537	7,8613	7,8681	7,8693
	B	7,5592	7,8917	7,8946	7,9012	7,9076	7,9139
10	A	7,8824	7,8868	7,8883	7,9063	7,8899	7,8904
	B	6,9416	6,9734	6,9774	6,9651	6,9728	6,9730

TABELA 10.3 – Dados da resina FLOW polimerizada com luz Halógena

HALÓGENA		RESINA FLOW					
CP\dia		0	1	3	7	14	30
1	A	7,1367	7,1386	7,1755	7,1731	7,1757	7,1750
	B	7,7093	7,7297	7,7546	7,7413	7,7550	7,7452
2	A	7,2127	7,1798	7,2342	7,2055	7,2071	7,2020
	B	8,2645	8,2544	8,2812	8,2761	8,2840	8,2788
3	A	7,6623	7,6520	7,6922	7,6807	7,6898	7,6959
	B	7,8875	7,8605	7,9080	7,8785	7,8611	7,8701
4	A	8,4429	8,4374	8,4895	8,4951	8,4914	8,5055
	B	7,9394	7,9474	7,9926	8,0014	7,9928	7,9583
5	A	7,5801	7,5839	7,6083	7,6073	7,6032	7,6200
	B	7,0454	7,0403	7,0519	7,0536	7,0504	7,0529
6	A	7,3874	7,4125	7,4603	7,4674	7,4559	7,4525
	B	7,7112	7,7041	7,7406	7,7413	7,7314	7,7497
7	A	7,5116	7,5150	7,5314	7,5472	7,5649	7,5588
	B	7,5181	7,4977	7,5123	7,5418	7,5180	7,5152
8	A	7,9776	7,9660	7,9848	7,9847	7,9811	7,9894
	B	6,5984	6,6591	6,6649	6,6612	6,6664	6,6662
9	A	7,5551	7,5531	7,5579	7,5755	7,5662	7,5730
	B	7,2949	7,3060	7,3503	7,3314	7,3455	7,3484
10	A	7,5465	7,5104	7,5252	7,5421	7,5539	7,5391
	B	8,3000	8,3248	8,3370	8,3361	8,3432	8,3470

TABELA 10.4 – Dados da resina FLOW polimerizada com luz LED

LED		RESINA FLOW					
CP/dia		0	1	3	7	14	30
1	A	7,5466	7,5334	7,5640	7,5697	7,5633	7,5771
	B	7,7385	7,7462	7,7612	7,7620	7,7586	7,7605
2	A	7,5956	7,5596	7,6010	7,5942	7,6040	7,5972
	B	7,9433	7,9464	7,9604	7,9607	7,9658	7,9621
3	A	7,8273	7,8831	7,9029	7,8972	7,9000	7,9006
	B	8,2433	8,2160	8,2469	8,2605	8,2546	8,2549
4	A	8,2811	8,2527	8,2654	8,2872	8,2823	8,2848
	B	7,9314	7,9168	7,9210	7,9317	7,9314	7,9318
5	A	7,5721	7,5373	7,5560	7,5777	7,5604	7,5675
	B	7,5020	7,4799	7,5122	7,5147	7,5024	7,5086
6	A	6,9734	6,9853	7,0169	7,0229	7,0026	7,0246
	B	7,8176	7,8195	7,8355	7,8304	7,8389	7,8400
7	A	7,4734	7,4883	7,5196	7,5083	7,5226	7,5228
	B	8,2030	8,1709	8,2192	8,2067	8,2052	8,2367
8	A	8,3173	8,3191	8,3365	8,3290	8,3392	8,3560
	B	8,3917	8,4082	8,4241	8,4302	8,4282	8,9911
9	A	7,5711	7,5954	7,6015	7,6025	7,6024	7,6133
	B	7,8336	7,8483	7,8992	7,8872	7,8781	7,8714
10	A	7,4940	7,4925	7,5194	7,5173	7,5175	7,5181
	B	8,4089	8,4221	8,4285	8,4269	8,4245	8,4245

TABELA 10.5 – Dados da resina Z250 polimerizada com luz Halógena

HALÓGENA		RESINA Z250					
CP\dia	0	1	3	7	14	30	
1	A	8,2445	8,2701	8,2676	8,2818	8,2792	8,2963
	B	7,4530	7,4680	7,4831	7,4832	7,4810	7,4880
2	A	7,8501	7,8597	7,8727	7,8827	7,8994	7,8922
	B	7,7579	7,8099	7,8168	7,8238	7,8147	7,8068
3	A	7,6052	7,6188	7,6220	7,6410	7,6368	7,6447
	B	7,3358	7,4090	7,4255	7,4372	7,4259	7,4330
4	A	7,1696	7,2192	7,2272	7,2344	7,2309	7,2300
	B	7,7015	7,7191	7,7125	7,7313	7,7279	7,7362
5	A	7,3583	7,3760	7,3837	7,3962	7,3848	7,3672
	B	8,0831	8,1102	8,1200	8,1203	8,1136	8,1257
6	A	6,6701	6,7106	6,7290	6,7336	6,7518	6,7408
	B	7,6222	7,7074	7,7402	7,7481	7,7347	7,7419
7	A	7,6787	7,7006	7,6954	7,7119	7,7143	7,7247
	B	7,5241	7,6930	7,6962	7,7156	7,7142	7,7204
8	A	7,1411	7,2357	7,2457	7,2500	7,2460	7,2449
	B	7,2247	7,2587	7,2660	7,2725	7,2664	7,2748
9	A	5,8758	5,9067	5,9155	5,9123	5,9335	5,9431
	B	6,5936	6,5985	6,6157	6,6080	6,6111	6,6232
10	A	7,1008	7,1256	7,1137	7,1225	7,1296	7,1362
	B	7,8241	7,8407	7,8407	7,8420	7,8425	7,8398

TABELA 10.6 – Dados da resina Z250 polimerizada com luz LED

	LED	RESINA Z250					
		CP/dia	0	1	3	7	14
1	A	7,2360	7,2559	7,2773	7,2566	7,2541	7,2661
	B	7,9691	7,9666	7,9807	7,9734	7,9807	7,9866
2	A	7,6241	7,6448	7,6356	7,6365	7,6469	7,6635
	B	7,3473	7,4191	7,4206	7,4332	7,4269	7,4218
3	A	6,7645	6,8176	6,8039	6,8126	6,8239	6,8160
	B	6,6306	6,7037	6,7086	6,6983	6,7075	6,6914
4	A	7,1163	7,1336	7,1193	7,1389	7,1342	7,1423
	B	7,7991	7,8912	7,8809	7,8900	7,8978	7,8934
5	A	7,4037	7,4251	7,4359	7,4308	7,4338	7,4361
	B	6,7760	6,8047	6,8125	6,7972	6,8063	6,8138
6	A	6,9417	6,9759	6,9768	6,9676	6,9621	6,9520
	B	7,4030	7,4628	7,4540	7,4545	7,4012	7,4099
7	A	7,7712	7,8029	7,8080	7,8202	7,8308	7,8242
	B	8,0680	8,0917	8,0988	8,0985	8,0952	8,1250
8	A	8,1861	8,2227	8,2430	8,2432	8,2439	8,2579
	B	7,3468	7,3707	7,3545	7,3676	7,3272	7,3339
9	A	7,6832	7,6162	7,6933	7,6091	7,6167	7,6257
	B	7,5703	7,6026	7,6419	7,6111	7,6130	7,5903
10	A	7,5923	7,6034	7,6150	7,5966	7,6015	7,6113
	B	7,6211	7,6905	7,9053	7,8907	7,9083	7,9005