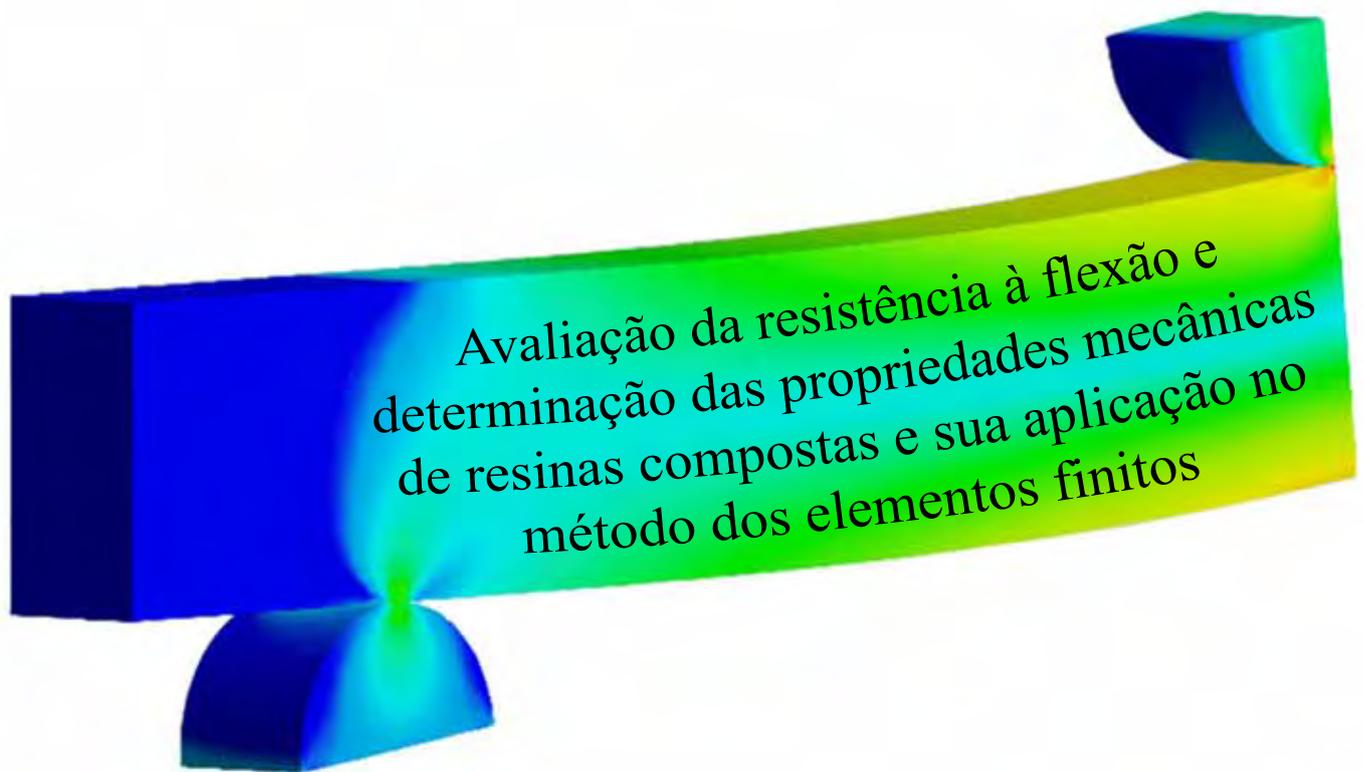


MÁYRA ANDRESSA RODRIGUES VALINHOS PICCIONI



ARARAQUARA
2010

**UNESP – Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara**

MÁYRA ANDRESSA RODRIGUES VALINHOS PICCIONI

**Avaliação da resistência à flexão e determinação das
propriedades mecânicas de resinas compostas e sua
aplicação no método dos elementos finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para a obtenção do título de Mestre em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

**Araraquara
2010**

Piccioni, Máyra Andressa Rodrigues Valinhos

Avaliação da resistência à flexão e determinação das propriedades mecânicas de resinas compostas e sua aplicação no método dos elementos finitos / Máyra Andressa Rodrigues Valinhos Piccioni.– Araraquara: [s.n.], 2010.

99 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador : Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

1. Resinas compostas 2. Resistência à tração 3. Análise de elemento finito I. Título

MÁYRA ANDRESSA RODRIGUES VALINHOS PICCIONI

Avaliação da resistência à flexão e determinação das propriedades mecânicas de resinas compostas e sua aplicação no método dos elementos finitos

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e orientador – Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

2° Examinador – Dr. Pedro Yoshito Noritomi

3° Examinador – Prof. Dr. Edson Alves Campos

Araraquara, 04 de agosto de 2010.

Dados curriculares
Máyra Andressa R. V. Piccioni

Nascimento	18/07/1981 – Atibaia/SP
Filiação	Mário Sérgio Cintra Valinhos Flávia Aparecida Rodrigues Valinhos
2000/2004	Curso de Graduação Universidade São Francisco - Bragança Pta./SP
2005/2007	Especialização Dentística Restauradora São Leopoldo Mandic - Campinas/SP
2008/2010	Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, nível Mestrado, Área de Dentística Restauradora, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

DEDICO ESSE TRABALHO...

A **Deus**, pelo dom da vida e pela constante proteção de Pai.
Agradeço por estar aqui e por todas as oportunidades de crescimento e realizações que tens designado para minha vida.

"O que nós somos é o presente de Deus a nós.
O que nós nos tornamos é nosso presente a Deus."
(Eleanor Powell)

Ao **Conrado**, meu grande companheiro e incentivador marido, pelo constante apoio, companheirismo para que eu continue a cada dia na busca dos meus sonhos. Obrigada pelas sugestões construtivas, constantes questionamentos, ajuda presente em todas as etapas...

Amo muito você!

"Amar talvez seja isso... Descobrir o que o outro fala mesmo quando ele não diz."
(Padre Fábio de Melo)

Aos meus pais, **Mário e Flávia**, a quem devo minha formação humana e profissional. Compartilho com vocês os méritos dessa conquista, porque ela nos pertence!

"Os pais somente podem dar bons conselhos e indicar bons caminhos, mas a formação final do caráter de uma pessoa está em suas próprias mãos."
(Anne Frank)

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

As minhas queridas irmãs, **Monize e Mayana**, pelo apoio e incentivo.

Aos **meus familiares** pelo carinho e pela torcida dispensados em
todas as fases da minha vida.

A **família Piccioni**, obrigada pelo apoio.

A **Aryane**, a minha amigona de todas as horas, quem solidificou em
meu coração o verdadeiro sentido da palavra amizade.

Aos meus queridos e verdadeiros amigos que sempre me incentivaram
a seguir o meu dom.

Ao meu orientador **Prof. Dr. José Roberto Cury Saad**, pelos seus ensinamentos e orientações que me fizeram crescer, pelo incentivo e pela grande confiança depositada.

Ao Dr. **Pedro Yoshito Noritomi**, obrigada pela disponibilidade e atenção no desenvolvimento dessa pesquisa; e por todo conhecimento transmitido com tanta paciência.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP nas pessoas de seu magnífico reitor “**Herman Jacobus Cornelis Voorwald**” e Vice-Reitor “**Julio Cezar Durigan**” pela oportunidade de propiciar-me o curso de Mestrado.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, nas pessoas de seu diretor **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla**, e Vice-Diretora **Andréia Affonso Barreto Montandon**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, coordenado pela **Prof^a Dra Josimeri Hebling Costa** e pelo vice-coordenador **Prof. Dr. Edson Alves de Campos**.

Ao Departamento de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representado pelo chefe de Departamento, **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior**, e pelo vice **Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho**.

Ao Diretor **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla** pela sua acessibilidade e prontidão em me auxiliar na busca de recursos para a realização desse trabalho.

Ao **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior** por acreditar nesse projeto, na minha determinação e incentivar o seu desenvolvimento.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade** pela convivência agradável e pelas oportunidades em exercer a docência.

Ao **Prof. Dr. Edson Alves de Campos** pela sua humildade e gentileza dispensada.

A **Prof^a Alessandra Nara de Souza Rastelli** pela sua disponibilidade e atenção.

Aos demais professores pelos ensinamentos e contribuição em minha formação.

As minhas colegas de Pós-Graduação do Mestrado **Taís, Marília e Fernanda** pela convivência e troca de conhecimentos e experiências nessa jornada.

A todos os demais colegas da Pós-Graduação de Doutorado e Mestrado pela convivência no transcorrer do curso.

Aos professores **Dr. Luis Geraldo Vaz e Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz** pela disponibilidade e atenção.

Aos funcionários da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, **Mara, Rosângela, José Alexandre e Flávia** pela atenção e disposição em ajudar.

Aos funcionários do Departamento de Dentística **Cida, Conceição, Creusa, Wanderlei, Marinho e Neli** pela disponibilidade sempre quando solicitei.

Aos funcionários da Biblioteca pela atenção e paciência que sempre me receberam, auxiliando nas dúvidas.

Aos alunos da Graduação que me propiciaram uma aprendizagem contínua.

Ao **CTI – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - Divisão de Tecnologias Tridimensionais** pela dedicação dispensada nessa pesquisa, sempre me auxiliando prontamente.

Ao **Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais, UFSCAr/DEMa**, representados pelo Engenheiro Ricardo Luiz Vicentim, pela colaboração com o desenvolvimento dessa pesquisa.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

– **CAPES** pela concessão de bolsa.

A todos que embora não estejam aqui citados, tenham contribuído
direta e indiretamente para a realização desse trabalho.

*"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."*

Bertolt Brecht

SUMÁRIO

Resumo.....	18
Abstract	19
1 INTRODUÇÃO	21
2 PROPOSIÇÃO	25
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	27
3.1 Resinas compostas e propriedades mecânicas	27
3.2 Coeficiente de Poisson e Módulo de Elasticidade	33
3.3 Elementos finitos.....	35
3.4 Elementos finitos e aplicações	37
4 MATERIAL E MÉTODO.....	43
4.1 Material	43
4.2 Método	45
4.2.1 Ensaio de resistência à flexão	45
4.2.2 Determinação das propriedades mecânicas.....	50
4.2.3 Análise pelo Método dos elementos finitos	55
5 RESULTADOS.....	62
6 DISCUSSÃO	74
7 CONCLUSÃO	80
8 REFERÊNCIAS.....	82
ANEXOS	90

Lista de abreviaturas

MEF – Método dos elementos finitos

BisGMA - bisfenol A + glicidil metacrilato

UDMA – dimetacrilato de uretano

TEDGMA - dimetacrilato de trietileno glicol

BisEMA - bisfenol A + etoxil metacrilato

Resumo

Piccioni MARV. Avaliação da resistência à flexão e determinação das propriedades mecânicas de resinas compostas e sua aplicação no método dos elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2010.

O Método de Elementos Finitos (MEF) constitui-se de uma ferramenta de amplo uso que permite, em computador, simular condições específicas em um material e determinar sua resposta para essas condições. O MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências e, devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, trabalhos com esta metodologia têm sido realizados nas diversas especialidades odontológicas, quando se deseja analisar comportamento mecânico. O objetivo deste trabalho foi determinar a resistência à flexão de resinas compostas “in vitro”, suas propriedades mecânicas e comprovar a aplicabilidade do Método dos Elementos Finitos nas mesmas. As resinas compostas selecionadas para esse trabalho foram: Nano-híbrida (Tetric N-Ceram - Ivoclar Vivadent), Nanoparticulada (Filtek Z350 – 3M Espe) e Microparticulada (Heliomolar – Ivoclar Vivadent). A primeira etapa do trabalho foi a execução do ensaio de resistência à flexão segundo a norma ISO nº 4049:1988 no qual os corpos de prova foram confeccionados usando uma matriz metálica. O material restaurador foi inserido e acomodado na cavidade da matriz até o preenchimento com mínimo excesso. Após o preenchimento da matriz, a resina composta foi fotoativada. Após a fotopolimerização, o corpo de prova permaneceu em repouso, para em seguida, ser cuidadosamente separado da matriz e imerso em água destilada e em seguida polido. Posteriormente, foram armazenados em água destilada, à temperatura de 37°C, por 24 horas. Os espécimes foram retirados da água, secos, e suas dimensões verificadas e inseridas na fórmula para o cálculo da resistência à flexão. Então, o teste de resistência à flexão foi executado. A segunda etapa do trabalho consistiu em determinar as propriedades mecânicas: coeficiente de Poisson e módulo de Young (módulo de elasticidade) dessas resinas compostas segundo a norma ASTM D638 - 01, sendo que os corpos de prova foram confeccionados em uma matriz, os materiais fotopolimerizados e submetidos ao teste em uma máquina de ensaio de tração. A terceira etapa do trabalho consistiu em gerar um modelo em CAD com as propriedades mecânicas: Coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade obtidos na segunda etapa, simulando as mesmas condições do ensaio de flexão (da primeira etapa) utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF) comparando os resultados experimentais e computacionais, comprovando a aplicabilidade do MEF para resinas compostas. É importante salientar o envolvimento multidisciplinar, pois o estudo possibilitou a integração de várias áreas do conhecimento como a Odontologia e a Engenharia.

Palavras chaves: resinas compostas, resistência à tração, análise de elemento finito

Abstract

Piccioni MARV. Evaluation of flexural strength and determination of mechanical properties of composite resins and their application in finite element method [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2010.

The Finite Element Method (FEM) consists of a tool of ample use that allows, in computer, to simulate specific conditions in a material and to determine their behavior for these conditions. The FEM can be used in various fields of sciences and, because of its wide applicability and efficiency, works with this methodology have been conducted in various dental specialties, when we want to analyze mechanical behavior. The aim of this study was to determine the flexural strength of composite resins in vitro, their mechanical properties and prove the applicability of the Finite Element Method in them. The composite resins were selected for this work were: Nano-hybrid (Tetric N-Ceram - Ivoclar Vivadent), nanoparticulated (Filtek Z350 - 3M Espe) and microparticulated (Heliomolar - Ivoclar Vivadent). The first stage of this work was the flexural strength test according to ISO 4049:1988 where the specimens were prepared using a metal matrix. The restorative material was inserted and accommodated in the cavity of the matrix filling it with minimal excess. After filling the matrix, the composite was light cured. After curing, the specimen remained at rest, to then be carefully separated from the matrix and immersed in distilled water and then polished. Were subsequently stored in distilled water at a temperature of 37°C for 24 hours. The specimens were removed from water, dried, and its dimensions recorded and entered into the formula for calculating the flexural strength. Then, the test was performed. The second stage of the study was to determine the mechanical properties: Poisson's Ratio and Young's Modulus (Modulus of Elasticity) of these composites according to ASTM D638 - 01, where the specimens were prepared using a matrix and the material cured subjected to the test in a tensile testing machine. The third stage of this work was to generate a CAD model with the mechanical properties: Poisson's Ratio and elasticity modulus obtained in the second step, simulating the same conditions as the flexural strength test (first stage) using the Finite Element Method (FEM) comparing the experimental and computational results, proving the applicability of FEM for composites. It is important to accentuate the multidisciplinary involvement, the study allowed the integration of various knowledge areas such as dentistry and engineering.

Keywords: composite resins, tensile strength, finite element analysis

INTRODUÇÃO

1. Introdução

Nas últimas décadas, materiais restauradores à base de resina têm sido desenvolvidos com foco nas propriedades mecânicas do amálgama associadas à estética.⁴² A maioria das resinas compostas são materiais híbridos constituídos por grupos de polímeros que são reforçados por uma fase inorgânica de cargas que pode ter diferentes composições, tamanhos de partículas e porcentagens de carga. Em termos simplificados, resinas compostas dentais são derivadas de três materiais quimicamente diferentes: a matriz orgânica ou fase orgânica, fase de enchimento ou dispersa (partículas), e um organossilano ou agente de união para unir a fase dispersa à matriz orgânica.

Desde a concepção por Bowen, em 1962, os maiores avanços encontrados nas resinas compostas nos últimos anos se deram pelas melhorias da fase inorgânica. Os maiores investimentos e resultados ocorreram em tal fase, os quais geraram aumento da quantidade de partículas de carga nas resinas compostas, ao mesmo tempo que se desenvolveu maior qualidade, com as alterações no formato e tamanho. Nenhuma modificação fundamental ocorreu na matriz orgânica, permanecendo praticamente inalterada até a década de 90⁷⁸, do qual recentemente foram introduzidos os siloranos.

Embora sejam observadas algumas pesquisas no desenvolvimento das matrizes orgânicas^{52,73}, os principais fabricantes das resinas compostas ainda se concentram no uso dos tradicionais sistemas orgânicos, a maioria adicionando monômeros Bis-GMA/TEGDMA ou combinações de Bis-GMA/UEDMA/TEGDMA na matriz orgânica.²⁸ O componente inorgânico das resinas compostas é basicamente constituído de partículas de vários materiais, como o vidro ou quartzo e sílica coloidal, produzidos por fresagem ou moagem. O conhecimento da forma e dimensão desse componente é responsável pela principal classificação das resinas compostas e parecem estimar sobre as suas propriedades mecânicas.^{13,28,37} As propriedades físicas, mecânicas e estéticas bem como as propriedades de manipulação clínica são dependentes da composição das resinas compostas. As partículas de carga melhoraram algumas propriedades físicas e mecânicas da matriz orgânica reduzindo a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica²⁸, aumento da tenacidade à fratura e resistência à flexão^{9,26,35,70}, bem como o melhoramento das propriedades de manipulação³⁹.

Na odontologia, devido à formação histórica, vinculada a aspectos técnicos e biológicos, acreditando naquilo que é palpável e experimental, prevalecem ensaios mecânicos “*in vitro*” e “*in vivo*” para determinar as propriedades mecânicas dos materiais odontológicos. Contudo, esses métodos consomem tempo, são mais dispendiosos,

raramente fornecem informações do comportamento estrutural interno do material, e muitas vezes não é possível controlar as diversas variáveis que estão presentes clinicamente. Por isso recentemente, a análise de elementos finitos está sendo introduzida como um método capaz de analisar tensões estruturais.

Na formulação e desenvolvimento de compósitos odontológicos restauradores, é de suma importância compreender as propriedades mecânicas do material a fim de alcançar melhores resultados clínicos, minimizar o custo de desenvolvimento e otimizar o tempo nos testes de novos materiais utilizando ferramentas computacionais como o método dos elementos finitos.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma ferramenta matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são usados para avaliar equações diferenciais e permitir sua solução por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados. A origem do desenvolvimento deste recurso ocorreu no final do século XVIII, entretanto, a sua viabilização tornou-se possível somente com o advento dos computadores, facilitando a resolução das enormes equações algébricas²⁷.

O MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas e, devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, trabalhos com esta metodologia têm sido realizados nas diversas especialidades odontológicas, quando se deseja analisar comportamento mecânico.

Para que seja possível a simulação dos modelos numéricos, faz-se necessário o conhecimento de algumas propriedades mecânicas: módulo de Young (Elasticidade) e coeficiente de Poisson. A literatura (Anexo A – Tabela 1) tem demonstrado que os estudos determinam valores para as propriedades mecânicas das resinas compostas de forma generalizada, referenciando valores, independentemente da composição, tamanho, quantidade e distribuição das partículas de carga dessas. Segundo a literatura (Anexo A – Tabela 1), tanto o coeficiente de Poisson, quanto o módulo de elasticidade apresentaram uma grande variabilidade de valores. Os valores encontrados para o coeficiente de Poisson das resinas compostas são entre 0,21 a 0,45 e para o módulo de elasticidade, valores de 2,0 GPa a 50,0 GPa.^{40,46,56} Com o intuito de diminuir essa variabilidade, realizou-se a determinação dessas propriedades mecânicas intrínsecas das resinas compostas: Nano-híbrida (Tetric N-Ceram - Ivoclar Vivadent), Nanoparticulada (Filtek Z350 - 3M Espe) e Microparticulada (Heliomolar - Ivoclar Vivadent).

O objetivo deste trabalho foi determinar a resistência à flexão de resinas compostas e suas propriedades mecânicas “in vitro”, e comprovar a aplicabilidade do método dos elementos finitos para as mesmas.

PROPOSIÇÃO

2. Proposição

O propósito deste trabalho foi validar a aplicabilidade do método dos elementos finitos para resinas compostas: Nanoparticulada (Filtek Z350 – 3M Espe), Nano-híbrida (Tetric N-Ceram - Ivoclar Vivadent) e Microparticulada (Heliomolar – Ivoclar Vivadent) através das seguintes etapas:

- 1) Determinar as propriedades mecânicas de resinas compostas;
- 2) Analisar através do método dos elementos finitos os mesmos modelos utilizados no ensaio de resistência à flexão, ou seja, um modelo para cada resina composta;
- 3) Analisar comparativamente os resultados do ensaio mecânico e os resultados no método dos elementos finitos.

REVISÃO DA LITERATURA

3. Revisão da literatura

Resinas compostas e propriedades mecânicas

Lutz, Phillips⁴⁴, em 1983, classificaram resinas compostas de acordo com o tamanho das partículas de carga: compósitos macroparticulados com partículas de 0,1 μm -100 μm , compósitos microparticulados com partículas de 40 μm , e compósitos híbridos com tamanhos variáveis de enchimento entre 0,6 μm -1 μm e contendo sílica coloidal de 40 nm de tamanho.

Bowen et al.⁷, em 1985, discorrendo sobre resinas compostas, destacou que o Bis-GMA, por apresentar peso molecular maior que o metacrilato de metila, mostra menor contração de polimerização e maior viscosidade. Para reduzir a viscosidade do Bis-GMA são adicionados monômeros de dimetacrilato com mais baixo peso molecular. Entretanto, a melhoria da viscosidade aumenta a contração de polimerização. Um caminho para a solução é o aumento na quantidade de partículas de carga. O máximo de concentração de fase inorgânica em volume é obtido pelo emprego de partículas esféricas, distribuídas intermitentemente por tamanho.

Também nesse ano, Söderholm⁶⁴, comentando sobre partículas de carga das resinas compostas, afirmou que muita atenção tem sido dispensada à correlação entre propriedades mecânicas e diferentes frações volumétricas de partículas. Há correlação positiva entre volume de carga e resistência à compressão e flexão, o que se repete em relação ao módulo de elasticidade, particularmente quando a concentração aproxima-se de 80%.

Ainda nesse ano, Draughn²¹ verificou que a complexidade do ambiente bucal e a diversidade geométrica de restaurações em dentes posteriores dificultam a definição precisa do processo de falha. O estudo dos mecanismos de fadiga e fratura visam superar essa dificuldade. Tem sido demonstrado que em uma grande variedade de compósitos submetidos à tensão compressiva cíclica a resistência à fadiga é de 66% da resistência limite a compressão. O estudo da velocidade da propagação de trincas, pelo teste de dupla torção, mostrou que a influência do ambiente, como temperatura e umidade, é fator crítico, em condições de baixas tensões. Estudos têm demonstrado que materiais com menor concentração de partículas de carga apresentam intensidade de tensão mais baixas para uma dada velocidade de trinca e que, sob condições sub-críticas de intensidade de tensão, a velocidade de trinca é maior em materiais expostos à água. Observações

fractográficas indicam que, em altas velocidades de fratura, o modo de falha é dominado pelas propriedades da matriz polimérica e pelas partículas, enquanto em baixas velocidades, a resistência e a estabilidade da interface matriz-partícula são os fatores controladores. Os autores sugerem que o fator de intensidade de tensão crítica (K_{IC}) é uma medida útil da resistência dos compósitos, porém que a determinação de fatores de intensidade de tensão sub-crítica pode oferecer uma aproximação realista para a determinação de propriedades mecânicas clinicamente relevantes.

Segundo Purslow⁵⁴ (1986) e Sohn, Hu⁶⁵ (1995) a fractografia é uma das principais ferramentas utilizadas no processo de análise após danos ou falhas. Consiste em identificar aspectos fractográficos e estabelecer as relações entre a presença, ou ausência desses aspectos com a seqüência de eventos da fratura, podendo levar à determinação do carregamento e condições dos esforços no momento da falha. A fractografia confirma ou remove as suspeitas que possam recair sobre os modos de falha ocorridos.

A influência do tipo de partícula e da exposição à água sobre a resistência à flexão de compósitos experimentais foi estudada por Calais, Söderhom¹⁰ em 1988. Um dos materiais apresentava partículas de quartzo com tamanho de 5 μm a 40 μm ; outro, partículas de vidro de bário (5 μm a 20 μm), e o último, partículas porosas de sílica (média de 5 μm). Para o ensaio de flexão, corpos-de-prova foram confeccionados na forma de viga, com as seguintes: medidas 30 mm x 5 mm x 1,5 mm. Após abundante fotopolimerização, os corpos-de-prova foram transferidos para um forno a 60° C, durante uma semana. Após este período, os corpos-de-prova foram divididos em sete grupos de seis réplicas cada. Seis grupos foram armazenados em recipientes plásticos contendo 5 mL de água deionizada e colocados em forno a 60° C e um grupo foi submetido imediatamente ao ensaio de flexão. Os grupos armazenados foram testados em períodos de 1, 2, 3, 4, 5 e 6 meses. Foi observado que houve tendência à redução da resistência, com a armazenagem em água, dos materiais contendo sílica amorfa ou apenas fase resinosa. Para o material contendo partículas de vidro de bário, o efeito foi observado no período de 3 meses, enquanto para o material cujas partículas são de quartzo nenhum efeito foi detectado estatisticamente.

McLean⁴⁷, em 1990, discute as causas das falhas das restaurações e o que se pode fazer para preveni-las. Quanto ao amálgama, afirmou que é o material mais empregado entre todos e que falha mais por microinfiltração e cárie secundária do que por deficiência mecânica. A falha mecânica ocorre devido a preparo cavitário incorreto e pela baixa

resistência à flexão. Além disso, a corrosão e o escoamento são importantes causas de fracassos. As resinas compostas, por sua vez, falham principalmente em dois aspectos: resistência ao desgaste e integridade marginal. A perda da adesão pode ser causada pela alta contração da fase resinosa, que provoca tensão na interface dente/resina. À longo prazo, a quebra hidrolítica entre partícula e matriz ou resina e dente pode provocar infiltração ou desgaste em áreas de alta tensão oclusal. Além disso, a técnica é sensível, sendo a adesão à dentina cervical uma área de falhas frequentes devido ao uso incorreto de agentes adesivos.

Crispin et al.¹⁵, em 1994, discorrendo sobre composição das resinas compostas, comentaram que as partículas inorgânicas, responsáveis pela melhoria das propriedades físicas, são compostas por quartzo, sílica ou vidro, tendendo a ser duras, inertes e a apresentar índice de refração e translucidez semelhante à da estrutura dental. Além disso, muitas propriedades melhoram com o aumento da quantidade de partículas de carga, principalmente a resistência à fratura e ao desgaste e a contração de polimerização. Por essa razão, entendem que é importante conhecer o nível do conteúdo de carga, assim como o tamanho e a composição das partículas.

Suzuki et al.⁷¹, em 1995, avaliaram a relação entre o tamanho das partículas de carga, forma, propriedades mecânicas e resistência ao desgaste de resinas compostas posteriores. Foram avaliadas seis resinas compostas experimentais à base de UDMA/TEGDMA constituídas por diferentes tipos de partículas de carga. Dessas, quatro incluíam partículas de cargas esféricas com tamanhos de: 9,88 μm , 2,01 μm , 0,62 μm , 0,20 μm e duas irregulares de: 9,46 μm , 1,97 μm . As propriedades mensuradas foram dureza, resistência à compressão e resistência ao desgaste. A resina composta contendo o menor tamanho de partícula esférica apresentou resistência mecânica máxima e resistência ao desgaste substancialmente mais elevado.

Em 1996, Anusavice², em capítulo que trata das resinas compostas, afirmou que propriedades mecânicas, tais como resistência à compressão e à tração e módulo de elasticidade, aumentam em função da fração volumétrica de partículas. Observou que, para obter o máximo de incorporação de carga inorgânica na matriz resinosa, é necessário usar partículas com distribuição de tamanho, de modo que os espaços entre as maiores sejam preenchidos pelas menores.

Davidson, Feilzer²⁰, em 1997, afirmaram que, quanto mais baixa a viscosidade inicial do material, mais monômero deve ser unido à cadeia polimérica. As resinas com elevado conteúdo de partículas da carga requerem monômeros de baixo peso molecular

para propiciar adequada viscosidade de manipulação. Assim, dentro de certos limites, a contração de polimerização não depende das partículas de carga.

Asmussen, Peutzfeldt³, em 1998, estudaram 30 diferentes formulações experimentais variando a relação entre os monômeros TEGDMA e BisGMA (30:70, 40:60, 50:50, 60:40, 70:30), assim como procedendo à substituição do BisGMA por UEDMA em incrementos sucessivos de 10% em todas as formulações. Foram realizados ensaios de resistência à tração diametral, resistência a flexão e módulo de elasticidade. Os resultados mostraram que a substituição de BisGMA ou TEGDMA por UEDMA melhorou a resistência à tração e à flexão. A substituição de BisGMA por TEGDMA aumentou a resistência à tração, porém reduziu a resistência à flexão. Foi observado que a incorporação do monômero UEDMA em concentrações variadas a determinadas formulações de BisGMA e TEGDMA influencia marcadamente o módulo de elasticidade, reduzindo ou aumentando seus valores.

Dauvillier BS et al.¹⁹, em 2000, relatam que a resistência flexural representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra a fratura. A relevância clínica desta propriedade se faz presente, sobretudo no ato da mastigação, quando ocorrem diferentes esforços mastigatórios, que induzem variadas tensões, tanto no dente quanto na restauração.

Para resistência à flexão, Manhart et al.⁴⁵ (2000), sugerem que as partículas por si só, o seu percentual em volume e a interação com a matriz resinosa têm maior influência nos parâmetros de fratura das resinas compostas, do que a estrutura resinosa.

Santos et al.⁶⁰, 2002, sugerem que o processo de absorção de água ocorre principalmente na matriz da resina. O aumento na absorção de água foi em grande parte devido à presença de porosidade e agregados de partículas de carga na microestrutura dos compósitos, embora a adsorção de água na superfície da partícula de carga não foi descartada.

Segundo, Musanje et al.⁵⁰ (2003), é bem estabelecido que a exposição das resinas compostas à um ambiente aquoso, à longo prazo, reduz os valores de suas propriedades mecânicas e sua resistência ao desgaste. Estas reduções têm sido atribuídas à degradação hidrolítica da matriz do polímero e das partículas de carga, e a água induz falha na adesão matriz/partículas de carga.

Fares et al.²² (2005) citam que a variação dos monômeros na composição da matriz resinosa também é um dos fatores responsáveis na variação dos resultados da resistência flexural das resinas compostas.

Muench et al.⁴⁹, em 2005, avaliaram o efeito das dimensões do espécime na resistência à flexão da resina composta Heliomolar RO e concluíram que o uso de espécimes com dimensões menores não interfere significativamente os valores de resistência à flexão.

Garcia et al.²⁸, em 2006, afirmam que mais recentemente, a nanotecnologia tem levado ao desenvolvimento de uma nova categoria de resinas compostas: as resinas compostas nanoparticuladas. A incorporação de partículas muito pequenas (5 – 20 nm) em conjunto com aglomerados (0,6 – 1,4 µm) de nanopartículas de zircônia e sílica permite a sua indicação para dentes anteriores e posteriores apresentando simultaneamente propriedades óticas que conseguem mimetizar as diferentes características encontradas nos dentes naturais e propriedades mecânicas aperfeiçoadas. As nano-híbridas são também uma nova categoria de resinas compostas, com a incorporação de nanopartículas dentro das resinas micro-híbridas. Já as resinas compostas microparticuladas conseguem atingir graus de translucidez, lisura e polimento, propriedades extremamente desejáveis para reproduzir o esmalte vestibular de dentes anteriores.

Segundo Lohbauer et al.⁴², em 2006, as resinas compostas nanoparticuladas ou nano-híbridas têm sido introduzidas por diversos fabricantes que afirmam propriedades superiores dos materiais como excelentes propriedades óticas, características de fácil manuseio, ou polimento superior. Alta resistência à flexão, baixa abrasão e baixa contração de polimerização são atribuídas a uma alta fração de partícula de carga nano.

Ferracane²³, em 2006, afirmam que o efeito dos líquidos sobre a rede de polímero tem sido descrito como plastificante. A redução da dureza e outras propriedades, é um produto da separação das cadeias do polímero por uma molécula que não formam ligações químicas primárias com a cadeia, mas apenas serve como um ocupante do espaço.

Rodrigues Jr et al.⁵⁷, em 2007, buscaram avaliar se o conteúdo inorgânico exerce influência na resistência à flexão e módulo de elasticidade de compósitos restauradores. O teste de flexão por três pontos foi realizado em resinas nanoparticuladas, universais híbridas e em microparticuladas. A avaliação do peso do conteúdo inorgânico foi determinada através da incineração do conteúdo orgânico. Os autores concluíram que houve uma baixa, porém significativa, correlação entre as propriedades mecânicas avaliadas e o peso do conteúdo inorgânico. A resina microparticulada apresentou menor conteúdo inorgânico e propriedades mais baixas. Foram observados que os valores de

resistência à flexão e módulo de elasticidade foram estatisticamente diferentes entre os compósitos híbridos; e assim, concluíram que o conteúdo inorgânico interfere significativamente na resistência à flexão e no módulo de elasticidade das resinas testadas.

Segundo Ilie et al.³², em 2009, na tentativa de ter uma indicação clínica clara para as resinas compostas, os critérios de classificação foram desenvolvidos e a maioria deles fundamentam-se no sistema de carga. Esses critérios são principalmente baseados no valor da fração de carga inorgânica em porcentagem de volume ou no tamanho médio da partícula. Dessa maneira, as resinas compostas são classificadas em macroparticuladas, híbridas, micro-híbridas, microparticuladas e, mais recentemente, em nanoparticuladas e nano-híbridas. O tamanho das partículas de carga incorporadas na matriz da resina dos compósitos restauradores tem diminuído continuamente. A alteração do tamanho das partículas de carga e morfologia resultou em melhores propriedades mecânicas e estéticas em comparação com compósitos anteriores.

No mesmo ano, Curtis et al.¹⁷, avaliaram as propriedades mecânicas de resinas compostas microhíbrida (partículas esféricas), nanohíbrida (partículas irregulares) e nanoparticulada (“nanoclusters”) do qual a morfologia das partículas de preenchimento foram investigadas. As partículas de carga foram fornecidas pelo fabricante ou separadas da resina não polimerizada por meio de uma técnica de dissolução. As partículas de carga (n = 30) foram submetidas à compressão usando uma técnica de micromanipulação. Os aglomerados de cargas (“nanoclusters”) apresentaram até quatro fraturas distintas, enquanto as partículas esferoidais irregulares uma única fratura ou nenhuma fratura após a micromanipulação.

Em 2009, os mesmos autores¹⁸ determinaram a influência das partículas de carga nanométricas e aglomerados de nanopartículas (“nanoclusters”) em sete resinas compostas contendo diferentes tipos de partículas de carga e morfologia: Heliomolar (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Z100 MP Restorative, Filtek™ Z250, Filtek™ Supreme (3M ESPE, St.Paul,MN, USA) cores de corpo e translúcida, Grandio e Grandio Flow (VOCO, Cuxhaven, Germany), sobre a resistência à flexão bi-axial (BFS), seguintes ao pré carregamento cíclico e armazenamento em ambiente seco ou molhado. O sistema de "nanoaglomerados" apresentou propriedades distintas, para o ensaio de fadiga em regimes de pré-carregamento, como o aumento da resistência à fratura e maior confiabilidade na força, independentemente das condições ambientais. "Nanoclusters" proporcionou um mecanismo de reforço distinto para a matriz da resina.

Gonçalves et al.³⁰, em 2009, avaliaram a influência da BisGMA, TEGDMA e conteúdo de BisEMA na viscosidade, conversão e resistência à flexão de resinas compostas experimentais. E concluíram que o grau de conversão aumentou e a alta resistência à flexão foi obtida com matriz de resina contendo até 50% mol de BisGMA ou TEGDMA ou ambos TEGDMA e BisEMA em concentrações equimolares.

Prakki et al.⁵³, em 2009, observaram que a incorporação de uma aldeído ou dicetona aumentou significativamente o grau de conversão de TEGDMA e compostos à base de CH3 Bis-GMA e, portanto, também aumentou as propriedades mecânicas de alguns destes sistemas (resistência à flexão e módulo de elasticidade).

Segundo Calais & Söderholm¹⁰ se ocorrer uma falha de ligação entre a partícula de carga e a matriz, como pode ocorrer em um ambiente aquoso, a resistência do compósito vai diminuir.

Coefficiente de Poisson e Módulo de Elasticidade

Boyer et al.⁶, em 1982, em seu experimento utilizaram ensaio de compressão a uma velocidade de 0,5mm/min para avaliar propriedades mecânicas de algumas resinas compostas convencionais e microparticulada nas quais foi constatado que o módulo de Young variou de 2,81 a 8,90 GPa.

Em 1986, Braem et al.⁸ apresentaram um método para a determinação do Módulo de Young dinâmico, não destrutivo. Corpos de prova, com 35 mm X 5 mm X 1,5 mm, na forma de viga, foram construídos, montados sobre dois apoios e submetidos à vibração. A frequência fundamental sob flexão foi medida e, com base nesse dado e em outros parâmetros, como a densidade do material e o raio do giro nos apoios, foi determinado o Módulo de Young. Foram feitas medidas em dois tempos: 24 horas após a polimerização do material e depois de 3 meses de armazenagem. Para os 41 produtos estudados, os valores do módulo de Young variaram de 5,436 MPa a 25,117 MPa e a armazenagem teve efeito de significância variável em função do material. A partir do porcentual volumétrico de partículas inorgânicas, obtido na literatura, foi realizada análise de regressão exponencial, mostrando coeficiente de correlação de 0,92 e evidenciando que o Módulo de Young parece ser dependente da fração de partículas em volume.

Chabrier et al.¹¹, em 1999, também realizaram um teste de compressão à taxa de deformação baixa (velocidade de carga 0,2 mm/min) e o módulo de Young encontrado

foi de 5,88 a 7,09 GPa e o coeficiente de Poisson de 0,40 a 0,44 para as resinas compostas testadas.

Chung et al.¹³, em 2004, usaram um teste de tração a uma velocidade de 0.5mm/min, utilizando extensômetros para medir a deformação transversal e axial de seus espécimes e encontraram coeficiente de Poisson entre 0,30 e 0,39 para as resinas compostas avaliadas.

Lohbauer et al.⁴², em 2006, estudaram o desempenho da força e fadiga em relação à fração de conteúdo inorgânico de resinas compostas: flow (Filtek Flow 3M ESPE (USA); Flowline Heraeus Kulzer (Germany); Grandio Flow Voco (Germany); Tetric Flow Vivadent (Liechtenstein); X-Flow Dentsply/Caulk (USA), híbridas Artemis Vivadent (Liechtenstein); Esthet X Dentsply/Caulk (USA); Miris Coltene (Suisse); Venus Heraeus Kulzer (Germany) e nano-híbridas Ceram X Dentsply/Caulk (USA); Filtek Supreme 3M ESPE (USA); Grandio Voco (Germany); Tetric EvoCeram Vivadent (Liechtenstein) e constataram que as resinas flow, com um teor reduzido de partículas, apresentaram menores módulo de Young, quando comparadas com as demais. Uma relação linear foi encontrada entre os módulos de Elasticidade e fração de partículas em volume ($r^2 = 0,798$).

Masouras et al.⁴⁶, em 2008, estudaram a correlação do conteúdo inorgânico e propriedades elásticas de algumas resinas compostas: uma resina composta "flow" (Point 4 flowable, Kerr) e duas resinas compostas híbridas (Filtek Supreme XT, 3M-Espe & X-tra Fil, Voco). Doze amostras cilíndricas (5mm x 6mm) foram preparadas para cada material. Grupo A (n = 6) foram carregados, com uma carga gradual de até 1000N para obter o módulo de Young. O carregamento de compressão foi realizado a 1 mm / min. O módulo de Young foi determinado utilizando equação de elasticidade. As médias apresentadas para o módulo de Young foram de 3,52 GPa para resina Point 4 flowable, de 5,76 GPa para Filtek Supreme XT e de 7,15 GPa para X-tra Fil. O coeficiente de Poisson foi calculado a partir da fórmula $\nu = 0,5 - (E/6B)$. O coeficiente de Poisson para Point 4 flowable foi 0,46, e para ambas Filtek Supreme XT e X-tra Fil foi 0,45. Notaram a forte correlação entre o Módulo de Young e a fração de volume de enchimento (r^2 : 0,905–0,992).

Papadogiannis et al.⁵¹, no mesmo ano, avaliaram a influência da temperatura, médias de armazenamento e tempo de armazenamento sobre as propriedades viscoelásticas das resinas compostas (Grandio, Simile, Filtek Supreme, Filtek P60 e Admira). Foram constituídos quatro grupos com n = 4 de cada uma das cinco resinas

compostas. Os espécimes do primeiro grupo foram armazenados em um beaker seco, a 21° C por 24 horas após a fabricação e foram então testados secos a 21° C. Os corpos de prova do segundo grupo foram armazenados em um recipiente seco, a 21° C durante um mês e, em seguida, foram testados secos a 21° C. Os espécimes do terceiro grupo foram armazenados em água destilada por 24h a 37° C e, em seguida, foram testados úmidos em três temperaturas (21, 37 e 50° C). O quarto grupo consistiu de espécimes armazenados em água destilada por 1 mês a 37° C e, em seguida testados úmidos em três temperaturas (21, 37 e 50° C). Nos resultados sob torção estática Grandio apresentou maior módulo de elasticidade ($E= 20,4 \text{ GPa} - 20,5 \text{ GPa}$) entre os materiais testados, em todas as temperaturas e condições de armazenamento. Foi significativamente maior do que Filtek P60 ($p < 0,01$) e também Simile, Filtek Supreme e Admira. Filtek P60 teve o segundo maior módulo de elasticidade ($E= 19,5 \text{ GPa} - 19,7 \text{ GPa}$). Entre as outras três resinas compostas valores diferentes foram encontrados dependendo das condições. Nos espécimes secos o coeficiente de Poisson variou de 0,32 – 0,35 a 21° C, enquanto que nos espécimes molhados variou de 0,34 – 0,36 na mesma temperatura. Nos espécimes secos o coeficiente de Poisson diminuiu com o tempo de armazenamento, enquanto que nos espécimes úmidos aumentou.

Segundo Baudin et al.⁴, em 2009, dureza e Módulo de Young são os parâmetros mais utilizados para caracterizar resinas compostas dentais. Ambas propriedades tendem a aumentar em relação direta com a quantidade do conteúdo de carga. Acoplamento matriz-carga é também um fator determinante para módulo de Young e dureza. O efeito do tamanho e forma do enchimento também pode influenciar essas propriedades.

Elementos finitos

Em 1956, Turner et al.⁷⁶ trabalhando em um projeto de aeronaves para a Boeing, propuseram um método de análise estrutural, similar ao MEF. Mais tarde, em 1960, estes autores utilizaram pela primeira vez o nome de Método dos Elementos Finitos, descrevendo-o.

Gallagher²⁷, em 1975, coloca que o desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos (MEF) teve suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Durante mais de um século, diversos matemáticos desenvolveram teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas, entretanto, pouco se evoluiu devido à dificuldade e à limitação

existente no processamento de equações algébricas. O desenvolvimento prático desta análise ocorreu em consequência dos avanços tecnológicos, a partir de 1950, com o advento da computação. Isto permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas.

Rubin et al.⁵⁹, em 1983, em linha gerais define o MEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantém as propriedades de quem os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados.

Logan⁴¹, em 1992, afirma que o primeiro passo para a utilização do MEF é obtenção do modelo que se deseja estudar. Essa etapa de modelagem consiste no desenho da estrutura a ser analisada e pode ser executada no próprio programa de elementos finitos ou importada de outro programa compatível.

Spyrakos⁶⁸, em 1994, destacou os passos para o método dos elementos finitos como sendo: 1) definir as propriedades dos materiais e selecionar os tipos de elementos que são mais adequados para modelar o sistema; 2) aplicar as cargas; 3) definir as formas de contorno; 4) resolver os sistemas de equações algébricas lineares; 5) calcular as tensões.

Cook et al.¹⁴, em 2002 afirmaram que o modelo pronto para o MEF, é totalmente subdividido em pequenos segmentos poligonais, denominados elementos finitos, com o propósito de, individualmente, calcular as tensões e deformações mais facilmente do que na estrutura interna. Os elementos são conectados por nós, resultando em uma malha. Esses elementos podem se apresentar em vários formatos, sendo a localização dos nós definida através de um sistema de coordenadas bi ou tridimensionais, dependendo da forma geométrica do modelo e da análise que se deseja realizar. Esse processo de divisão do modelo chama-se de discretização.

Uddanwadiker et al.⁷⁷, em 2007, citam que os passos básicos envolvidos no MEF são pré-processamento, processamento e pós-processamento. A fase de pré-processamento consiste na modelagem geométrica de uma estrutura, discretização de um modelo em elementos menores pela seleção adequada de um tipo de elemento e atribuição das propriedades do material. A determinação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo é muito importante para se obter fidelidade dos resultados. Os elementos são ligados por nós. A etapa final do pré-processamento é a aplicação das condições de contorno, isto é, as forças e as restrições de

deslocamento são aplicadas nos nós especificados. Dependendo da complexidade do modelo, o software do computador pode processar o modelo discretizado em diferentes fases. Um conjunto de equações simultâneas com milhares de variáveis é resolvido para alcançar os resultados desejados. A fase de pós-processamento consiste na apresentação gráfica dos resultados. A visualização dos resultados é feita por uma escala de cores, em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas. Normalmente, as configurações deformadas, distribuição das tensões nos nós e elementos são calculados e exibidos nesta fase.

Ferreira²⁴, em 2007, comenta que para que seja possível a simulação dos modelos numéricos, faz-se necessário o conhecimento de algumas propriedades mecânicas: Módulo de Young (Elasticidade): medida da rigidez do material - quanto maior o módulo de elasticidade, menor a capacidade de deformação e Coeficiente de Poisson: é o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e as longitudinais.

Elementos finitos e aplicações

Na Engenharia Automobilística, modelos de elementos finitos, podem ser utilizados como ferramentas para predição de lesões na cabeça humana causadas por acidentes. Raul et al.⁵⁵, em 2006, demonstraram a relevância da utilização de MEF da cabeça humana para avaliar o possível mecanismo para a origem dos traumatismos cranianos. Seu uso em medicina legal é muito útil para comparar diferentes mecanismos de lesão.

Na Medicina, técnicas de substituição da válvula-extra da raiz aórtica têm sido desenvolvidas para tratar aneurismas do seio de Valsalva. Gundiah et al.³¹, em 2008, e Soncini et al.⁶⁶, em 2009, relatam que modelos de elementos finitos têm sido utilizados para investigar os efeitos da alteração da geometria do seio e o módulo da raiz aórtica sobre a tensão da válvula cardíaca, que podem mostrar a competência da válvula a longo prazo.

Rubin et al.⁵⁹, em 1983, comentaram a respeito da multiplicidade de aplicações do MEF em pesquisas odontológicas, dentre elas, a otimização de desenho de restaurações, implantes dentais, pinos ou núcleos, próteses parciais fixas ou removíveis, interações entre osso, ligamento periodontal e dente, efeitos físicos, biomecânicos e biológicos das forças mastigatórias e o sistema estomatognático.

Willians et al.⁷⁹, em 1984, Middleton et al.⁴⁸, em 1990 e Field et al.²⁵, em 2009, usaram o método dos elementos finitos 3D para investigar as respostas de tensão-deformação do dente à carga ortodôntica. Os estudos numéricos mostraram como o movimento dentário ortodôntico desenvolve diferentes campos de tensão e como a reabsorção da raiz pode ocorrer como resultado da compressão hidrostática e da tensão induzida por necrose tecidual.

Silva⁶³, em 2003, avaliou a resistência de união da interface adesiva, utilizando dois sistemas adesivos ("total-etching e self-etching"), testando diferentes ângulos da junção adesiva, com o teste de microtração e análise pelo método dos elementos finitos (AEF). Vinte e quatro molares hígidos recém extraídos foram selecionados e tiveram o esmalte oclusal removido perpendicularmente ao longo eixo dos dentes e foram divididos em dois grupos com 12 dentes, empregando-se no grupo 1 o adesivo Single Bond (3M-Espe Co.) e no grupo 2 o adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray Co.). Restaurações de resina Z 100 com 4mm de espessura foram confeccionadas após a aplicação dos adesivos. Para realização dos testes de microtração foram obtidos espécimes com ângulos de 0° (controle), 10°, 20° e 30° na interface adesiva. O teste estatístico empregado foi ANOVA a dois critérios e teste de TUKEY. Foi realizada também a análise por elementos finitos, simulando as mesmas condições do teste de microtração. Os resultados mostraram uma diminuição dos valores da resistência adesiva à medida que a inclinação da interface adesiva aumentava sendo estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre 0° e 30° de inclinação para o Clearfil SE Bond e entre 0° (controle) e 10°, 20° e 30° de inclinação para o Single Bond, aceitado parcialmente a hipótese nula. Os resultados obtidos com AEF com a interface de 50 µm e 100 µm de espessura da camada adesiva mostraram uma tendência semelhante aos resultados obtidos com o teste de microtração (AU).

Cunha¹⁶, em 2007, avaliou através do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão e deslocamento nas estruturas de suporte de uma prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) associada ou não a um implante osseointegrado de 10,0 x 3,75 mm (Sistema Branemark) com sistema ERA de retenção, em diferentes formatos de rebordo alveolar e localização do implante. Foram elaborados 16 modelos mandibulares, os quais, sob corte sagital, representavam hemiarcos com rebordos horizontal (MA ao MD), descendente distal (ME ao MH), ascendente distal (MI ao ML) ou descendente-ascendente (MM ao MP); dente natural 33; PPREL convencional, com placa distal no 33 ou apoio incisal na distal do 33, ou PPREL retida por implante, com sistema ERA, localizado na região anterior ou posterior do rebordo. Com o auxílio

do programa de elementos finitos ANSYS 9.0, os modelos foram carregados com forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. A análise permitiu concluir que o posicionamento do implante de maneira anterior associado à PPREL com placa distal, foi a melhor associação para preservar as estruturas de suporte (dente remanescente e rebordo alveolar residual) quanto à sollicitação das mesmas nos diferentes tipos de rebordos alveolares estudados, tanto em relação à tendência ao deslocamento, quanto em relação à distribuição de tensões.

Segundo et al.⁶¹, no mesmo ano, compararam e avaliaram a distribuição de tensões em modelos virtuais de implante dental, pilar, parafuso e coroa em região posterior. As análises foram feitas através de modelo virtual 3D desenvolvido pelo sistema Pro-Engineer (Pro-Engineer, PTC, Needham, MA, USA) com sistema de conexão tipo hexágono externo (3i Implant Innovations, Palm Beach, Florida), parafuso retentor de pilar Gold Tite com cabeça quadrada (3i Implant Innovations, Palm Beach, Florida), pilar STA (3i Implant Innovations, Palm Beach, Florida), infraestrutura metálica à base de liga Ag-Pd e cerâmica feldspática. A carga padrão foi de 382N, aplicada com ângulo de 15° com o longo eixo do implante, em diferentes pontos de observação no complexo implante-parafuso. A análise dos dados mostrou que no modelo virtual do implante, o ponto de maior concentração foi encontrado na interface entre a plataforma do implante e o pilar e na metade do diâmetro interno do 1° filete do parafuso do lado da aplicação da carga.

Keulemans et al.³⁶, em 2008, avaliaram *in vitro* a influência do desenho do conector sobre a força das duas unidades de cantilever de resina combinada à fibra de vidro reforçada, de uma prótese dental fixa. A análise por elementos finitos mostrou distribuição da tensão mais favorável dentro do complexo dente/restauração para conectores de duas asas.

Zhao et al.⁸¹, em 2008, investigaram os efeitos de diferentes localizações do espiral nos implantes, sobre distribuição de tensão no implante, concentração de carga óssea e discutiram o melhor desenho de localização do espiral no mesmo. A tensão na interface implante-osso de implantes com diferentes localizações de espiral foram carregados em axiais e oblíquas 45° ao eixo, foram analisados por software Solidworks 2005 Plus e Cosmos / Works 7.0. A localização do espiral tem efeito sobre a distribuição da tensão na interface osso-implante. Deve ser dada mais atenção nos desenhos dos implantes dentários.

Silva⁶², em 2008, propôs a descrição de um protocolo para modelagem tridimensional de um primeiro pré-molar superior hígido para o MEF e a validação do modelo pela análise da distribuição de tensões de tração na região cervical do esmalte vestibular quando submetido à aplicação de cargas oclusais fisiológicas e não fisiológicas, relacionando os resultados obtidos com os estudos dos mecanismos formadores das lesões de abfração descritos na literatura. Projetou a anatomia das estruturas envolvidas a partir de referenciais arquitetônicos básicos da morfologia dental descritos na literatura científica. As dimensões anatômicas vestibular, oclusal e mesial do dente hígido e estruturas de suporte foram desenhadas em papel milimetrado, digitalizadas e com 3DSMax® -Autodesk, modelados tridimensionalmente. O modelo foi exportado para o NEiNastran® -Noran Engineering, Inc., no qual foram definidas as propriedades das estruturas biológicas, além da geração da malha de elementos finitos e condições de contorno. Foi analisada a tensão de tração presente no modelo a partir da qual se concluiu que houve diferença significativa na distribuição de tensão entre os grupos analisados. As simulações de oclusão não-fisiológica interferiram acentuadamente na distribuição de tensões quando comparadas com a oclusão fisiológica, sendo que a localização dos pontos de maior concentração de tensão de tração variou de acordo com a topografia do carregamento aplicado. A simulação de prematuridade retrusiva apresentou os maiores valores de tensão de tração na região cervical vestibular de esmalte.

Koplin et al.³⁸, em 2009, compararam o acúmulo de tensões internas, em quatro diferentes compósitos odontológicos (Venus, Tetric Ceram, Ceram X mono e Filtek Supreme), durante a reação de cura, e caracterizaram o desenvolvimento do comportamento mecânico para os diferentes modos de ativação usando métodos experimentais e ferramentas de simulação. Um modelo viscoelástico de quatro parâmetros combinado com um modelo de cura e de um modelo cinético foi desenvolvido para simular o comportamento mecânico em três dimensões utilizando o software de elementos finitos. Concluíram que um modelo de material que inclui o desenvolvimento de características mecânicas de cura para um compósito dental pode ser utilizado para desenvolver e otimizar materiais dentários, bem como para avaliar o efeito de diferentes estratégias terapêuticas (isto é, o modo de fotopolimerização, geometrias de preenchimento, força na interface).

Rossato⁵⁸, em 2010, avaliou por meio de ensaio de resistência à fratura três tipos de retentores intrarradiculares: endocrown de cerâmica injetada, núcleo de fibra de vidro/resina e núcleo metálico fundido, sendo os dois últimos injetados com IPS emax[®],

em um incisivo central superior tratado endodonticamente e simulou os mesmos modelos do ensaio experimental no MEF. Conclui que a coroa endocrown em cerâmica IPS emax[®] e o pino de fibra de vidro possuem um padrão de fratura que não afeta a estrutura radicular, enquanto que o núcleo metálico fundido tem padrão de fratura desfavorável envolvendo a estrutura radicular, condenando o dente, na maioria das vezes, à exodontia. Além disso, concluiu que a análise computacional por elementos finitos, quando corretamente interpretada, fornece uma correta previsibilidade de onde as coroas e núcleos irão falhar.

MATERIAL E MÉTODO

4. Material e método

4.1 Material

Para a realização deste trabalho foram selecionadas três resinas compostas citadas na tabela 1:

Tabela 1- Resinas compostas utilizadas na pesquisa

Material	Fabricante	No. do lote	Cor	Tempo de Cura (s)	Matriz orgânica	Matriz inorgânica	Tamanho das partículas	Teor em volume de partículas (%)
Filtek Z350	3M ESPE, MN 55144, USA ⁷⁵	N098698	A2E	20 s	BisGMA UDMA TEDGMA BisEMA	Zircônia/slica	0,6 – 1,4 µm (partículas) 5 – 20 nm (nanoclusters)	59,5 %
Tetric N Ceram	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein ³⁴	L48183	A2E	10 s	dimetacrilatos	Vidro de bário Trifluoreto de itérbio Óxido misto Copolímeros	40 – 3.000 nm	55 - 57%
Heliomolar	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein ³⁴	K35053	A2E	20 s	dimetacrilatos	Dióxido de silício Trifluoreto de itérbio Copolímeros	40 - 200 nm (0,04 – 0,2µm)	46%

Para a realização do ensaio de resistência à flexão foram utilizados os seguintes materiais:

- Matriz metálica para o ensaio de flexão;
- Tiras de poliéster;
- Espátula de Thompson;
- Condensador nº1 (Duflex);
- Lâmina de vidro (75 mm X 50 mm X 1 mm);
- Disco com massa de 1 kg;
- Água destilada;
- Lixas de carvão de silício com granulação 1200 (Norton S.A., São Paulo, SP, Brasil);
- Papel absorvente;
- Aparelho LED Bluephase (Ivoclar-Vivadent) - 380-515 nm; 1.200 mW/cm²;

Para a determinação das propriedades mecânicas: Coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade foram utilizados os seguintes materiais:

- Matriz metálica para a caracterização das propriedades mecânicas;
- Lâminas de plástico transparentes (popularmente conhecidas como transparências);
- Espátula condensadora nº2;
- Lâmina de vidro (75 mm X 50 mm X 1 mm);
- Disco com massa de 1 kg;
- Lixas de carvão de silício com granulação 1200 (Norton S.A., São Paulo, SP, Brasil);
- Óleo de máquina;
- Papel absorvente;
- Álcool isopropílico;
- Aparelho LED Bluephase (Ivoclar-Vivadent) - 380-515 nm; 1.200 mW/cm²;
- Relógio termo higrômetro (Minipa MT-242);

Para a realização do ensaio de resistência à flexão foram utilizados os equipamentos descrito a seguir, os quais estão disponíveis na Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP:

- Estufa de cultura Fanem (modelo 002 CB);
- Paquímetro digital com resolução de 0,01 mm (Mitutoyo Corporation®, Tokyo, Japan).
- Máquina Universal de Ensaio DL 2000 EMIC (Equipamento e Sistema de Ensaio LTDA).

Para a realização da caracterização foram utilizados os equipamentos descritos a seguir, os quais estão disponíveis no Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais UFSCar/DEMa:

- Paquímetro digital com resolução de 0,01 mm (Starret®);
- Gabarito e caneta especial (fornecidos pela INSTRON);
- Máquina Universal de Ensaio INSTRON 5569.

Para a realização do método dos elementos finitos foram utilizados os equipamentos descritos a seguir, os quais estão disponíveis no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI / Campinas:

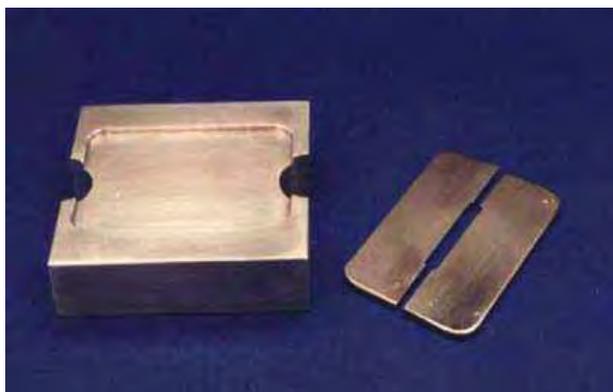
- Infra-estrutura computacional: Workstation – Sun microsystems;
- Software Rhinoceros (NURBS modeling for Windows – 4.0 – McNeel);
- Software Ansys 12.0 (Workbench).

4.2 Método

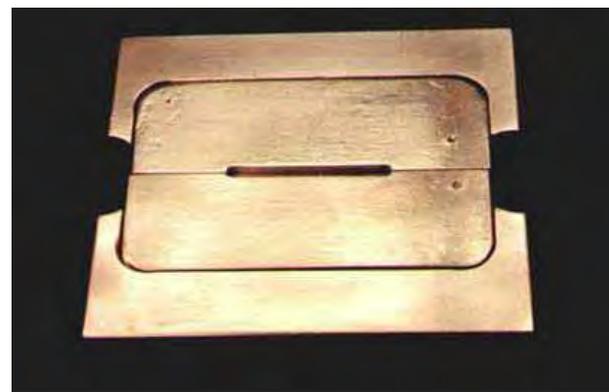
4.2.1 Ensaio de resistência à flexão

O ensaio de resistência à flexão foi conduzido de acordo com os critérios da norma ISO nº 4049:1988³³ para materiais restauradores à base de resina composta, tanto para a confecção dos corpos de prova, como para a construção dos dispositivos empregados no teste de flexão por 3 pontos.

Foram confeccionados corpos de prova com auxílio de uma matriz metálica, composta por uma base de alumínio e uma lâmina de aço inoxidável bipartida (Fig. 1a), a qual, encaixada na base, resulta em uma cavidade com 25 mm de comprimento, 2 mm de largura e 2 mm de altura (Fig. 1b)¹.



1a



1b

FIGURA 1 – Matriz utilizada para confecção dos corpos de prova.

Previamente à introdução da resina, uma tira de poliéster foi adaptada sobre a lâmina de aço bipartida para facilitar a remoção do corpo-de-prova (Fig. 2a) Em seguida, o material restaurador foi inserido na cavidade com espátula de Thompson (Fig. 2b) e

acomodado energeticamente com auxílio de um condensador nº 1 (Duflex) (Fig. 2c) até o preenchimento com mínimo excesso, sobre o qual outra tira de poliéster foi colocada (Fig. 2d) e o material pressionado por meio de uma lâmina de vidro (75 mm X 50 mm X 1 mm) com pressão digital (Fig. 2e). O conjunto, então, foi estabilizado por um disco com massa de 1 kg, que possui uma abertura para permitir o acesso da ponta do aparelho fotopolimerizador a toda a área do material inserido (Fig. 2f).



FIGURA 2a –Tira de poliéster sobre a base.

FIGURA 2b – Inserção com espátula de thompson.

FIGURA 2c - Acomodação com condensador nº1.

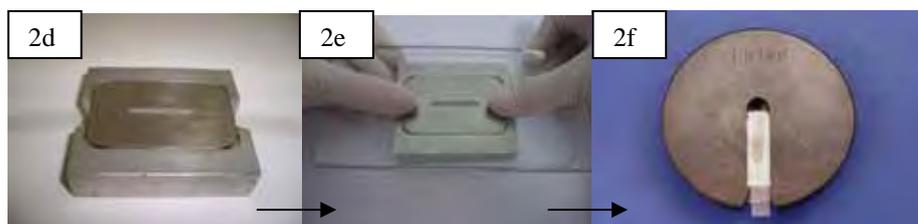


FIGURA 2d –Tira de poliéster superior.

FIGURA 2e – Lâmina de vidro com pressão digital.

FIGURA 2f – Estabilização do conjunto com massa de 1KG.

O material foi fotopolimerizado com o aparelho LED Bluephase (Ivoclar-Vivadent) que foi aferido quanto à intensidade de luz (Fieldmaster Power Meter, Coherent-model nº FM, set nº WX65, part nº 33-0506, USA) e foi utilizado sempre conectado à energia (Fig. 3). A polimerização foi realizada sequencialmente em quatro segmentos, por 40 segundos, totalizando 160 segundos de polimerização, cujo *curing program intensity curve* foi o equivalente a *HIP (High Power- 1100mW/cm²)*. E em seguida, após a remoção de todo o conjunto, com a ponta ativa do aparelho em contato com o corpo de prova, foi realizado uma segunda polimerização, por 20 segundos, em quatro etapas, totalizando 80 segundos de polimerização no *LOP (Low Power- 650 mW/cm²)* - (Fig. 4).



FIGURA 3- Led Bluephase.



FIGURA 4 - 4 segmentos de 60 s cada.

Nessas condições, os corpos de prova permaneceram em repouso por 15 minutos e, em seguida, foram cuidadosamente separados da matriz (Fig. 5) e armazenados em água destilada por 15 minutos (Fig. 6), quando foram polidos com lixa de carbetto de silício com granulação 1200 (Norton S.A., São Paulo, SP, Brasil) (Fig. 7), e armazenados em água destilada, à temperatura de 37° C, em estufa de cultura Fanem (modelo 002 CB), por 24 horas¹ (Fig. 8).

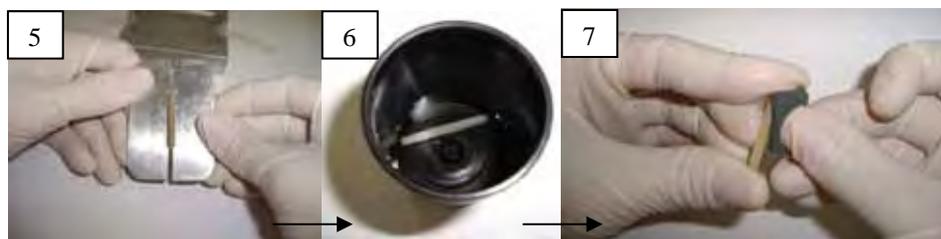


FIGURA 5–Separação da matriz. FIGURA 6 - Imersão: H₂O FIGURA 7 – Polimento com lixa.
destilada por 15’.



FIGURA 8 –Armazenamento em estufa 37°C por 24hs.

Os espécimes foram retirados da água, secos com papel absorvente (Fig. 9), e suas dimensões verificadas com paquímetro digital com resolução de 0,01 mm (Mitutoyo Corporation®, Tokyo, Japan) (Fig. 10). As mensurações foram realizadas tanto para

altura quanto para largura, em três pontos equidistantes do corpo de prova a partir de 2,5 mm das extremidades, local onde esse foi apoiado no dispositivo para flexão (Fig. 11). A média dessas medidas foi adotada como o valor a ser inserido na fórmula para o cálculo da resistência à flexão.



FIGURA 9 - Secagem com papel absorvente.

FIGURA 10 - Paquímetro digital.

FIGURA 11 - 3 medidas de altura e 3 de largura.

Em seguida, procedeu-se ao ensaio de flexão de acordo com a Norma ISO 4049:1988³¹, que preconiza um aparato constituído de uma base fixada ao mordente inferior da máquina de ensaios mecânicos, composta de dois apoios de secção circular de 2 mm de diâmetro montados paralelamente, com 20 mm de distância entre seus centros. Um outro dispositivo, acoplado ao mordente superior do equipamento, também com secção circular com diâmetro de 2 mm, foi construído para ser aplicado no centro do corpo de prova que foi colocado sobre os apoios do dispositivo inferior (Fig.12)¹.

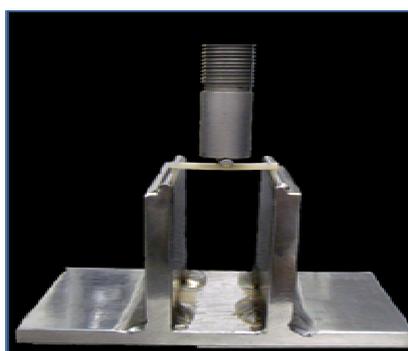


FIGURA 12 – Dispositivo para o ensaio de flexão.

Para o ensaio de flexão foi utilizada uma máquina de ensaio mecânico, Emic DL 2000® (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 5 kN com

velocidade de 0,5 mm/min (Fig.13a), incidindo sobre os corpos de prova a força máxima até a fratura (Fig. 13b), acoplada a sistema informatizado Tesk 3.04 para controle e registro dos resultados. Esse equipamento está localizado no laboratório de Ensaio Mecânicos do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP.



FIGURA 13a- Emic DL 2000®.



Figura 13b- Corpos de prova após ensaio.

O cálculo da resistência à flexão (MPa) foi feito de acordo com a seguinte equação:

$$\sigma = 3 F l / 2 b h^2$$

Onde:

F é a carga máxima (N),

l é a distância (mm) entre os apoios,

b é largura do corpo-de-prova (mm),

h é a altura do corpo-de-prova (mm).

4.2.2 Determinação das propriedades mecânicas das resinas compostas

O ensaio de determinação das propriedades mecânicas foi conduzido de acordo com os critérios da norma ASTM D638 – 01⁶⁹ (*Método de teste padrão para propriedades de tração de plásticos*) tanto para a confecção dos corpos de prova, como para o teste.

Foram confeccionados corpos de prova com dimensões da norma ASTM D638 - 01 (Tipo IV)⁶⁹, com volume aproximado de 1869,85 mm³, consumindo aproximadamente 5,0 gramas de resina composta, utilizando uma matriz metálica, constituída por um molde bipartido usinado por eletroerosão e uma base em aço carbono fixadas sobre uma base de baquelite (Fig. 14a), resultando em uma cavidade em “forma de gravata” (Fig. 14b).



FIGURAS 14 – Matriz utilizada para confecção dos corpos de prova.

A conservação da matriz é realizada com óleo de máquina, sendo que para a confecção dos corpos de prova, esse foi removido com álcool isopropílico e papel de alta absorção. Os corpos de prova foram confeccionados de 96 à 72 horas antes do ensaio. Previamente à introdução da resina, uma lâmina de plástico transparente foi colocada sobre a base para facilitar a remoção do corpo de prova (Fig. 15). Em seguida, o material restaurador foi inserido no molde bipartido com espátula condensadora nº 2, do centro para extremidade (Fig. 16), e acomodado até o preenchimento com mínimo excesso, sobre o qual outra lâmina de plástico transparente foi colocada (Fig. 17) e pressionada por meio de uma lâmina de vidro (75 mm X 50 mm X 1 mm), a fim de promover uma lisura superficial padronizada do material e para o mesmo não aderir a lâmina de vidro, essa lâmina também tem a função de extrudar o material quando pressionado sobre a matriz. O conjunto, então, foi estabilizado por um disco com massa de 1kg por 3 min. para permitir a acomodação do material (Fig. 18).

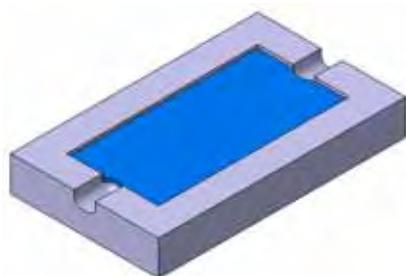


FIGURA 15 – Lâmina de plástico transparente.

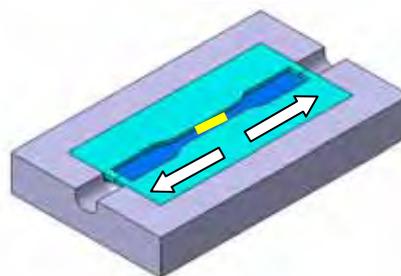


FIGURA 16 – Inserção da resina do centro para extremidade.

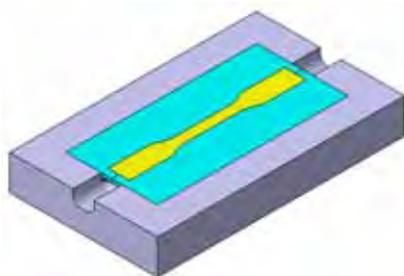


FIGURA 17 – Lâmina de plástico superior.



FIGURA 18 – Estabilização do conjunto.

Após a remoção do peso, o corpo de prova foi fotopolimerizado com o aparelho LED Bluephase (Ivoclar-Vivadent) que foi aferido quanto à intensidade de luz. Com o objetivo de padronizar a fotopolimerização, foi criada a grade de seqüenciamento utilizando como medida máxima o equivalente ao diâmetro da ponta ativa do aparelho (8mm). A grade foi dividida em 23 seções, sendo 6 seções duplas de 8 x 8 mm em cada extremidade, sendo 2 seções duplas de 6 x 8 mm em cada extremidade, e 7 seções únicas de 6 x 8 mm ao longo do corpo. Cada seção foi exposta durante 40 segundos à fotopolimerização, cujo *curing program intensity curve* foi o equivalente a *HIP (High Power- 1100mW/cm²)*. E posteriormente, após a remoção da placa de vidro e da lâmina de plástico, cada seção foi novamente fotopolimerizada por mais 20 segundos, cujo *curing program intensity curve* foi o equivalente a *LOP (Low Power- 650 mW/cm²)* (Fig. 19).

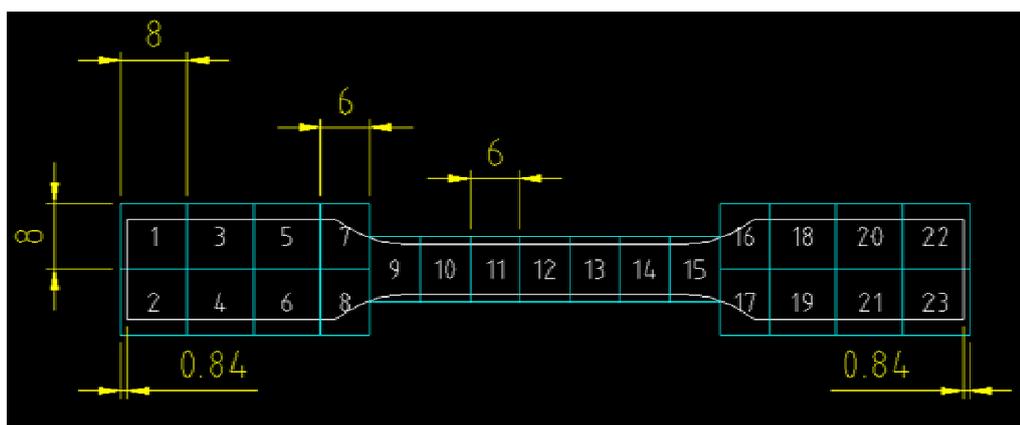


FIGURA 19 – Grade de seqüenciamento para fotopolimerização.

Em seguida, o corpo de prova foi cuidadosamente removido da matriz e as rebarbas resultantes da extrusão foram removidas com lixas de carvão de silício com granulação 1200 (Norton S.A., São Paulo, SP, Brasil) - (Fig. 20). O material foi acondicionado a um ambiente entre 15 a 23 °C num ambiente com média de 53% de umidade relativa do ar (em uma sala com ar condicionado), registrado por meio de um Relógio termo-higrômetro (Minipa MT-242), até o ensaio.



FIGURA 20 – Corpo de prova após remoção das rebarbas.

Em seguida, procedeu-se o ensaio de acordo com a Norma ASTM D638 – 01⁶⁹. As dimensões dos corpos-de-prova foram verificadas com paquímetro digital com resolução de 0,01 mm (Starret[®]). As medidas foram realizadas tanto para altura quanto para largura, em três pontos equidistantes da amostra e registradas, cujas médias posteriormente foram inseridas ao sistema informatizado para controle e registro dos resultados.

Os corpos de prova foram numerados e marcados com 4 pontos através de um gabarito com uma caneta especial, fornecidos pela INSTRON, como referência para a obtenção do coeficiente de Poisson (Fig. 21).



Figura 21 – Marcação dos quatro pontos com gabarito.

O corpo de prova foi fixado na máquina por meio de 2 pinças (Fig. 22), e os pontos marcados foram focalizados pelo sensor óptico de posição, iluminados por uma luz monocromática vermelha para facilitar a captura da variação de posição dos mesmos durante o teste. Esses pontos são registrados pelo sensor e enviados ao computador que analisa a posição em tempo real dos mesmos (Fig.23).



FIGURA 22 – Fixação do corpo de prova nas pinças.

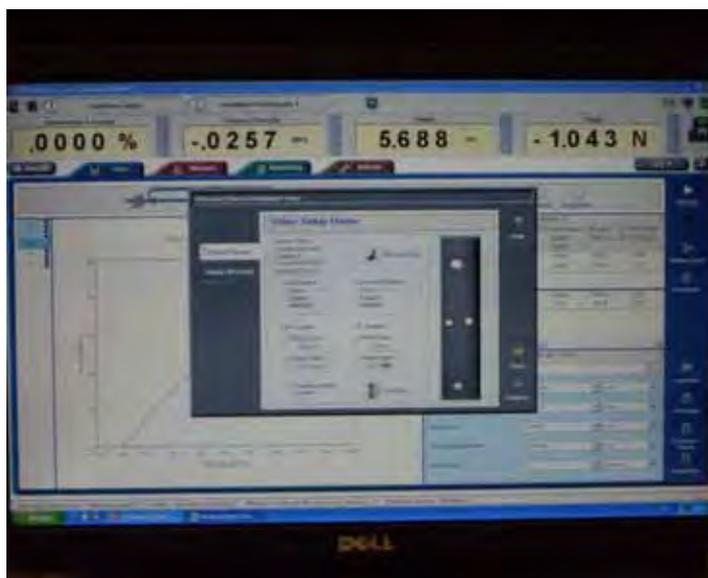


FIGURA 23 – Pontos registrados e enviados ao computador.

Para a determinação das propriedades foi utilizado uma máquina de ensaio mecânico INSTRON 5569 (Fig. 24).



FIGURA 24 - Máquina de ensaio mecânico - Instron 5569.

A máquina teve seu set-up ajustado com velocidade de extensão de 5mm/min. Após a finalização do set-up e ajustes do sensor óptico, o teste foi iniciado e a máquina tracionou o corpo de prova até a ruptura obtendo as curvas de tensão (MPa) X deformação (%). Com as curvas plotadas, o coeficiente de Poisson e o módulo de elasticidade foram obtidos. Esse equipamento está localizado no laboratório de Ensaio Mecânicos no Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais UFSCar/DEMa.

4.2.3 Análise pelo Método dos Elementos finitos

A análise pelo método dos elementos finitos foi realizada no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) – Campinas/SP.

A geometria dos modelos foi construída a partir do ensaio experimental. Assim, as dimensões médias de largura e altura dos corpos de prova obtidas para cada resina composta no ensaio experimental (Quadros 1, 2 e 3) foram aplicadas na confecção das dimensões de cada modelo geométrico no MEF.

Quadro 1- Dimensões dos corpos de prova da resina composta nanoparticulada (Z-350)

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Largura Média	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Altura média
CDP 1	2,20	2,20	2,00	2,13	2,20	2,20	2,15	2,18
CDP2	2,15	2,15	2,00	2,10	2,15	2,10	2,20	2,15
CDP3	2,15	2,10	2,05	2,10	2,10	2,10	2,10	2,10
CDP4	2,15	2,15	2,00	2,10	2,20	2,15	2,20	2,18
CDP5	2,20	2,20	2,10	2,16	2,10	2,15	2,15	2,13
CDP6	2,20	2,20	2,10	2,16	2,10	2,15	2,15	2,13
CDP7	2,25	2,10	2,00	2,11	2,10	2,10	2,20	2,13
CDP8	2,15	2,20	2,00	2,11	2,10	2,10	2,15	2,11
CDP9	2,15	2,20	2,00	2,11	2,10	2,10	2,15	2,11
CDP10	2,20	2,20	2,00	2,13	2,05	2,10	2,10	2,08
Total				2,13				2,13

Quadro 2- Dimensões dos corpos de prova da resina composta nano-híbrida (Tetric N-Ceram)

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Largura Média	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Altura média
CDP1	2,10	2,15	2,00	2,08	2,10	2,10	2,10	2,10
CDP2	2,15	2,20	1,95	2,10	2,10	2,10	2,15	2,11
CDP3	2,15	2,15	2,00	2,10	2,15	2,15	2,15	2,15
CDP4	2,15	2,15	2,00	2,10	2,15	2,15	2,15	2,15
CDP5	2,20	2,15	2,00	2,11	2,10	2,15	2,15	2,13
CDP6	2,20	2,15	2,05	2,13	2,10	2,10	2,10	2,10
CDP7	2,20	2,15	2,10	2,15	2,15	2,15	2,15	2,15
CDP8	2,20	2,20	2,00	2,13	2,10	2,10	2,10	2,10
CDP9	2,20	2,20	2,10	2,16	2,15	2,15	2,15	2,15
CDP10	2,15	2,15	2,00	2,10	2,15	2,15	2,15	2,15
Total				2,12				2,13

Quadro 3- Dimensões dos corpos de prova da resina composta microparticulada (Heliomolar)

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Largura Média	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Altura média
CDP1	2,15	2,15	2,00	2,10	2,10	2,10	2,10	2,10
CDP2	2,20	2,20	2,00	2,13	2,10	2,15	2,15	2,13
CDP3	2,20	2,15	2,00	2,11	2,10	2,15	2,15	2,13
CDP4	2,15	2,20	2,00	2,11	2,10	2,15	2,15	2,13
CDP5	2,15	2,10	1,95	2,06	2,10	2,10	2,10	2,10
CDP6	2,15	2,15	2,00	2,10	2,15	2,15	2,15	2,15
CDP7	2,20	2,20	2,00	2,13	2,15	2,15	2,15	2,15
CDP8	2,20	2,20	2,00	2,13	2,15	2,15	2,15	2,15
CDP9	2,15	2,10	2,00	2,08	2,10	2,10	2,10	2,10
CDP10	2,10	2,10	1,95	2,05	2,10	2,10	2,10	2,10
Total				2,10				2,13

Esses modelos foram modelados em 1/4, baseando-se na hipótese da simetria: reflexão do que acontece de um lado acontece do outro, fundamentada através do experimental. Esses foram construídos no Rhinoceros, e foram demarcadas superfícies específicas para garantir os contatos adequados dos apoios (Fig. 25a), bem como do aplicador de carga (Fig. 25b).

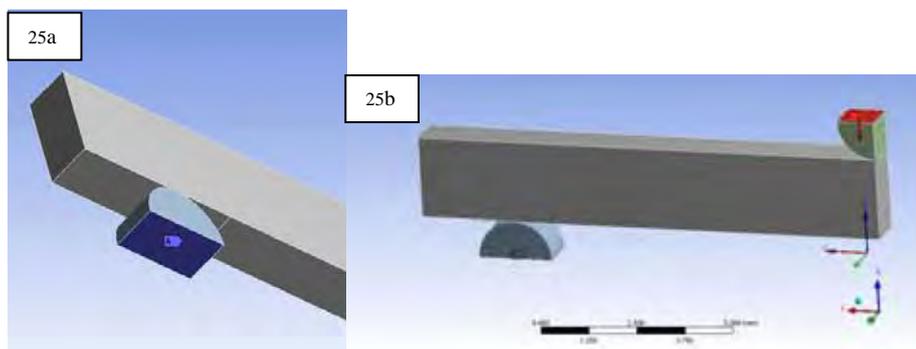


Figura 25 a e b - Modelagem geométrica.

Adicionalmente, foram construídos mais dois modelos para cada resina composta, em dois estágios hipotéticos de propagação da trinca: 50% da propagação e 80% da propagação. Foram feitos cortes na superfície (representados por linhas na imagem), de modo que pudessem marcar a divisão entre a parte trincada e a parte intacta (Figs. 26 e 27).

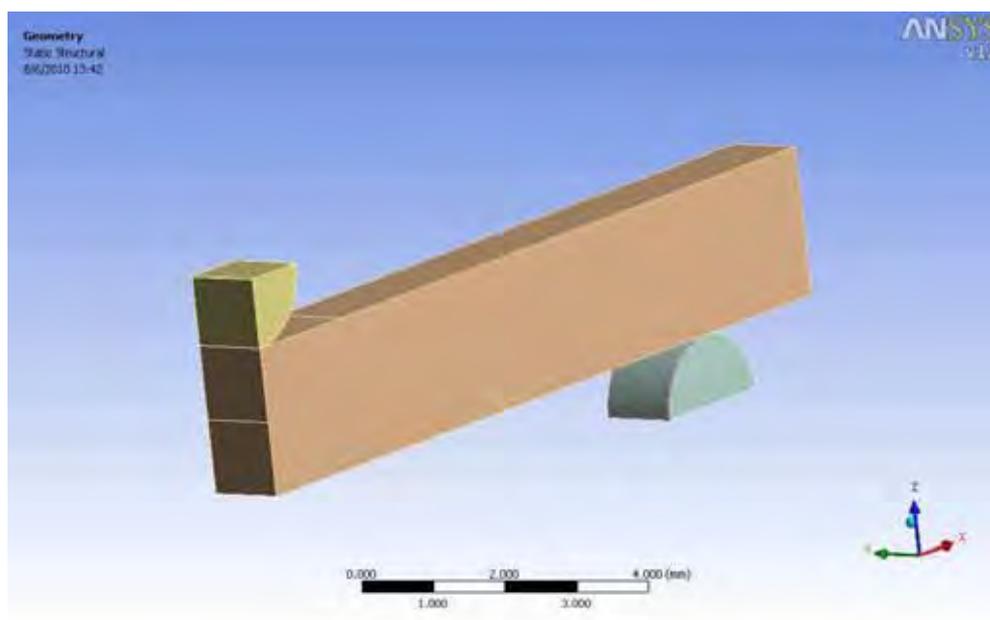


FIGURA 26 - 50% de abertura de trinca.

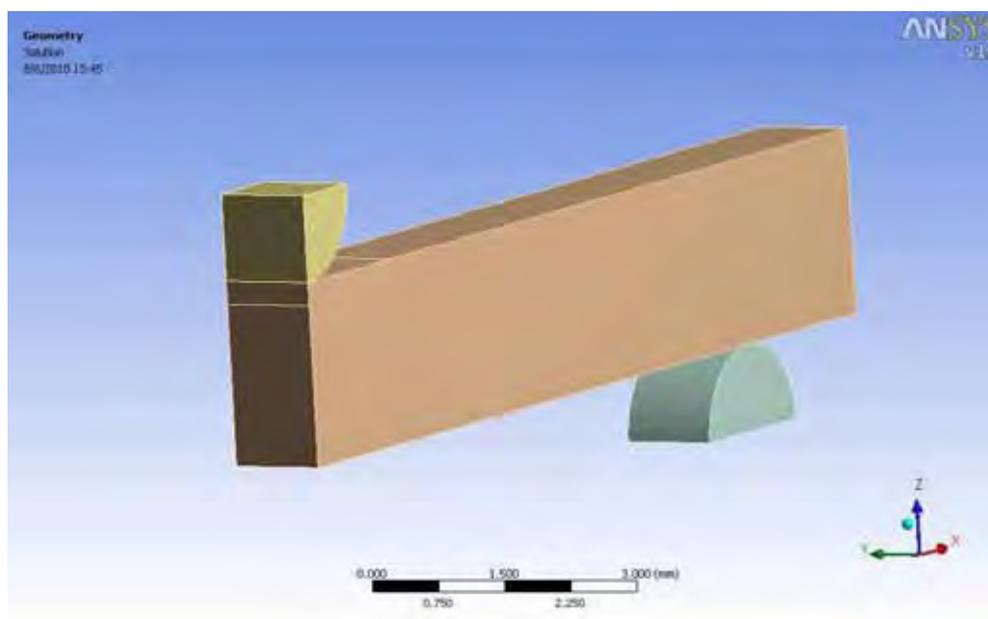


FIGURA 27 - 80% de abertura de trinca.

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados para o software ANSYS 12.0 e a malha de cada estrutura foi gerada, empregando elemento hexaédrico (BRICK), com 20 nós, do tipo quadrático (Fig. 28).

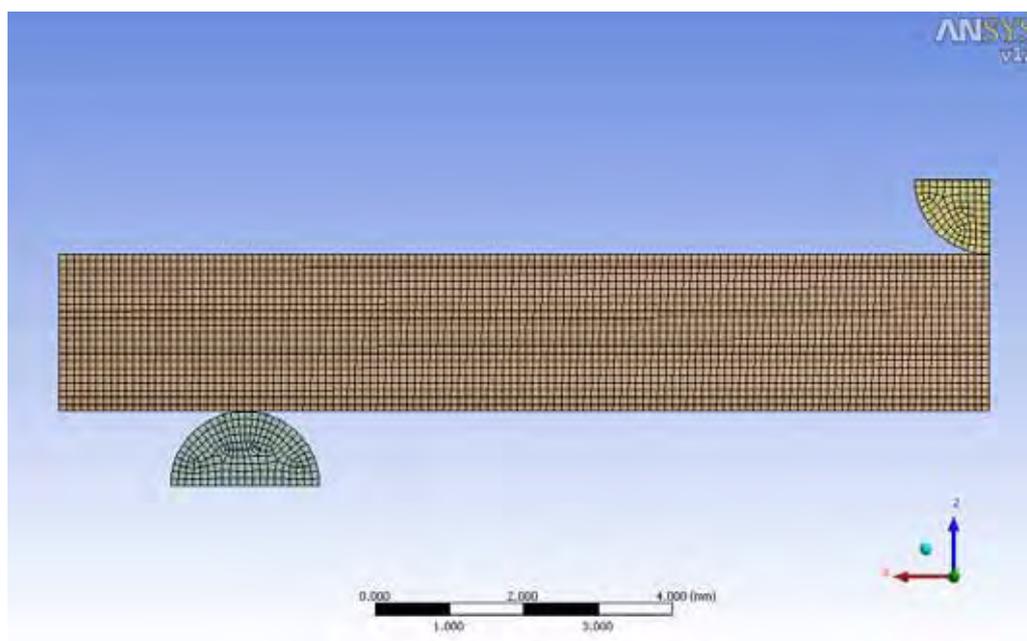


FIGURA 28 – Malha do modelo.

Sobre a malha foram aplicadas as condições de contorno adequadas para representar a condição experimental: simetria na região de corte do modelo, contatos deslizantes na superfície de contato do apoio (contato frictionless) com a viga (corpo de prova) e contatos deslizantes na região do contato do aplicador de carga com a viga (corpo de prova). Sobre a viga foi aplicado um deslocamento forçado, que consistiu na determinação do deslocamento: direção: vertical - eixo z, sentido: negativo - para baixo e quantidade: 0,8 mm (Fig. 29).

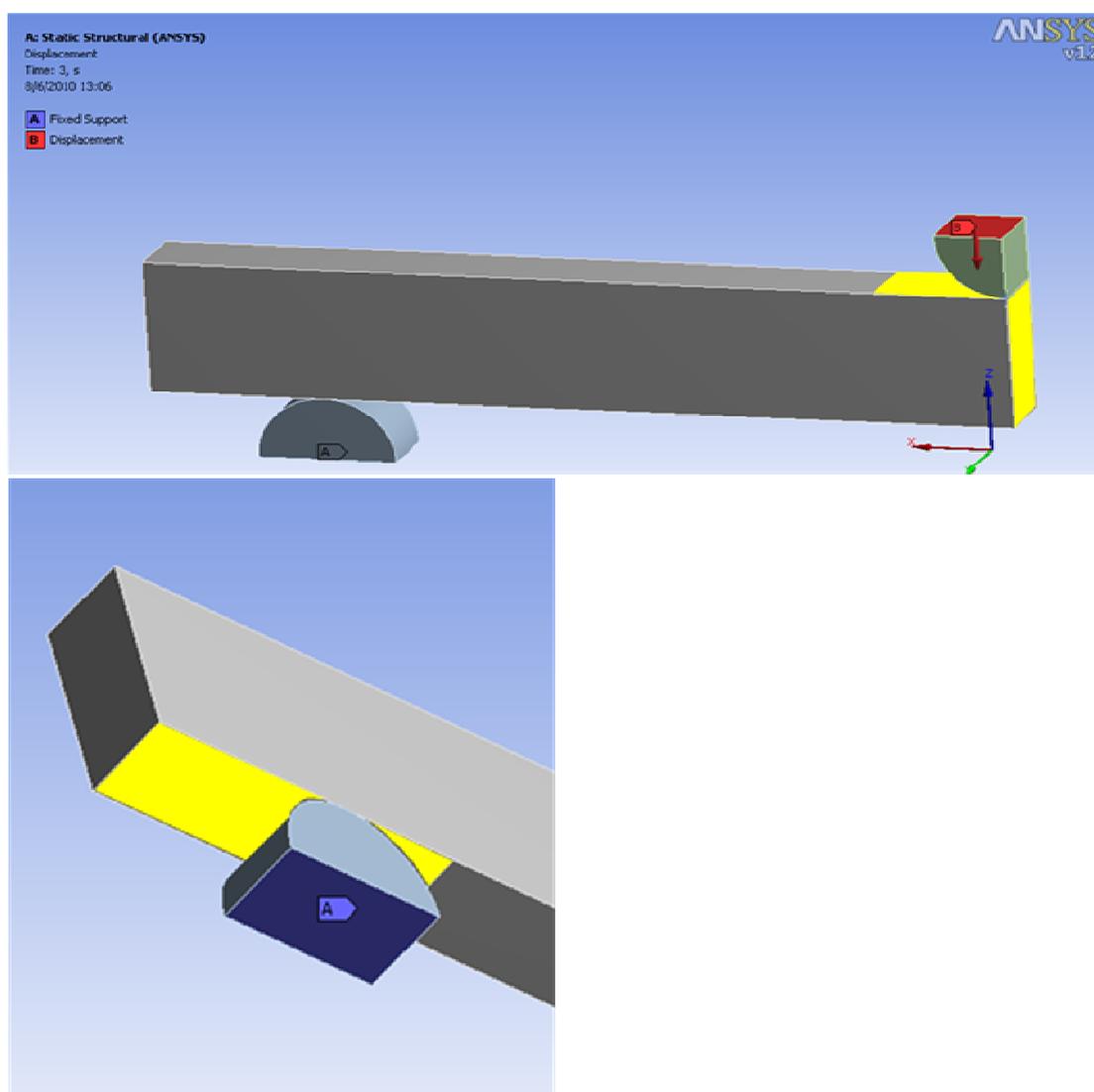


FIGURA 29- Condições de contorno do modelo.

O modelo foi analisado por carregamento por passos (time steps) dada a característica de grande deslocamento do mesmo. Os passos caracterizam a não linearidade do modelo quando há grandes deslocamentos. Foram determinados 17 passos para permitir uma adequada convergência da solução. A partir desse modelo foram geradas soluções mostrando tensões máximas principais, deformações totais, tensões equivalentes de von Mises, forças de reação nos apoios, entre outras.

As estruturas foram consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas baseado na caracterização das resinas compostas, demonstrada anteriormente. Os valores de coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade, obtidos no ensaio de determinação das propriedades mecânicas, foram utilizados no MEF.

RESULTADOS

5. Resultados

5.1 Resultados do ensaio de resistência à flexão

Os resultados de resistência à flexão, os quais foram obtidos a partir da fórmula citada superiormente, estão colocados no quadro abaixo.

Quadro 4 - Médias da resistência à flexão

Resinas Compostas	Médias da resistência à flexão obtidas no ensaio MPa – (n=10)	Resistência à flexão fornecida pelo fabricante MPa
Z-350	96,13	155,00 ⁷⁵
Tetric N-Ceram	69,01	130,00 ³⁴
Heliomolar	51,19	100,00 ³⁴

Os resultados da presente pesquisa mostram que a resina composta Z-350 apresentou maior resistência à flexão, enquanto a Heliomolar apresentou o menor valor. Os resultados de ensaio de resistência à flexão obtidos nesse estudo foram inferiores aos fornecidos pelos fabricantes.

5.2 Resultados da determinação das propriedades mecânicas: coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade das resinas compostas

Tabela 2 - Médias das propriedades mecânicas das resinas compostas (n=5) determinadas pelo ensaio de tração

Material	Coeficiente de Poisson (desvio padrão)	Módulo de Elasticidade – GPa (desvio padrão)
Filtek Z-350	0,174 (0,038)	15,56 (0,88)
Tetric N-Ceram	0,130 (0,021)	13,16 (1,49)
Heliomolar	0,173 (0,024)	7,59 (0,20)

As médias do coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade das resinas compostas são mostradas na Tabela 2. A média do coeficiente de Poisson para os três materiais variou de 0,130 a 0,174 e a média de 7,59 a 15,56 GPa para o módulo de

elasticidade. O coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade da Z-350 foram superiores aos outros compósitos avaliados. Observou-se também uma variação de rigidez nas resinas compostas, sendo a rigidez da Z-350 > Tetric N-Ceram > Heliomolar respectivamente, ilustradas nos gráficos abaixo (Gráficos 1, 2 e 3).

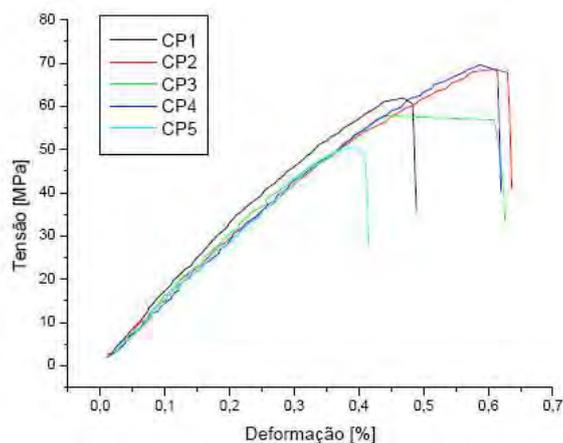


GRÁFICO 1 – Curvas tensão x deformação em tração para os cinco corpos de prova da amostra Z-350.

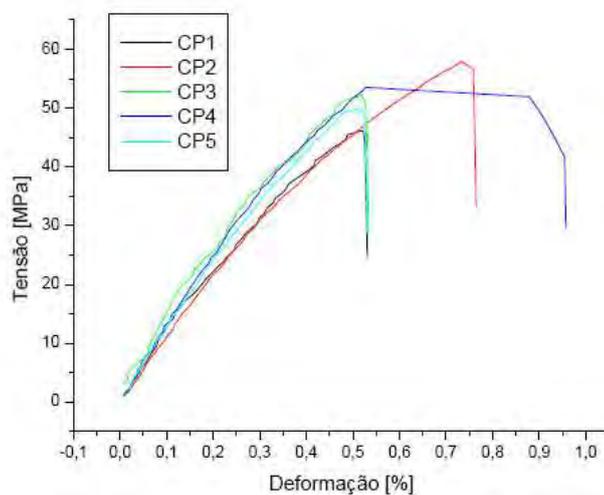


GRÁFICO 2 – Curvas tensão x deformação em tração para os cinco corpos de prova da amostra Tetric N-Ceram..

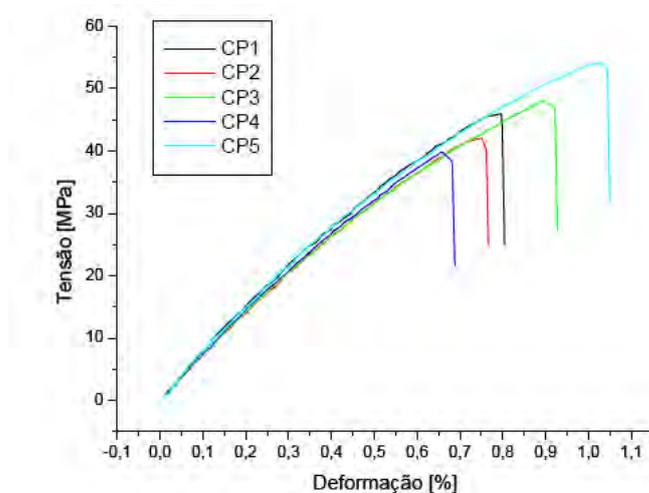


GRÁFICO 3 - Curvas tensão x deformação em tração para os cinco corpos de prova da amostra Heliomolar.

5.3 Resultados da análise no Método do Elemento Finitos

Houve maior deslocamento na região de carga (0,7 a 0,8 mm). O deslocamento diminui até a região de apoio, na região do apoio notou-se a formação de um fulcro exatamente sobre o mesmo caracterizando uma rotação nessa região, evidenciando que o contato deslizante e o apoio foram configurados adequadamente. A transmissão adequada do aplicador para o modelo é observada por meio da continuidade da cor, que mostra que o deslocamento imposto foi adequado (Fig. 30). O deslocamento apresentado é a evidência de que o problema rodou apropriadamente.

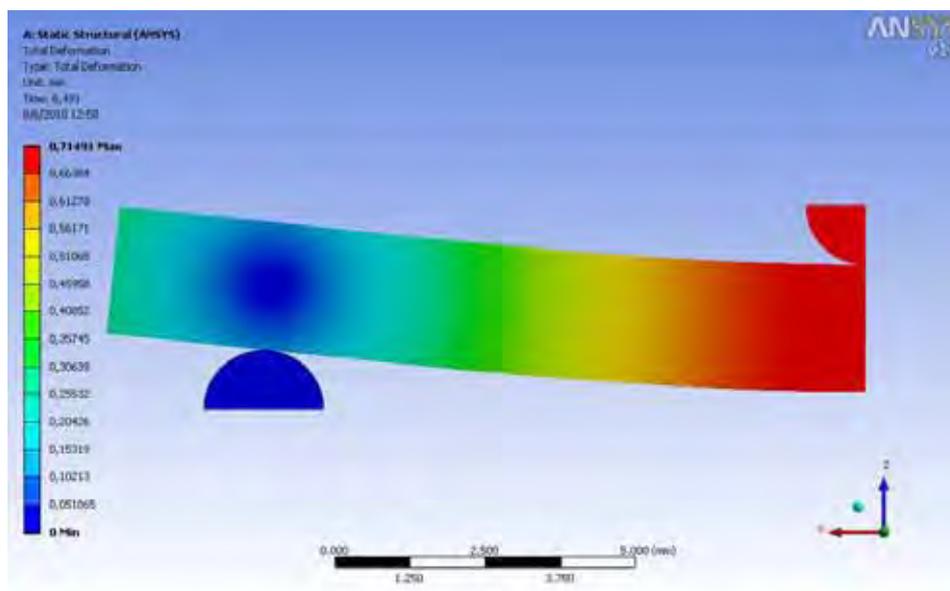


FIGURA 30 – Deslocamento do modelo.

Por meio de von Mises, na Fig. 31, observou-se a dissipação do campo de tensão em direção ao apoio. Notou-se maior tensão do aplicador para o modelo, dissipando na altura do corpo de prova e formando um fluxo em direção ao apoio. Pode-se observar que a extremidade do modelo que fica em balanço não tem tensão.

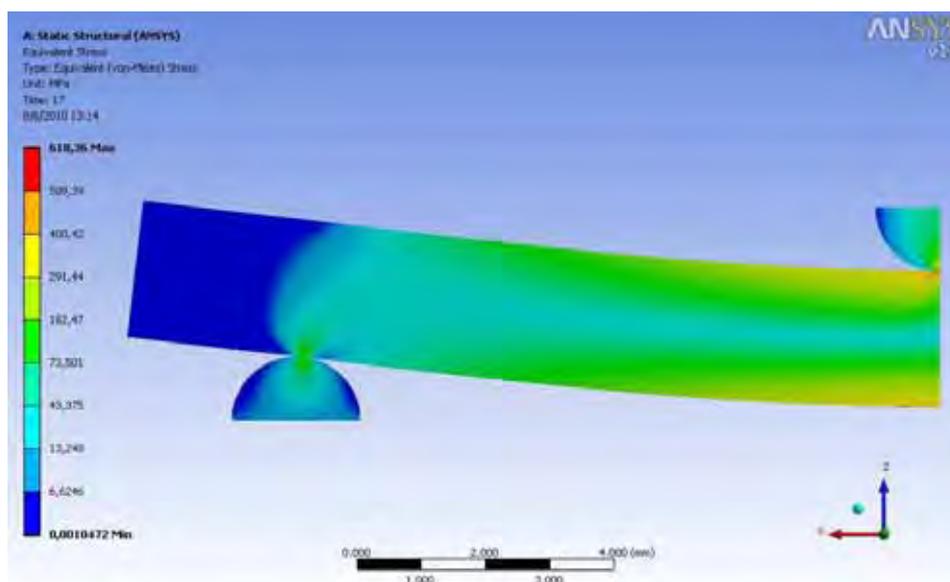
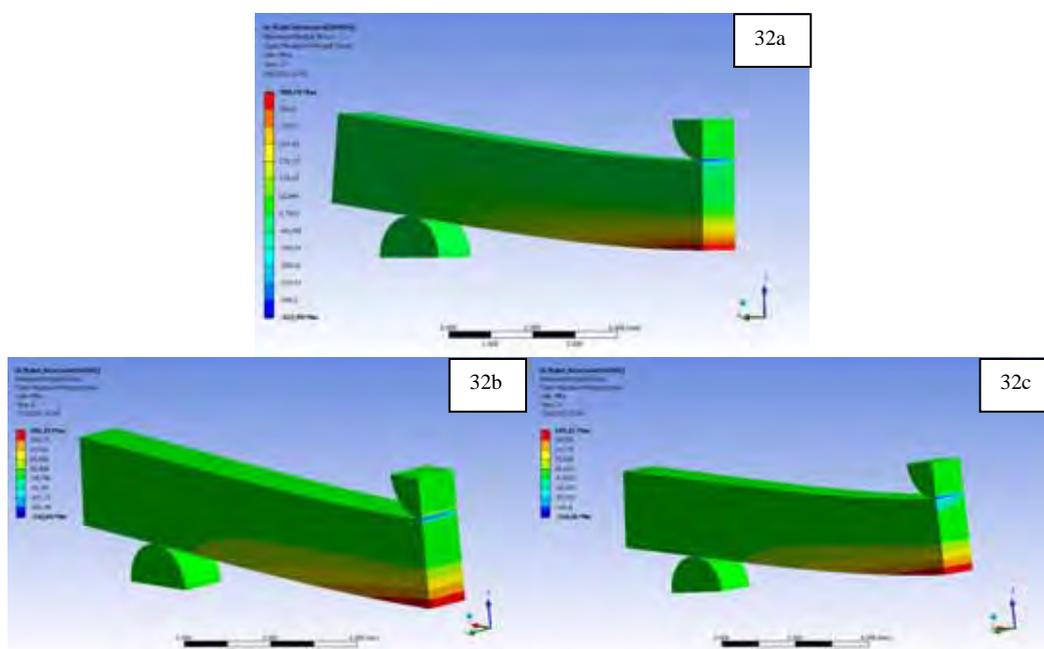


FIGURA 31 – Dissipação do campo de tensão – von Mises.

A distribuição de tensão foi equivalente nas três resinas compostas, as alterações observadas são nos valores de tensão máxima principal (Figs. 32a, 32b e 32c). A maior concentração de tensão de tração ocorreu na face inferior do modelo exatamente na região central para as três resinas compostas. A resina composta Z-350 apresentou o maior valor de tensão máxima principal: 389,29 MPa – (Fig. 33), e a Heliomolar, o menor valor, equivalente a 189,32 MPa – (Fig. 35). Os valores apresentados em vermelho equivalem à tração, sendo valores positivos, enquanto os em azul, equivalem à compressão sendo valores negativos.



FIGURAS 32 –Distribuição de tensão nos modelos das resinas compostas; Z-350 (32 a), Tetric N-Ceram (32 b) e Heliomolar (32 c).

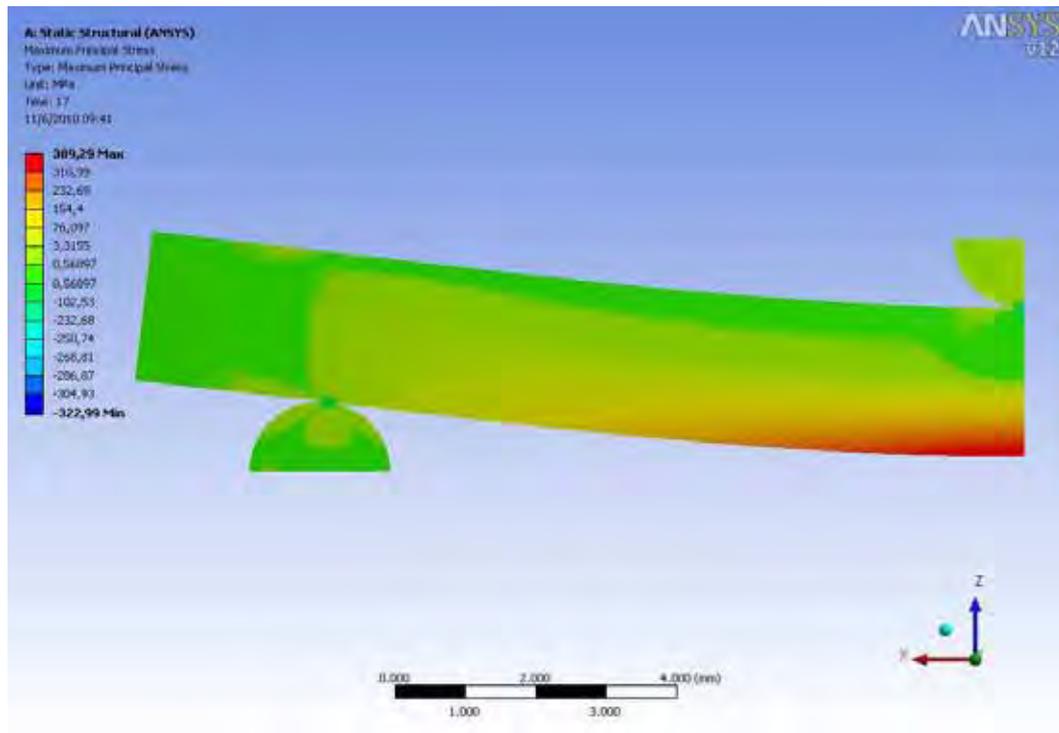


FIGURA 33 – Tensão máxima principal – Z-350.

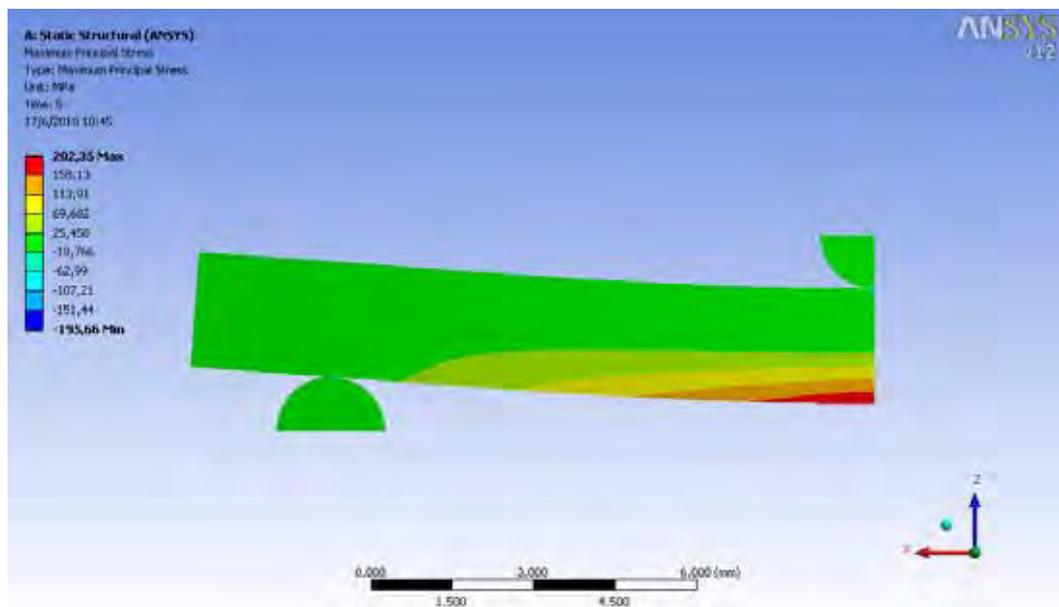


FIGURA 34 – Tensão máxima principal – Tetric N-Ceram.

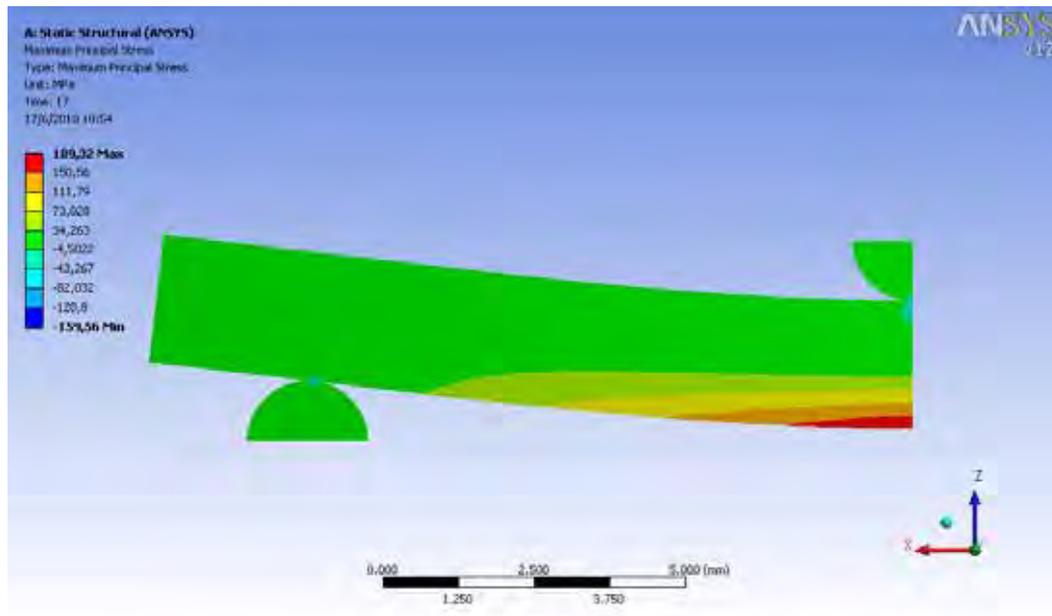


FIGURA 35 – Tensão máxima principal – Heliomolar.

Os valores máximos de reação apresentados no método dos elementos finitos foram convertidos para resistência à flexão pela fórmula da equação:

$$\sigma = 3 F l / 2 b h^2$$

Sendo:

F é a carga máxima (N) = força de reação/força aplicada,

l é a distância (mm) entre os apoios,

b é largura do corpo de prova (mm),

h é a altura do corpo de prova (mm).

Quadro 5- Dados colocados na fórmula, e os resultados obtidos

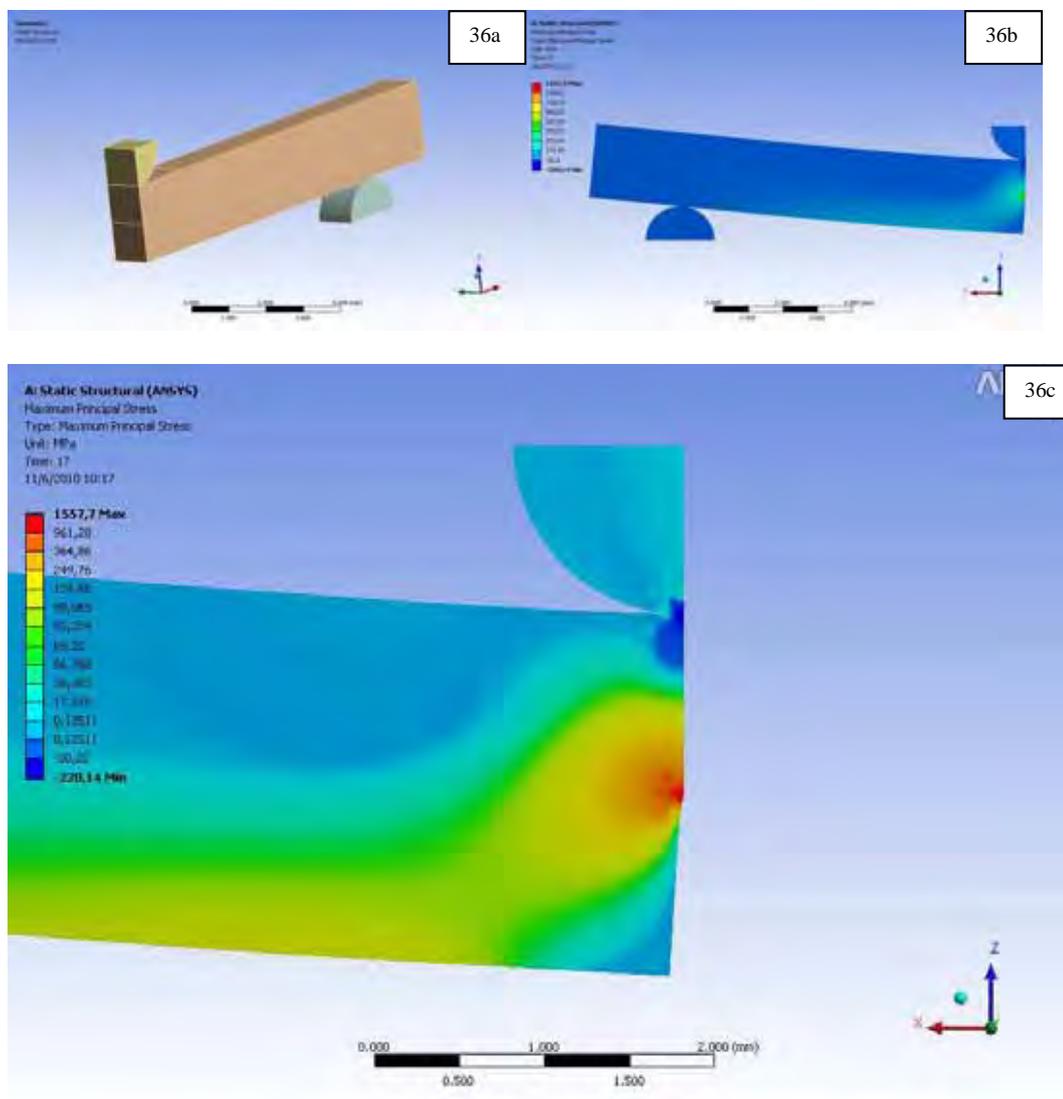
	Z-350	Heliomar	Tetric N-Ceram
h - altura (m)	$2,13 \times 10^{-3}$	$2,13 \times 10^{-3}$	$2,13 \times 10^{-3}$
b - largura (m)	$2,13 \times 10^{-3}$	$2,10 \times 10^{-3}$	$2,12 \times 10^{-3}$
l - Comprimento (m)	$2,00 \times 10^{-2}$	$2,00 \times 10^{-2}$	$2,00 \times 10^{-2}$
F - força aplicada (N)	7,81	11,6	6,79
Tensão máxima calculada (Pa)	$2,42 \times 10^7$	$3,65 \times 10^7$	$2,12 \times 10^7$
Tensão máxima principal - ANSYS (Pa)	$3,89 \times 10^8$	$1,89 \times 10^8$	$2,02 \times 10^8$

Apesar do carregamento do modelo ter sido realizado com as propriedades obtidas através da caracterização das resinas compostas, os valores de resistência à flexão apresentados no ensaio experimental não foram condizentes aos apresentados no MEF. Os valores obtidos para Z-350 no Ensaio experimental = 96,13 MPa, Tetric N-Ceram: Ensaio experimental = 69,01 MPa e Heliomolar: Ensaio experimental = 51,19 MPa. Os valores obtidos no MEF foram superiores ao do ensaio experimental.

Quadro 6- Quadro comparativo dos resultados

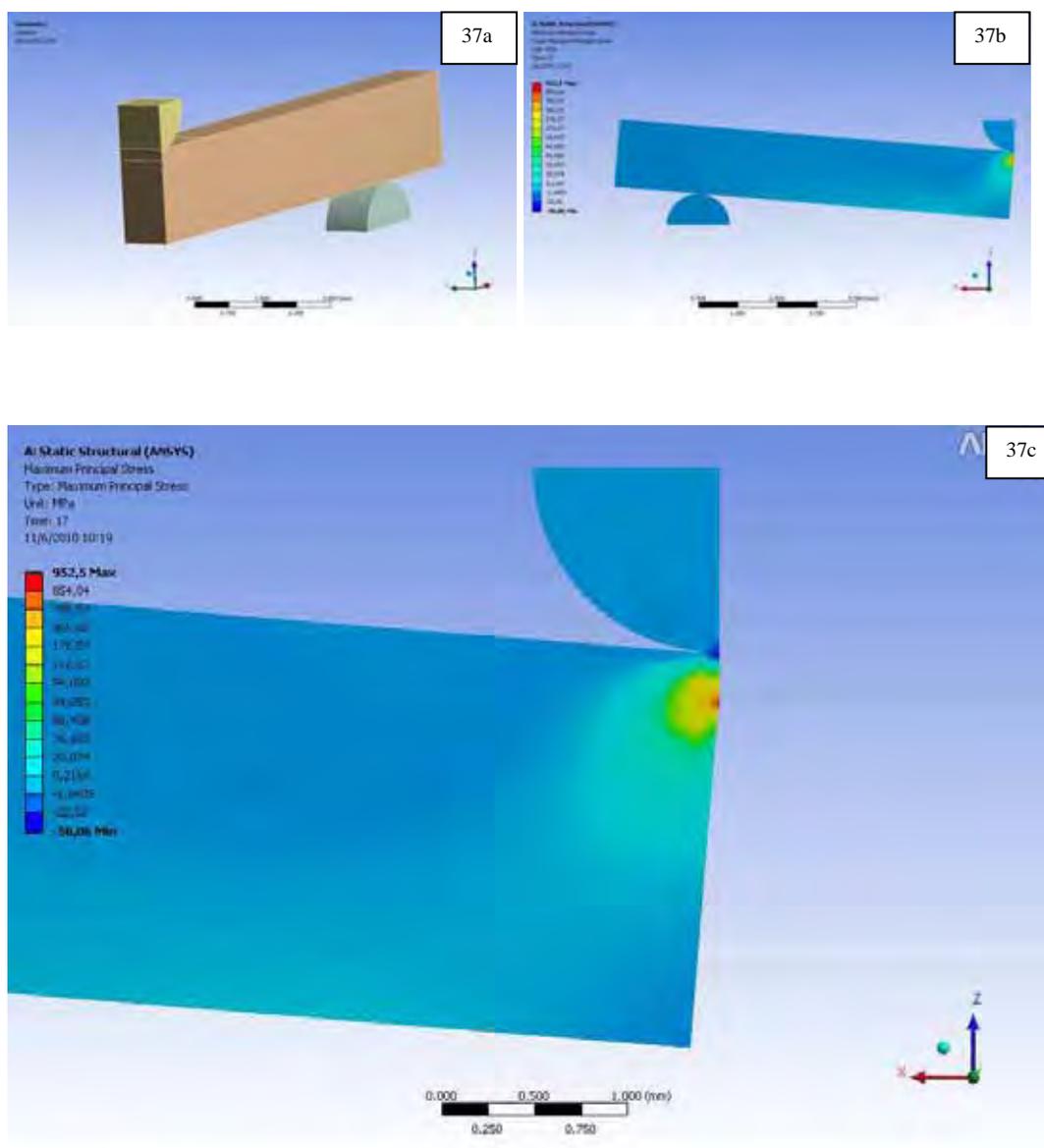
Resinas Compostas	Médias da resistência à flexão obtidas no ensaio MPa – (n=10)	[] Tensão máxima principal (MPa)	[] Tensão máxima calculada (Pa)
Z-350	96,13	389,29	$2,42 \times 10^7$
Tetric N-Ceram	69,01	202,35	$2,12 \times 10^7$
Heliomolar	51,19	189,32	$3,65 \times 10^7$

Adicionalmente, nos dois modelos dos quais foram simulados dois estágios hipotéticos de propagação da trinca: 50% da propagação e 80% da propagação. Observou-se que na abertura de trinca de 50% do modelo, o mesmo mostrou uma distorção no campo de tensões com concentração expressiva na ponta da trinca. O formato da dissipação do campo de tensão indica a propagação da trinca na vertical, de acordo com o que foi observado experimentalmente (Figs. 36a, 36b e 36c).



FIGURAS 36 a, b e c – Dissipação do campo de tensão – 50% de trinca.

Na simulação de abertura da trinca em 80% do modelo, observa-se novo formato do campo de tensão, mais achatado e irregular, favorecendo uma propagação mais estatística da ponta da trinca, inviabilizando o conhecimento da direção final de propagação da ponta da trinca. Pelo formato do campo de tensão, podendo ocorrer uma propagação da trinca para qualquer lado radialmente, o que justifica a ocorrência de lascamento ou fratura reta apresentadas nos corpos de prova do ensaio experimental (Figs 37a, 37b e 37c).



FIGURAS 37 a, b e c – Dissipação do campo de tensão – 80% de trinca.

Ao analisar-se o modelo virtual e real observa-se que as linhas de fratura foram coincidentes (Figs. 38 e 39).

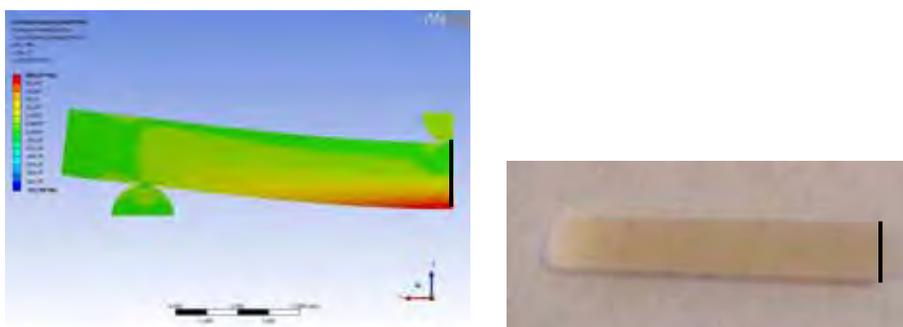


FIGURA 38 – Fratura vertical: modelo e corpo de prova.

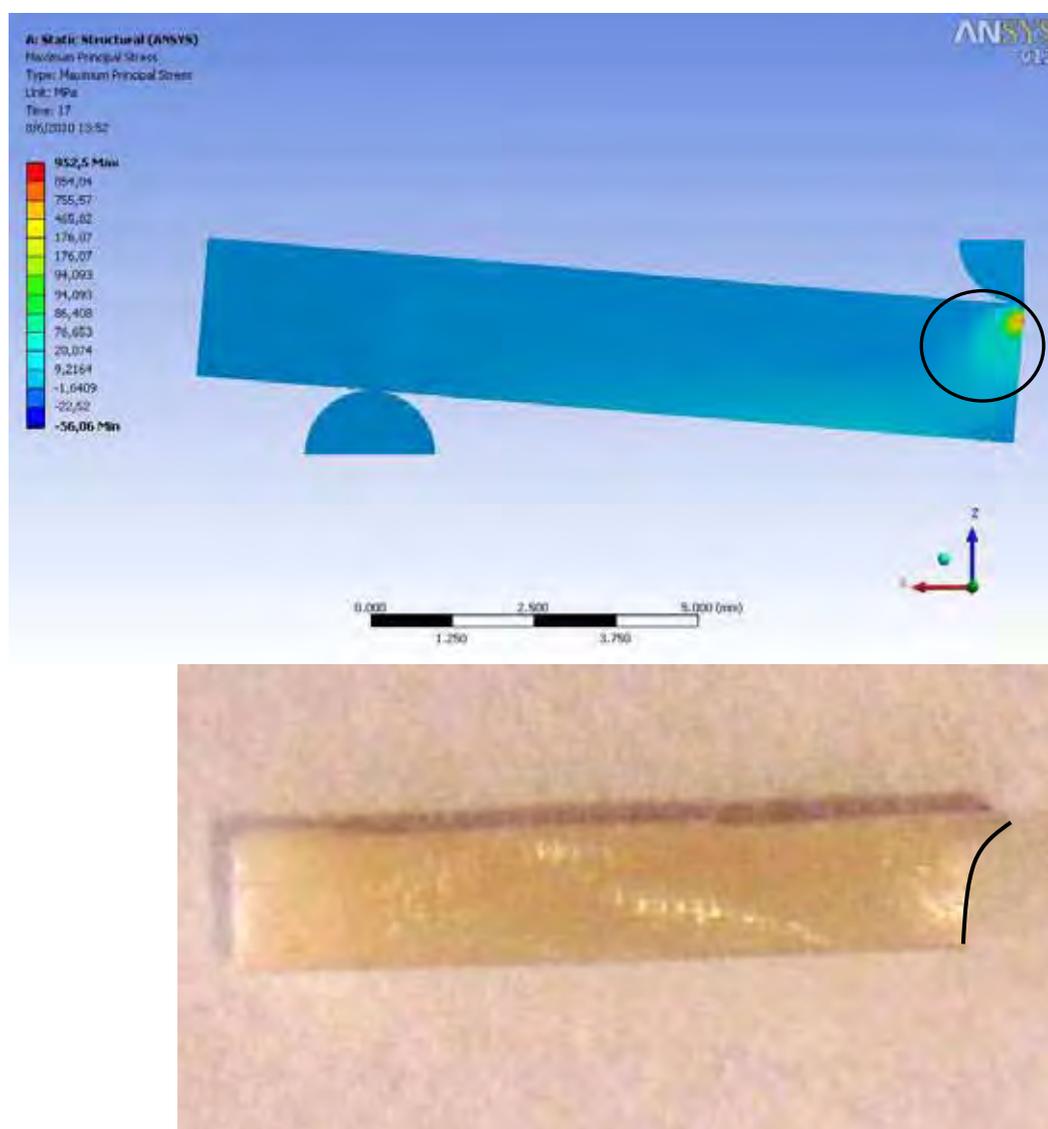


FIGURA 39 – Fratura 80%: modelo e lascamento corpo de prova.

DISCUSSÃO

6. Discussão

A busca por um material que reconstituísse a morfologia, a função e a estética aos dentes restaurados sempre foi uma preocupação da Dentística, especialidade da Odontologia responsável por procedimentos preventivos e restauradores. Atualmente, dentre os materiais restauradores diretos utilizados, as resinas compostas são as que mais têm se destacado. A exigência estética da sociedade atual, o desenvolvimento de novas técnicas restauradoras e o aprimoramento das resinas compostas tem levado a um desenvolvimento crescente no uso destes materiais. Com isso, suas indicações foram ampliadas e hoje é cada vez mais comum o uso das resinas tanto nos dentes anteriores quanto nos posteriores. Em odontologia, compósitos, referem-se à estruturas que apresentam uma combinação de fase orgânica e inorgânica em sua composição. As resinas compostas representam um bom exemplo, uma vez que são compostas principalmente por uma matriz orgânica, cargas inorgânicas e um silano (agente de união entre as duas fases). As partículas inorgânicas mais utilizadas são os vidros de bário, boro, zinco, estrôncio, quartzo, zircônia, sílica pirolítica e o silicato-lítio-alumínio.

Neste experimento, os materiais utilizados abrangeram diferentes tipos de resinas compostas de dois fabricantes (3M ESPE / Ivoclar-Vivadent) com tamanho de partículas diferentes entre si. O tamanho dessas partículas de carga variam de 5nm à 20 nm (nanoclusters) na nanoparticulada Z-350, de 40nm à 3000 nm na resina composta nano-híbrida (Tetric N-Ceram) e de 40nm à 200 nm (0,04 μm – 0,2 μm) presentes no compósito microparticulado (Heliomolar).

Os materiais selecionados também possuem diferença na fração de volume de partículas, com valores de 59,5% na resina composta nanoparticulada (Z-350), valores intermediários de 55% à 57% presentes na nano-híbrida (Tetric N-Ceram) e de 46% na microparticulada (Heliomolar). O tamanho e a forma das partículas de carga, bem como o tipo e a quantidade dessas contribuem para o desempenho do material^{4,46}. Diversos estudos^{5,72,74,80} avaliaram a influência do conteúdo inorgânico nas propriedades mecânicas das resinas compostas. Destes trabalhos, observa-se que os compósitos com partículas pequenas mostraram os mais altos módulos de elasticidade, que a resistência à flexão diminui com o aumento do tamanho das partículas, ou que modificações da composição das cargas melhoraram as propriedades mecânicas. Além disso, o volume, tamanho e a distribuição por tamanho das cargas inorgânicas são fatores determinantes nas propriedades e no desempenho clínico do compósito.

Os resultados desse trabalho confirmam os achados dos estudos citados na revisão bibliográfica deste estudo, em que a resistência à flexão e o módulo de elasticidade foram maiores na resina composta nanoparticulada (Z-350).

Os fabricantes^{34,75} das resinas compostas não divulgam qual é o ensaio mecânico nem as condições em que os corpos de prova são submetidos para a obtenção dos resultados para a resistência à flexão. Por isso, apenas quando comparados os valores numéricos desse experimento com os dos fabricantes, observa-se que os resultados nesse estudo foram inferiores aos fornecidos pelos fabricantes.

Poucos experimentos têm sido realizados para determinar coeficiente de Poisson e o módulo de elasticidade dos materiais dentários^{6,8,11,13,42,46,51} alguns desses procedimentos são ensaios estáticos e outros dinâmicos. Nos ensaios estáticos as propriedades são inferidas a partir das deformações e tensões e nos ensaios dinâmicos as propriedades são obtidas a partir da resposta dinâmica (coluna ressonante, bender elements e outros baseados na teoria de propagação de ondas). Na maioria dos experimentos de estática, como no teste clássico de tração e teste de compressão, uma força uniaxial é aplicada ao material e o coeficiente de Poisson é resultante da deformação transversal e axial. Em algumas medições dinâmicas, um ultrassom (ressonância) é comumente aplicado aos materiais e o coeficiente de Poisson é calculado da velocidade ou frequência natural das ondas transversais e longitudinais geradas^{13,46}.

No presente estudo, para as três resinas compostas testadas, foram encontrados valores entre 0,13 a 0,175 para o coeficiente de Poisson, inferiores aos encontrados na literatura e 7,59 GPa a 15,56 GPa para o módulo de elasticidade, contidos no intervalo encontrado na literatura. Os coeficientes de Poisson obtidos no presente estudo também foram menores do que os obtidos no teste de compressão apresentado por Boyer et al.⁶ e Chabrier et al.¹¹. Este devido à diferença na taxa de tensão aplicada, bem como o tipo de ensaio executado. Já quando os resultados desse estudo são comparados aos obtidos por Chung et al.¹³, os resultados observados também foram inferiores, embora o ensaio tenha sido semelhante, a confecção e padronização das amostras foi diferente e também os tipos de resinas compostas utilizadas. Já em relação, aos valores do módulo de elasticidade, fornecidos pelos fabricantes (3M/ Espe e Ivoclar-Vivadent) respectivamente, 10.000⁷⁵ MPa para nanoparticulada (Z-350), e 10.800³⁴ MPa para nano-híbrida (Tetric N-Ceram), nesse estudo obteve-se valores superiores. O valor do módulo de elasticidade da resina microparticulada (Heliomolar) não foi fornecido pelo fabricante.

A relação positiva entre o módulo de elasticidade e a fração de volume de partículas de carga observada nesse estudo é condizente aos constatados por Braem et al.⁸, Lohbauer et al.⁴², Masouras et al.⁴⁶.

A pressão cada vez maior por prazos e custos menores e o aumento simultâneo dos requisitos para o desenvolvimento de produtos restauradores justificam o fato de que a importância “da chamada virtual” crescerá significativamente na indústria de produtos odontológicos nos próximos anos.

As simulações realizadas através dos sistemas computacionais avançados, como a análise de elementos finitos, auxiliam o estudo e análise de comportamento de materiais restauradores e tecidos biológicos. Nesse método, os materiais são recriados virtualmente e postos a interagir entre eles com base nos valores das suas propriedades físico-mecânicas, levantadas experimentalmente e inseridas no software apropriado. No entanto, para que os problemas complexos possam ser solucionados a utilização de modelos com máxima fidelidade torna-se fundamental. Quanto melhores os modelos, mais confiáveis os resultados.^{59,67}

Entretanto apesar de todas as vantagens deste método, deve-se ter em mente que a precisão de seus resultados também possui limites de tolerância, que devem ser levados em consideração, como em todo modelo matemático.⁴³

Nesse estudo, a geometria foi baseada no estudo experimental. Foi modelada uma viga, o apoio e o aplicador de carga, com as características e simulando o ensaio mecânico de flexão. O modelo de elementos finitos desse estudo apresentou-se como aderente qualitativamente ao ensaio experimental o que é confirmado pelo deslocamento e pelo fluxo de von Mises apresentados nos resultados (Figuras 30 e 31).

A análise da tensão de von Mises não foi utilizada nesse estudo para avaliar concentração de tensão por não ser o critério de falha adequado para materiais frágeis, que falham por tensão de tração, evidenciado no ensaio mecânico “in vitro”. Por isso, foi adotada tensão máxima principal para análise dos resultados.

Os modelos de elementos finitos mostraram regiões de maior concentração de tensões compatível com a observada no experimental (Fig. 38). A distribuição semelhante de tensões observadas nos três modelos, ressaltou que a mesma é dependente da geometria, e não da propriedade em si das resinas compostas. Adicionalmente, observou-se a proporcionalidade nos valores numéricos da tensão máxima principal com os achados experimentais: a resina composta Z-350 apresentou maior resistência à flexão e maior concentração de tensão máxima principal, a Tetric N-Ceram apresentou valores

intermediários, e a Heliomolar os menores valores, permitindo relacionar a rigidez mecânica do material observada no ensaio experimental com a concentração de tensão máxima principal calculada nos elementos finitos.

No MEF, a análise especulatória dos campos de tensão máxima principal na ponta da trinca para condições estáticas a 50% e 80% da propagação da trinca nos modelos, mostrou uma distorção do campo de tensão na ponta da trinca a 80% de propagação, o que pôde justificar a formação do lascamento do corpo de prova (Fig. 39).

Na investigação numérica, os resultados apresentados no MEF foram maiores que no ensaio experimental. Primeiramente, embora o modelo matemático guarde aproximações em relação ao sistema físico original, a sua solução é dita exata⁶⁷, o que não se pode estender ao ensaio experimental, pois no mesmo há interferência de inúmeras variáveis.

No ensaio experimental é complicado afirmar que o material é contínuo, uma vez que foi realizado manualmente a confecção dos corpos de provas, sendo possível a incorporação de bolhas, o que gera maior concentração de tensão, provavelmente, ocorrendo a falha nesse local. Goldman²⁹ afirmou que quanto maior a quantidade de ar incorporado ao material, maior a contração, maior a tendência a falhas no local onde há incorporação de bolhas.

Nesse estudo, foram utilizadas normas diferentes para os ensaios mecânicos: para o ensaio de resistência à flexão os corpos de prova foram imersos em água, a 37°C, por 24 horas, simulando a cavidade oral. Já no ensaio de determinação das propriedades mecânicas das resinas compostas, os espécimes estavam secos e foram acondicionados a um ambiente entre 15 a 23 °C, com média de 53% de umidade relativa do ar (em uma sala com ar condicionado). Provavelmente, as propriedades mecânicas das resinas compostas obtidas no ensaio de tração uniaxial (a seco) e adotadas no MEF foram diferentes daquelas intrínsecas das resinas compostas no ensaio de resistência à flexão (úmidas). Temperatura, condições e médias de armazenamento interferem nas propriedades viscoelásticas das resinas compostas.⁵¹ Adicionalmente, é estabelecido que a exposição das resinas compostas a um ambiente aquoso, à longo prazo, reduz os valores de suas propriedades mecânicas^{10,21,23,50} essa redução é justificada pela quebra hidrolítica entre a partícula de carga e a matriz resinosa⁶⁰ onde a água induz falha na adesão matriz/partículas de carga.⁵⁰

Esse experimento comprovou a aplicabilidade e eficiência do MEF em um ensaio mecânico de resistência à flexão para resinas compostas mostrando que as observações

experimentais (fraturas) dos corpos de provas foram condizentes com as tensões obtidas nos modelos no MEF. Porém, com base nos resultados apresentados, para buscar valores absolutos similares entre os métodos, faz-se justificável um ensaio de resistência à flexão complementar: 1) introdução da resina composta no molde para confecção do corpo de prova seja complementada com auxílio de uma prensa para evitar a incorporação de bolhas; 2) os corpos de prova para o ensaio de flexão sejam submetidos às mesmas condições de armazenamento e temperatura do ensaio de tração uniaxial; 3) análise fractográfica comparativa dos corpos de prova que foram imersos em água e os não imersos, para avaliar a propagação da trinca, com o objetivo de verificar se apresentam as mesmas falhas.

CONCLUSÃO

7. Conclusão

Respeitando-se as limitações desse estudo, com base na análise dos resultados obtidos é possível concluir que:

- 1) As propriedades mecânicas das resinas compostas observadas nos ensaios mecânicos, em relação ao tipo e tamanho das partículas de carga, observado nesse estudo é compatível ao encontrado na literatura.
- 2) O modelo de elementos finitos foi aderente qualitativamente à condição experimental.
- 3) A análise de distribuição de tensões no MEF mostrou a concentração de tensões nas regiões compatíveis com a região de falha nos corpos de prova do experimento, comprovando a aplicabilidade do MEF para as resinas compostas testadas.
- 4) Os valores absolutos obtidos no ensaio de resistência à flexão foram discrepantes aos simulados no MEF.

REFERÊNCIAS

8. Referências*

1. Adabo GL. Estudo do conteúdo de partículas inorgânicas, da contração de polimerização e da resistência à flexão de materiais restauradores estéticos diretos indicados para dentes posteriores [tese de livre docência]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2000.
2. Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. 10 ed. Philadelphia: Saunders, 1996. p. 273-300.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998; 14: 51-6.
4. Baudin C, Osorio R, Toledano M, De Aza S. Work of fracture of a composite resin: Fracture-toughening mechanisms. *J Biomed Mater Res A.* 2009; 89: 751-8.
5. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007; 23: 51-9.
6. Boyer DB, Chalkley Y, Chan KC. Correlation between strength of bonding to enamel and mechanical-properties of dental composites. *J Biomed Mater Res.* 1982; 16: 775-83.
7. Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. Theory of polymer composites. In: *Proceedings. International Symposium on posterior resin dental restorative materials; 1985, Minnesota. Neterlands: Peter Szulc Publ., 1985. p. 95-105.*
8. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res.* 1986; 65: 648-53.
9. Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater.* 1989; 5: 346-9.
10. Calais JG, Söderholm KJM. Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res.* 1988; 67: 836-40.
11. Chabrier F, Lloyd CH, Scrimgeour SN. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. *Dent Mater.* 1999; 15: 33-8.

*De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:

http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

12. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil.* 1990; 17: 487-94.
13. Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials.* 2004; 25: 2455-60.
14. Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. Concepts and applications of finite elements analysis. 4 ed. Madison: John Wiley & Sons, 2002.
15. Crispin BJ, Hobo S, Hewlett ER, Jo YH, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo: Quintessence, 1994. p. 60-71.
16. Cunha LDP. Avaliação da influência da inclinação do rebordo e localização do implante na associação de uma PPR classe I mandibular ao implante pelo método dos elementos finitos [tese de doutorado]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.
17. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJP, Shortall ACC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: Characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. *Dent Mater.* 2009; 25: 180-7.
18. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJP, Shortall ACC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: The impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater.* 2009; 25: 188-97.
19. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res.* 2000; 79: 818-23.
20. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997; 25: 435-40.
21. Draughn, RA. Fatigue and fracture mechanics of composite resins. In: International Symposium on posterior resin dental restorative material; 1985, Minnesota. Proceedings. Netherlands: Peter Szulc Publ., 1985. p. 299-307.
22. Fares NH, Filho NH, Pacheco IB, Coutinho KQ, Nagem HD. Flexural strength and static modular elasticity of composite resin. *Rev Clínica Pesquisa Odontol.* 2005. 2:53-7.
23. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006; 22: 211-22.

24. Ferreira, LPC. Avaliação pelo método dos elementos finitos de cargas axiais aplicadas sobre implantes e componentes protéticos com diversas inclinações [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.
25. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135: 174-81.
26. Fujishima A, Ferracane JL. Comparison of four modes of fracture toughness testing for dental composites. *Dent Mater.* 1996; 12: 38-43.
27. Gallagher RH. Introduction. In: Gallagher RH. *Finite element analysis: fundamentals.* 4. ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1975. p. 1-19.
28. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006; 11: 215-20.
29. Goldman, M. Polymerization shrinkage of resin - based restorative materials. *Australian Dental J.* 1983; 28: 156-61.
30. Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 442-6.
31. Gundiah N, Matthews PB, Karimi R, Azadani A, Guccione J, Guy TS et al. Significant material property differences between the porcine ascending aorta and aortic sinuses. *J Heart Valve Dis.* 2008; 17: 606-13.
32. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Invest.* 2009; 13: 427-38.
33. International Organization for Standardization. ISO 4049: dentistry – resin-based filling materials. Geneve, 1988. 11 p.
34. Ivoclar Vivadent AG. Research and development scientific service. Bendererstrasse. 2007.
35. Johnson WW, Dhuru VB, Brantley WA. Composite microfiller and its effect on fracture toughness and diametral tensile strength. *Dent Mater.* 1993; 9: 95-8.

36. Keulemans F, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of retainer design on two-unit cantilever resin-bonded glass fiber reinforced composite fixed dental prostheses: an in vitro and finite element analysis study. *J Adhes Dent.* 2008; 10: 355-64.
37. Khan AM, Suzuki H, Nomura Y, Taira M, Wakasa K, Shintani H et al. Characterization of inorganic fillers in visible-light-cured dental composite resins. *J Oral Rehabil.* 1992; 19: 361-70.
38. Koplín C, Jaeger R, Hahn P. A material model for internal stress of dental composites caused by the curing process. *Dent Mater.* 2009; 25: 331-8.
39. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999; 15:128-37.
40. Lin CL, Chang YH, Lin YF. Combining structural-thermal coupled field FE analysis and the Taguchi method to evaluate the relative contributions of multi-factors in a premolar adhesive MOD restoration. *J Dent.* 2008; 36: 626-36.
41. Logan DL. *A first course in the finite element method.* 2 ed. Boston: PWS Kent; 1992.
42. Lohbauer U, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006; 76: 114-20.
43. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006; 11: 35-43.
44. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prothet Dent.* 1983; 50: 480-8.
45. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53: 353-61.
46. Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Mater.* 2008; 24: 932-9.
47. McLean, JW. The failed restoration: causes of failure and how to prevent them. *Int Dent J.* 1990; 40: 354-8.
48. Middleton J, Jones ML, Wilson NA. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng Surrey.* 1990; 12: 319-27.

49. Muench A, Correa IC, Grande RHM, João M. The effect of dimensions on the flexural strength of a composite resin. *J Appl Oral Sci.* 2005; 13: 265-8.
50. Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial salivain resin composite restorative materials. *Dent Mater.* 2003; 19: 414-22.
51. Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dental Mater.* 2008; 24: 257-66.
52. Peutzfeldt, A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116.
53. Prakki A, Pereira PNR, Kalachandra S. Effect of propionaldehyde or 2,3-butanedione additives on the mechanical properties of Bis-GMA analog-based composites. *Dent Mater.* 2009; 25: 26-32.
54. Purslow, D. Matrix fractography of fibre-reinforced epoxy composites. *Composites.* 1986. 17: 289-303.
55. Raul JS, Baumgartner D, Willinger R, Ludes B. Finite element modelling of human head injuries caused by a fall. *Int J Legal Med.* 2006 ; 120: 212-8.
56. Ravindranath V, Gosz M, De Santiago E, Drummond JL, Mostovoy S. Effect of cyclic loading and environmental aging on the fracture toughness of dental resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007; 80: 226-35.
57. Rodrigues Jr SA, Zanchi CH, de Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res.* 2007; 21: 16-21.
58. Rossato DM. Endocrown em incisivo central superior. Análise pelo método dos elementos finitos 3D e ensaio mecânico. [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2010.
59. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983; 62: 82-6.
60. Santos C, Clarke RL, Braden M, Guitian F, Davy KWM. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials.* 2002; 23: 1897-904.

61. Segundo RMH, Oshima HMS, Silva INL, Júnior LHB, Mota EG, Coelho LFB. Stress distribution on external hexagon implant system using 3D finite element analysis. *Acta odontol Latinoam*. 2007; 20: 79-81.
62. Silva AO. Protocolo de modelagem tridimensional do primeiro pré-molar superior para o método dos elementos finitos e análise das concentrações de tensões na região cervical do esmalte. [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.
63. Silva NRFA da. Avaliação da resistência adesiva da interface de união em diferentes angulações empregando testes de microtração e análise dos elementos finitos [tese de doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.
64. Söderholm KJM. Filler systems and resin interface. In: *Proceedings. International Symposium on posterior resin dental restorative materials*; 1985, Minnesota. Neterlands: Peter Szulc Publ., 1985. p. 139-59.
65. Sohn MS, Hu XZ. Comparative study of dynamic and static delamination behavior of carbon fibre/epoxy composite laminates. *Composites*. 1995; 26: 849-58.
66. Soncini M, Votta E, Zinicchino S, Burrone V, Mangini A, Lemma M et al. Aortic root performance after valve sparing procedure: a comparative finite element analysis. *Med Eng Phys*. 2009; 31: 234-43.
67. Soriano HL. Método dos elementos finitos em análise de estruturas. São Paulo: Edusp; 2003. 584p.
68. Spyraikos CC. Finite element modeling in engineering practice. Morgantown: West Virginia University; 1994.
69. Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics. ASTM D 638-01. An American National Standard, 13 p.
70. St German H, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. *J Dent Res*. 1985; 64: 155-60.
71. Suzuki S, Leifelder KF, Kawai K, Tsuchitani Y. Effects of particle variation on wear rates of posterior composites. *Am J Dent*. 1995; 8:173-8.
72. Suzuki S, Ori T, Saimi Y. Effects of filler composition on flexibility of microfilled resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005; 74: 547-52.

73. Tanaka J, Hashimoto T, Stansbury JW, Antonucci JM, Suzuki K. Polymer properties on resins composed of UDMA and methacrylates with the carboxyl Group. *Dental Mat J*. 2001; 20: 206-15.
74. Tanimoto Y, Kitagawa T, Aida M, Nishiyama N. Experimental and computational approach for evaluating the mechanical characteristics of dental composite resins with various filler sizes. *Acta Biomaterialia*. 2006; 2: 633-9.
75. 3M Espe, Filtek Z350. Universal Restorative. Technical product profile Filtek. St. Paul: 3M Espe, 2005. 24p.
76. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LC. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aeronaut Sci*. 1956; 23: 805-24.
77. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *J Biosci Bioeng*. 2007; 104: 363-70.
78. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*. 1992; 8: 310-9.
79. Williams KR, Edmundson JT. Orthodontic tooth movement analyzed by the finite element method. *Biomaterials*. 1984; 5: 347-51.
80. Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dent Mat*. 2004; 20: 277-85.
81. Zhao JH, Zhou YM, Li CY. Finite element analysis of the effects of implant thread locations on stress distribution. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2008; 26: 584-7.

ANEXOS

ANEXO A

Tabela 1: Busca bibliográfica sistematizada de 2005 a 2009, na BVS e Scopus, com os respectivos valores encontrados

Estudos	Módulo de Elasticidade (Young) (E)	Coefficiente de Poisson (ν)
Anchieta RB et al., J Appl Oral Sci. 2007	30 (GPa) ¹	0.3 ¹
Asmussen E et al., Dental Materials. 2008	5; 10; 15; 20 (GPa) ²	0.3 ²
Asmussen E et al., J of Prosthetic Dentistry. 2005	12.0 (GPa) ³ (núcleos de RC)	0.3 ³
Belli S et al., J of Biom Mat Res Part B. 2005	16.4 (GPa) ⁴	0.28 ⁴
Chung SM et al., J of Biom Mat Res Part B. 2005	7 dias: 11.30 ± 0.58 (GPa) (z100) 30 dias: 12.29 ± 0.81(GPa) (z100) 7 dias: 6.94 ± 0.65 (GPa) (z250) ⁵ 30 dias: 7.98 ± 0.35 (GPa) (z250)	0.302(z100) ⁵ 0.308(z250) ⁵
Coelho PG et al., Dental Materials. 2008	18 (GPa) ⁶	0.24 ⁶
Couegnat G et al., Dental Materials. 2006	19 (GPa) ⁷	0.24 ⁷
De Santis R et al., Biomaterials. 2005	9 (GPa) ⁸	0.33 ⁸
Dejak B et al. J Prosthetic Dent. 2008	5.4 (GPa) True Vitality ⁹	0.24 ⁹
	9.5 (GPa) Herculite XRV ⁹	0.24 ⁹
	14.1 (GPa) Charisma ⁹	0.24 ⁹
Eraslan O et al., Clin Oral Invest. 2009	12.0 (GPa) ¹⁰ (núcleos de RC)	0.3 ¹⁰

Fennis WMM et al., Eur J Oral Sci. 2005	20 (GPa) ¹¹	0.3 ¹¹
Ferrari M et al., Dental Materials J. 2008	13.7(GPa) ¹² (Gradia forte)	0.3 ¹²
Ghassemieh E et al., Dental Materials. 2008	8.0 (MPa) ¹³	0.3 ¹³
Gonçalves F et al., Dental Materials. 2008	2.0 (GPa) (Heliomolar) ¹⁴	0.37 ¹⁴
	4.9 (GPa) (Filtek Z250) ¹⁴	0.37 ¹⁴
Gurbuz T et al., Dental Materials J. 2008	19700 (MPa) ¹⁵ (Valux Plus)	0.24 ¹⁵
Ichim IP et al., Dental Materials. 2007	15 (GPa) ¹⁶	0.3 ¹⁶
Ilie N et al., Dental Materials. 2009	5": 8.3 (GPa) ¹⁷ (Filtek Supreme XT)	----- ¹⁷
	40": 14.3(GPa) ¹⁷ (Filtek Supreme XT)	----- ¹⁷
Jakubinek MB et al., Dental Materials J. 2008	----- ¹⁸	----- ¹⁸
Kahler B et al., Dental Materials. 2006	0.01 a 100 ¹⁹	0 a 0.5 ¹⁹
Li J et al., Dental Materials. 2008	----- ²⁰	----- ²⁰
Li W et al., J of Biom Mat Res Part B. 2005	18000 (MPa) ²¹	0.3 ²¹
Lin CL et al., J of Dentistry. 2008	50000 (MPa) ²²	0.21 ²²
Lohbauer U et al., J of Biom Mat Res Part B. 2006	8.3 (GPa) Artemis/Tetric Evo Ceram ²³ 9.8 (GPa) Ceram X ²³ 9.5 (GPa) Filtek Supreme ²³ 16.2 (GPa) Grandio ²³ 10.6 (GPa) Esthet X ²³ 8.9 (GPa) Miris ²³ 8.7 (GPa) Venus ²³	----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- -----
Magne P, Dental Materials. 2007	10.0 (GPa) ²⁴	0.24 ²⁴

Masouras K et al., Dental Materials. 2008	5.76 (GPa) Filtek Supreme XT ²⁵	0.45 (Filtek Supreme XT) ²⁵
Neves AA et al., Dental Materials. 2009	18 (GPa) ²⁶	0.3 ²⁶
Okada D et al., Dental Materials J. 2008	12000 (MPa) ²⁷ (núcleos de RC)	0.33 ²⁷
Okamoto K et al., Dental Materials J. 2008	16600 ²⁸	0.24 ²⁸
Ootaki M et al., Dental Materials J. 2007	2.20 X10 ⁴ (MPa) ²⁹ (resina composta híbrida)	0.27 ²⁹
Papadogiannis DY et al., Dental Materials. 2008	24 hs: 12.7 (GPa) Supreme ³⁰ 1 mês: 12.6 (GPa) Supreme ³⁰ 24 hs: 19.5 (GPa) Filtek P60 ³⁰ 1 mês: 19.7 (GPa) Filtek P60 ³⁰	24 hs/ 1 mês: 0.35 (Supreme) ³⁰ 24hs: 0.33 (Filtek P60) ³⁰ 1 mês: 0.32 (Filtek P60) ³⁰
Pick Barbara et al., Dental Materials. 2009	15.0 (GPa) ³¹	0.24 ³¹
Placido E et al., Dental Materials. 2007	20 (GPa) ³²	0.25 ³²
Polacek P et al., Composites Science and Technology. 2008	8.0 (GPa) ³³ PFC (46 vol.% filler)	0.29 ³³
Ravindranath V et al., J of Biom Mat Res Part B. 2007	2.0 (GPa) (Micronew) ³⁴ 16.5 (GPa) (Renew) ³⁴ 27.3 (GPa) (Restolux) ³⁴	0.3 ³⁴ 0.3 ³⁴ 0.3 ³⁴
Shi L et al. Dental Materials. 2009	12.3 (GPa) (Targis) ³⁵	0.24 ³⁵
Silva NR et al., Indian J Dent Res. 2009	16600 (MPa) ³⁶ (núcleos de RC)	0.24 ³⁶
Silva NRFA et al., Dental Materials. 2006	18 (GPa) ³⁷ (Z100)	0.24 ³⁷
Soares CJ et al., J Endod. 2008	6.6 X 10 ³ (MPa) ³⁸	0.24 ³⁸
Soares CJ et al., J of Prosthodontics. 2009	6.600 (MPa) ³⁹	0.24 ³⁹

Soares PV et al., Journal of Prosthodontics. 2008	16.6×10^3 (MPa) ⁴⁰	0.24 ⁴⁰
Soares PV et al., The Journal of Prosthetic Dentistry. 2008	16.6×10^3 (MPa) ⁴¹	0.24 ⁴¹
Sorrentino R et al., Dental Materials. 2007	16 (GPa) ⁴²	0.3 ⁴²
Spazzin AO et al., Operative Dentistry. 2009	12.5 (GPa) ⁴³	0.3 ⁴³
Suzuki et al., Dental Materials J. 2008	12000 (MPa) ⁴⁴ (núcleos de RC)	0.33 ⁴⁴
Tanimoto Y et al., Acta Biomaterialia. 2006	1.7 (GPa) (matriz de resina) ⁴⁵	0.4 ⁴⁵
	22.0(GPa) (partículas de sílica) ⁴⁵	0.38 ⁴⁵
Toksavul S et al., Operative Dentistry. 2006	9400 (MPa) (Tetric Ceram) ⁴⁶	0.28 ⁴⁶
	85000 (MPa) (Cosmo Ingot) ⁴⁶	0.24 ⁴⁶
Uddanwadiker RV et al., J of Bioscience and Bioengineering. 2007	22.2 (GPa) ⁴⁷	0.24 ⁴⁷
Witzel MF et al., Dental Materials. 2007	8.1 (GPa) ⁴⁸	0.3 ⁴⁸
Wood JD et al., Dental Materials. 2008	18 (GPa) ⁴⁹	0.3 ⁴⁹
Yamamoto T et al., Dental Materials J. 2007	30 (GPa) (Herculite XRV -heat) ⁵⁰	0.3 ⁵⁰
	28 (GPa) (Herculite XRV) ⁵⁰	0.3 ⁵⁰
	34 (GPa) (Clearfil AP- X) ⁵⁰	0.3 ⁵⁰
	33 (GPa) (FiltekP60) ⁵⁰	0.3 ⁵⁰
Zarone F et al., Dental Materials. 2006	16 (GPa) (Paradigm MZ100) ⁵¹	0.3 ⁵¹

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS DO ANEXO A

1. Anchieta RB, Rocha EP, Ko CC, Sundfeldt RH, Martin Junior M, Archangelo CM. Localized mechanics of dentin self-etching adhesive system. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15: 321-6.
2. Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loadin. *Dent Mater.* 2008; 24: 600-5.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005; 94: 321- 9.
4. Belli S, Eskitaşcioglu G, Eraslan O, Senawongse P, Tagami J. Effect of hybrid layer on stress distribution in a premolar tooth restored with composite or ceramic inlay: An FEM study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005; 74: 665- 8.
5. Chung SM, Yap AUJ, Tsa KT, Yap FL. Elastic modulus of resin-based dental restorative materials: A microindentation approach. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005; 72: 246-53.
6. Coelho PG, Calamia C, Harsono M, Thompson VP, Silva NR. Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function adhesive layer thickness. *Dent Mater.* 2008; 24: 1297-303.
7. Couegnat G, Fok SL, Cooper JE, Qualtrough AJ. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth. *Dent Mater.* 2006; 22: 3-12.
8. De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials.* 2005; 26: 257-70.
9. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molar. *J Prosthetic Dent.* 2008; 99: 131-40.
10. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin O Invest.* 2009; 13: 223-7.
11. Fennis WMM, Kuijs RH, Barink M, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NHJ. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? *Eur J Oral Sci.* 2005; 113: 443-8.

12. Ferrari M, Sorrentino R, Zarone F, Apicella D, Aversa R, Apicella, A. Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behavior of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. *Dent Mater J*. 2008; 27: 485-98.
13. Ghassemieh, E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater*. 2008; 24: 536-47.
14. Gonçalves F, Pfeifer CS, Meira JB, Ballester RY, Lima RG, Braga RR. Polymerization stress of resin composites as a function of system compliance. *Dent Mater*. 2008; 24: 645-52.
15. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J*. 2008; 27: 499-507.
16. Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions. Part II. Restorative material selection to minimise fracture. *Dental Mater*. 2007; 23: 1562-9.
17. Ilie N, Hickel R, Watts DC. Spatial and cure-time distribution of dynamic-mechanical properties of a dimethacrylate nano-composite. *Dental Mater*. 2009; 25: 411-8.
18. Jakubinek MB, O'Neill C, Felix C, Price RB, White MA. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. *Dent Mater*. 2008; 24: 1468-76.
19. Kahler B, Kotousov A, Borkowski K. Effect of material properties on stresses at the restoration-dentin interface of composite restorations during polymerization. *Dent Mater*. 2006; 22: 942-7.
20. Li J, Li H, Fok SL. A mathematical analysis of shrinkage stress development in dental composite restorations during resin polymerization. *Dent Mater*. 2008; 24: 923-31.
21. Li W, Swain MV, Li Q, Steven GP. Towards Automated 3D Finite Element Modeling of Direct Fiber Reinforced Composite Dental Bridge. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005; 74: 520-8.
22. Lin CL, Chang YH, Lin YF. Combining structural-thermal coupled field FE analysis and the Taguchi method to evaluate the relative contributions of multi-factors in a premolar adhesive MOD restoration. *J Dent*. 2008; 36: 626-36.

23. Lohbauer U, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006; 76: 114-20.
24. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007; 23: 539-48.
25. Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Mater.* 2008; 24: 932-9.
26. Neves AA, Coutinho E, Poitevin A, Van der Sloten J, Van Meerbeek B, Van Oosterwyck H. Influence of joint component mechanical properties and adhesive layer thickness on stress distribution in micro-tensile bond strength specimens. *Dent Mater.* 2009; 25: 4-12.
27. Okada D, Miura H, Suzuki C, Komada W, Shin C, Yamamoto M et al. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. *Dent Mater J.* 2008; 27: 605-11.
28. Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Dent Mater J.* 2008; 27: 49-55.
29. Ootaki M, Shin-Ya A, Gomi H, Shin-Ya A, Nakasone Y. Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: effect of vertical reinforced thickness on fiber frame. *Dent Mater J.* 2007; 26: 280-9.
30. Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dental Mater.* 2008; 24: 257-66.
31. Pick B, Meira J BC, Driemeier L, Braga RR. A critical view on biaxial and short-beam uniaxial flexural strength tests applied to resin composites using Weibull, fractographic and finite element analyses. *Dental Mater.* 2010; 26: 83-90.
32. Placido E, Meira JBC, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007; 23: 1086-92.
33. Polacek P, Jancar J. Effect of filler content on the adhesion strength between UD fiber reinforced and particulate filled composites. *Compos Sci Technol.* 2008; 68: 251-9.

34. Ravindranath V, Gosz M, De Santiago E, Drummond JL, Mostovoy S. Effect of cyclic loading and environmental aging on the fracture toughness of dental resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007; 80: 226-35.
35. Shi L, Fok ASL. Structural optimization of the fibre-reinforced composite substructure in a three-unit dental bridge. *Dental Mater.* 2009; 25: 791-801.
36. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dental Res.* 2009; 20: 153-8.
37. Silva NRFA, Calamia CS, Harsono M, Carvalho RM, Pegoraro LF, Fernandes CAO et al. Bond angle effects on microtensile bonds: laboratory and FEA comparison. *Dent Mater.* 2006; 22: 314-24.
38. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhães D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *J Endod.* 2008; 34: 1015-9.
39. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PC, Soares PV, Magalhães D, Martins LR. Two-dimensional FEA of dowels of different compositions and external surface configurations. *J Prosthodont.* 2009; 18: 36-42.
40. Soares PV, Santos-Filho PCF, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodontics.* 2008; 17: 114-9.
41. Soares PV, Santos-Filho PCF, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA et al. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: Strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent.* 2008; 99: 114-22.
42. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater.* 2007; 23: 983-93.
43. Spazzin AO, Galafassi D, de Meira-Junior AD, Braz R, Garbin CA. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. *Oper Dent.* 2009; 34: 223-9.
44. Suzuki C, Miura H, Okada D, Komada W. Investigation of stress distribution in roots restored with different crown materials and luting agents. *Dent Mater J.* 2008; 27: 229-36.

45. Tanimoto Y, Kitagawa T, Aida M, Nishiyama N. Experimental and computational approach for evaluating the mechanical characteristics of dental composite resins with various filler sizes. *Acta Biomater.* 2006; 2: 633-9.
46. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Oper Dent.* 2006; 31: 89-96.
47. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of Variation of Root Post in Different Layers of Tooth: Linear vs Nonlinear Finite Element Stress Analysis. *Journal Biosci Bioeng.* 2007; 104: 363-70.
48. Witzel MF, Ballester RY, Meira JB, Lima RG, Braga RR. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. *Dent Mater.* 2007; 23: 204-10.
49. Wood JD, Sobolewski P, Thakur V, Arola D, Nazari A, Tay FR et al. Measurement of microstrains across loaded resin-dentin interfaces using microscopic moire interferometry. *Dent Mater.* 2008; 24: 859-66.
50. Yamamoto T, Takeishi S, Momoi Y. Finite element stress analysis of indirect restorations prepared in cavity bases. *Dent Mater J.* 2007; 26: 274-9.
51. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006; 22: 1035-44.

Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 04 de agosto de 2010.

MÁYRA ANDRESSA RODRIGUES VALINHOS PICCIONI