

UNIVERSIDADE LUTERANA DO BRASIL
CURSO DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS -GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
NÍVEL: MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Dentística



Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição das tensões e resistência à fratura de dentes hígidos, preparados e restaurados com resina composta de uso direto.

Luiz Felipe B. Coelho

CANOAS – RS

2005

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Luiz Felipe B. Coelho

Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição das tensões e resistência à fratura de dentes hígidos, preparados e restaurados com resina composta de uso direto.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Curso de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil como requisito final para obtenção do título de Mestre na área de Dentística Restauradora.

Linha de Pesquisa: condutas preventivas, restauradoras e cirúrgicas em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Adair Luiz Stefanello Busato

CANOAS-RS
2005

Professor Orientador

Prof. Dr. Adair Luiz Stefanello Busato

- Especialista em prótese dentária – UFPEL
- Mestre e Doutor em Dentística – USP-Bauru
- Coordenador do curso de Mestrado em Dentística – ULBRA
- Pesquisador nível 1B – CNPQ
- Presidente do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística (GBPD)

Dedicatória

Aos meus pais, Laci e Marco.

Essa conquista é fruto direto da atenção dedicada a mim nesses anos todos. Um homem pode perder tudo nessa vida, menos os valores morais e a educação. Isso, eu e meus irmãos aprendemos de forma correta e abnegada graças a vocês. Meu muito obrigado!

Aos meus irmãos, Rafa e Zeca.

Pelo companheirismo, dedicação e carinho irrestritos que sempre tive de vocês em todos os momentos. A nossa união sempre fez a diferença e continuará assim para sempre.

À minha namorada, Caroline.

Pelo apoio constante nesses anos todos. Teu auxílio e carinho foram fundamentais nessa caminhada.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Adair Luiz Stefanello Busato, meu orientador durante o curso de Mestrado. Suas idéias e ensinamentos foram fundamentais para a confecção desse trabalho de pesquisa. Sua postura como professor é um exemplo a ser seguido. Obrigado pela orientação nos meus primeiros passos em pesquisa odontológica.

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares pela acolhida calorosa em Uberlândia e pela disponibilidade para repartir o conhecimento. Sem o seu auxílio, dificilmente conseguiria levar adiante este nosso trabalho de pesquisa.

Aos alunos do mestrado em Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Paulo Vinicius, Paulo César, Murilo, Gisele e Janaína, pela ajuda na parte experimental do meu trabalho. Estou e estarei permanentemente à disposição de vocês.

Aos meus colegas de mestrado em Dentística na ULBRA, Guilherme, Cristiano, Rafael, Audrey, Graziela, Walter e Virgínia, pela convivência agradável durante o transcorrer do curso.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, área de pós-graduação em Odontologia com ênfase em Dentística.

À colega Nicole Rahde, da área de Endodontia, pela amizade desde a época da graduação na Faculdade de Odontologia da PUC-RS.

Ao meu amigo Raphael Loro, pelo incentivo constante e pela postura sempre presente em relação à nossa amizade.

Ao meu amigo Álvaro Prange, pela amizade constante desde os 11 anos de idade, presente em qualquer circunstância no decorrer de minha vida. Tu és um irmão para mim.

À minha secretária Vanessa, pelo auxílio importante na organização do consultório nesse período.

Aos demais Profs. da área de Dentística do Mestrado da ULBRA, em especial, Prof. Dr. Alcebíades e Prof. Dra. Simone.

Resumo

Devido ao surgimento da doença cárie na sociedade e à necessidade de preparo de cavidades para a substituição da estrutura dental perdida, tem-se a perda de resistência do remanescente dentário. Restaurações adesivas são uma alternativa restauradora para devolver a resistência perdida com o mínimo de desgaste do remanescente dental.

O presente trabalho tem por objetivo avaliar a resposta de dentes pré-molares superiores hígidos, preparados ou restaurados com resina composta fotoativada de uso direto a um teste de resistência mecânica à fratura, e correlacioná-lo com os métodos de análise da distribuição das tensões mais comumente usados na pesquisa odontológica moderna.

Foram selecionados 70 dentes hígidos, divididos em 7 grupos experimentais assim denominados: GI (controle), GII (cavidade oclusal não-restaurada), GIII (cavidade ocluso-proximal não-restaurada), GIV (cavidade MOD não-restaurada), GV (cavidade oclusal restaurada), GVI (cavidade ocluso-proximal restaurada), GVII (cavidade MOD restaurada).

Os grupos experimentais foram submetidos ao teste de compressão mecânica em máquina de ensaio universal EMIC 500 DL com velocidade de 0,5 *mm/min* até a fratura dos corpos de prova. Na segunda parte desse estudo, foram confeccionados modelos fotoelásticos para uma análise qualitativa do estado de tensão/deformação através da luz polarizada. Complementando a fotoelasticidade, foram confeccionados modelos geométricos dos grupos I, IV e VII e foi realizado o ensaio pelo método dos elementos finitos no qual a visualização da magnitude das tensões se deu pelo critério de *Von Misses*.

Como resultado do ensaio mecânico de compressão, temos os seguintes valores: GI – 111,4 *Kgf*, GII – 80,58 *Kgf*, GIII – 79,34 *Kgf*, GIV – 61,29 *Kgf*, GV – 104,7 *Kgf*, GVI – 107,0 *Kgf* e GVII – 84,2 *Kgf*. Os valores foram submetidos à análise de variância em fator único, demonstrando que houve diferenças entre os grupos analisados. Segundo o teste de *Tukey* ($p < 0,05$), não houve diferença estatística entre os dentes hígidos e os dentes preparados e restaurados com resina composta fotoativada de uso direto. Entre

os dentes preparados, quanto maior a remoção da estrutura dentária, menor a resistência deles. De posse dos corpos de prova fraturados, ficou constatada a relação direta entre os padrões de fratura representativos de cada grupo e a análise comparativa entre a distribuição e concentração das tensões nos modelos fotoelásticos e matemáticos.

Palavras chave: resistência à fratura, fotoelasticidade, elemento finito.

Abstract

Due to the appearance of the carie disease in society and the necessity of preparation of cavities for the substitution of the loss of dental structure, there is the loss of resistance of the remaining dental structure.

Bonded restorations are a restoring alternative to give back the lost resistance with minimum losses for the remaining dental structure.

This paper has the purpose of evaluating the response of sound intact upper premolars, prepared or restored with direct composite resin, to a fracture resistance test and their correlation to the analysis methods of the distribution of the most common tensions used in the modern dentistry.

Seventy intact teeth were selected and divided into seven experimental groups named as: GI (control), GII (not restored occlusal cavity), GIII (not restored DO cavity), GIV (not restored MOD cavity), GV (restored occlusal cavity), GVI (restored DO cavity) and GVII (restored MOD cavity).

The experimental groups were submitted to the mechanic compression test in a universal testing machine EMIC 500 DL with crosshead speed of 0,5 mm/min until the fracture of the testing elements occurred. In the second part of the study, photoelastic models were built in order to analyze the quality of the tension/deformation state through polarized light. In order to complement the photoelastic analysis, geometrical models of groups I, II and V were built and the experiment was carried out by using the finite element method, in which the visualization of the tension magnitude was based on *Von Misses* criteria.

As a result of the compressive strength test, the following data were obtained: a) GI = 111,4 Kgf, b) GII = 80,58 Kgf, c) GIII = 79,34 Kgf, d) GIV = 61,29 Kgf, e) GV = 104,7 Kgf, f) GVI = 107,0 Kgf e g) GVII = 84,2 Kgf. The values were submitted to statistical analysis using the one-way and ANOVA test, as a result we realized that there were differences in the analyzed groups. According to *Tukey's* test ($p < 0,05$), there were no statistical differences between the sound intact teeth and the prepared and restored teeth by using the direct composite resin. Among the prepared teeth, the more the removal of the dental structure was, the less resistant they became. Through the fractured testing elements, the direct relation between the fracture patterns represented

by each group and the comparative analysis of the distribution and concentration of the tensions in the photoelastic and mathematic models were demonstrated.

Keywords: compressive strength, photoelastic models, finite element analisys.

Epígrafe

“Minha segurança se funda na convicção de que sei algo e de que ignoro algo, a que se junta a certeza de que posso saber melhor o que já sei e conhecer o que ainda não sei.”

Paulo Freire

SUMÁRIO

RESUMO.....	7
ABSTRACT.....	9
1 - Introdução.....	20
2 - Revisão da Literatura.....	24
2.1. Doença Cárie.....	25
2.2. Preparo cavitário para restaurações diretas e materiais restauradores.....	26
2.3. Testes mecânicos e resistência à fratura.....	29
2.4. Método de inclusão e simulação do ligamento periodontal.....	37
2.5. Fotoelasticidade e Método dos Elementos Finitos.....	38
3 – Proposição.....	53
4 – Materiais e Métodos.....	55
5 - Resultados.....	82
6 – Discussão.....	103
7 – Conclusões.....	126
8 – Referências Bibliográficas.....	128
9 – Anexos.....	140
9.1 Termo de Consentimento.....	146

LISTAS

I. FIGURAS

Figura 1. Dentes coletados e armazenados.

Figura 2. Procedimentos para a inclusão do dente.

Figura 3. Procedimentos para a simulação do ligamento periodontal.

Figura 4. Aparelho Politriz APL-2.

Figura 5. Mensuração dos comprimentos M-D e V-L com paquímetro digital.

Figura 6. Padronização dos preparos cavitários.

Figura 7. Corpos de prova e seus respectivos preparos cavitários.

Figura 8. Máquina de ensaio universal EMIC 500 DL.

Figura 9. Padrões de fratura dentária após o ensaio mecânico de compressão.

Figura 10. Confeção da matriz de silicona do dente hígido e réplica do dente hígido em resina composta fotoativada.

Figura 11. Confeção dos modelos fotoelásticos.

Figura 12. Procedimentos para a confecção do periodonto simulado.

Figura 13. Polimerização da resina composta fotoativada.

Figura 14. Carregamento oclusal e análise do estado de tensão/deformação do modelo fotoelástico.

Figura 15. Imagem do dente confeccionada no Powerpoint.

Figura 16. Imagens dos modelos geométricos no Mat Lab 6.0.

Figura 17. Malhagem dos modelos experimentais.

Figura 18. Simulação do carregamento oclusal no MEF.

Figura 19. Gráfico de valores de resistência à fratura dos grupos experimentais.

Figura 20. Modelos fotoelásticos representativos do grupo I (dentes hígidos).

Figura 21. Modelos fotoelásticos representativos do grupo II (dentes preparados classe I).

Figura 22. Modelos fotoelásticos representativos do grupo III (dentes preparados classe II DO).

Figura 23. Modelos fotoelásticos representativos do grupo IV (dentes preparados classe II MOD).

Figura 24. Modelos fotoelásticos representativos do grupo V (dentes preparados classe I e restaurados com resina composta Z-250).

Figura 25. Modelos fotoelásticos representativos do grupo VI (dentes preparados classe II DO e restaurados com resina composta Z-250).

Figura 26. Modelos fotoelásticos representativos do grupo VII (dentes preparados classe II MOD e restaurados com resina composta Z-250).

Figura 27: cada cor no modelo corresponde a uma diferente área com características físicas e mecânicas próprias.

II. TABELAS

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas dentais.

Tabela 2. Grupo I – dentes hígidos.

Tabela 3. Grupo I – dentes com preparos classe I.

Tabela 4. Grupo III – dentes com preparos classe II simples.

Tabela 5. Grupo IV – dentes com cavidades classe II complexas (MOD).

Tabela 6. Grupo V – dentes com cavidades classe I restauradas com resina composta (Z250 – 3M ESPE) de uso direto.

Tabela 7. Grupo VI – dentes com preparos classe II simples restaurados com resina composta (Z250 – 3M ESPE) de uso direto.

Tabela 8. Grupo VII – dentes preparados com cavidades classe II complexas (MOD) e restaurados com resina composta (Z250 – 3M ESPE) de uso direto.

Tabela 9. – Valores médios de resistência à fratura, desvio padrão e distribuição por categorias estatísticas definida pelo teste de *Tukey*, envolvendo todos os grupos experimentais ($p > 0,05$).

Tabela 10. – Dimensões das coroas dentárias componentes dos corpos-de-prova de interesse nesse trabalho (valores em *mm*).

Tabela 11. Distâncias M-D e $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo II (valores em *mm*).

Tabela 12. Distâncias M-D e $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo V (valores em *mm*).

Tabela 13. Distâncias M-D e $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo III (valores em *mm*).

Tabela 14. Distâncias M-D e $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo VI (valores em *mm*).

Tabela 15. $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo IV (valores em *mm*).

Tabela 16. $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo VII (valores em *mm*).

III. QUADROS

Quadro 1. Dente Hígido.

Quadro 2. Dente Preparado.

Quadro 3. Dente preparado e restaurado com resina composta.

Quadro 4. Modelo fotoelástico representativo do grupo I (dentes hígidos).

Quadro 5. Modelos fotoelásticos representativos dos grupos preparados. As áreas em destaque representam concentrações de tensão.

Quadro 6. Modelos fotoelásticos representativos dos grupos preparados e restaurados com resina composta. As áreas em destaque representam concentração de tensões.

Quadro 7. Modelos representativos dos dentes hígidos (A), preparados (B) e restaurados (C) com resina composta. As áreas em destaque representam concentrações de tensão.

Quadro 8. Inter-relação entre o padrão de fratura e concentração de tensões em dentes hígidos.

IV. SIGLAS E ABREVIATURAS:

2D – Bidimensional.

3D – Tridimensional.

cm – Unidade de comprimento (centímetro).

Cols. – Colegas.

D.I. – Distância intercuspídea.

DO – Classificação de cavidade (disto-oclusal).

Dp – Desvio padrão.

EMC – Ensaio mecânico de compressão.

et al. – Colaboradores.

Gpa – Unidade de pressão – força/área (Giga Paschoal).

Kgf – Unidade de força – carga aplicada (quilograma força).

M-D – Dimensão méso-distal dos dentes.

MEF – Método dos elementos finitos.

MOD – Classificação de cavidade (méso-ocluso-distal).

mm – Unidade de comprimento (milímetro).

Mpa - Unidade de pressão – força/área (Mega Paschoal).

mw/cm² – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado).

mm/min – Unidade de velocidade (milímetro por minuto).

N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton).

p – Probabilidade.

PVC – Polivinil cloreto rígido.

V-L – Dimensão vestibulo-lingual dos dentes.

& - e (comercial).

% - Porcentagem.

V. PALAVRAS ESTRANGEIRAS

ANOVA – Análise de variância.

In vitro – Experimento realizado em ambiente laboratorial.

In vivo – Experimento realizado em organismos vivos.

Inlay – Restauração indireta com preparo intracoronário.

Onlay – Restauração indireta envolvendo cobertura de cúspides.

Overlay – Restauração indireta envolvendo cobertura de todas as cúspides.

Stress - Grau de deformidade sofrido por um material quando submetido a esforço ou tensão.

1. Introdução

1. Introdução

Durante o dia-a-dia da clínica odontológica, nos deparamos com diversos graus de destruição coronária, seja por lesões de cárie extensas, seja por trocas de restaurações defeituosas ou fraturas coronárias de diversas amplitudes que levam o cirurgião-dentista ao seguinte questionamento: ao optarmos por uma restauração de resina composta direta, estamos devolvendo ou não a resistência perdida?

Desde os trabalhos clássicos de BUONOCORE, em 1955, que pregava a adesão de materiais resinosos ao esmalte dentário previamente condicionado pelo ácido fosfórico; passando pelo desenvolvimento de sistemas adesivos que modificam a superfície dentinária, tornando-a apta para a adesão (NAKABAYASHY, 1982; BUSATO e cols, 2002); associado ao desenvolvimento da resina composta que se iniciou com Bowen, em 1962, até o material se tornar confiável e seguro no seu uso clínico; tem-se a possibilidade de confeccionar restaurações com capacidade de adesão à estrutura dentária, devolvendo grande parte da resistência perdida (MIRANDA et al, 2003).

Quando optamos por uma restauração de resina composta direta nos dentes posteriores de nossos pacientes, devemos levar em conta as limitações do material, porém nunca menosprezar as qualidades já demonstradas por estudos que garantem a longevidade de nossas restaurações e técnicas cada vez mais eficientes, pois diminui em muito o custo da odontologia, tanto para o profissional, quanto para o paciente.

Qualquer preparo cavitário, por menor que seja, acarreta perda na resistência à fratura do elemento dentário. Sabe-se que o amálgama somente pode repor cerca de 30% da resistência perdida. Já os materiais adesivos, como as resinas compostas, conseguem resultados mais expressivos, o que faria que, clinicamente, o intervalo de cargas, tensões e deformações do remanescente dentário fosse aumentado, dificultando, assim, muito a

possibilidade de fraturas durante o ato da mastigação e outros movimentos excêntricos que ocorrem durante o dia-a-dia de nossas reabilitações orais.

Para analisarmos a influência do preparo cavitário e sua relação íntima com o material restaurador escolhido, podemos optar pela realização de ensaios mecânicos de fratura(MONDELLI et al., 1983), análise de tensões por métodos de fotoelasticidade(Kuroe et al. em 2000) e análise de tensões pelo método dos elementos finitos(Soares em 2003).

No presente trabalho, optamos pela inter-relação entre o ensaio mecânico de fratura, que é uma metodologia largamente empregada em pesquisas que visam avaliar a carga máxima suportada pelo elemento dental, com ou sem restauração; e as análises por fotoelasticidade e pelo método dos elementos finitos, que são procedimentos seguros para estudos de tensões, deformações e deslocamentos, através de modelos tridimensionais de resina fotoelástica e modelos bidimensionais que simulam a estrutura dentária e o periodonto de inserção. Nesses modelos, aplicamos cargas variadas na superfície oclusal e interpretamos a posteriori suas conseqüências nos modelos acima citados, tentando, assim, estabelecer um vínculo com o teste *in vitro*.

Em tempos de legislação voltada enfaticamente para a ética, é cada vez mais difícil realizarmos pesquisas *in vivo* e que necessitem de dentes no campo da odontologia. O ensaio mecânico de compressão demanda um número excessivo de dentes, fator complicador atualmente, pois as extrações dentárias são cada vez mais raras devido às técnicas modernas de tratamento odontológico. É válido observarmos os resultados de pesquisas anteriores, pois já são de domínio público os valores de resistência à fratura dos diferentes dentes e procedimentos restauradores e mudarmos o enfoque das pesquisas para o cuidado com o padrão das fraturas que ocorrem nos remanescentes dentários, evidenciando assim a necessidade de sabermos mais da resultante das forças que atuam na porção interna do órgão dental.

Ao utilizarmos a análise pelo método dos elementos finitos e fotoelasticidade, tentamos ampliar o leque de opções no campo da pesquisa odontológica, simulando situações freqüentes que ocorrem com o remanescente dentário e o material restaurador quando em função. Outras áreas do conhecimento, como as engenharias, têm um contato mais próximo e familiar com essa técnica, porém cabe a nós, pesquisadores em odontologia, validá-la ou não, e somente nossos estudos e, sobretudo, nossos resultados, a tornarão verídica ou passível de falhas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2 – REVISÃO DA LITERATURA

No presente trabalho podemos, para melhor compreensão, dividir a revisão de literatura nos seguintes tópicos:

2.1. Doença Cárie

Segundo BUSATO e TORRIANI, em 2002, a cárie dentária pode ser definida como uma doença infecto-contagiosa que determina, inicialmente, uma dissolução localizada dos componentes inorgânicos dos dentes, devido aos ácidos orgânicos provenientes do metabolismo bacteriano dos carboidratos da dieta. Devido à progressão do processo, ocorrem a dissolução dos minerais da dentina e a desnaturação do colágeno. A cárie dentária é uma doença multifatorial que sofre a influência direta de uma dieta cariogênica a qual interage com um hospedeiro suscetível e uma microbiota específica, secundados por outros fatores como saliva, morfologia, dificuldades na higiene oral e flúor, entre outros.

AMORE e BÁLSAMO, em 2000, discorrem sobre a doença cárie como uma patologia infecto-contagiosa, multifatorial, decorrente da ação de ácidos orgânicos, principalmente do ácido láctico, que se forma a partir de um hospedeiro suscetível, consumindo, com frequência, dieta rica em carboidratos. O hospedeiro é colonizado por uma microbiota específica, sob a ação da saliva e do tempo.

SILVERSTONE et al (1985) e THYLTRUP e FEJERSKOV (1988) definem as lesões cariosas como sintomas da doença que podem ser distribuídos em uma escala que vai desde perdas incipientes ultra-estruturais até a destruição total do dente, caso o processo não seja interrompido. O procedimento restaurador é uma das medidas muitas vezes indicadas no tratamento, mas não a única. É perfeitamente possível termos o indivíduo completamente tratado, sem ter passado por tratamento restaurador invasivo.

Havendo necessidade de tratamento invasivo, a Dentística recomenda o preparo de uma cavidade, para que a restauração seja inserida sobre tecido

hígido, até mesmo para que tenhamos um bom desempenho das técnicas adesivas atuais, que são utilizadas na esmagadora maioria dos procedimentos restauradores.

2.2.Preparo cavitário para restaurações diretas e materiais restauradores

Com o advento da odontologia adesiva, profundas modificações ocorreram nos procedimentos restauradores. BUONOCORE, em 1955, desenvolveu a técnica do condicionamento ácido na qual constatava aumento de retenção da resina acrílica em relação ao esmalte dentário. BOWEN, desde 1956, trabalhava para desenvolver um material que melhorasse as características próprias das resinas acrílicas. Em 1963, BOWEN desenvolveu um material restaurador formado por uma matriz resinosa (polímero orgânico acrescido de co-mônômeros à base de bisfenol e glicidil metacrilato) e por partículas inorgânicas (sílica) inventando assim a resina composta propriamente dita.

Os trabalhos de FUSAYAMA (1979) e NAKABAYASHI (1982) foram a base para os procedimentos adesivos em dentina e o entendimento ainda que incompleto da camada híbrida, proporcionando à dentística a oportunidade de tornar seus preparos cada vez menos extensos, dando ênfase à prevenção do remanescente dentário e inaugurando uma nova era na odontologia como ciência. Os preparos preconizados por G.V. BLACK, que do ponto de vista histórico eram corretos para a época, não mais se fazem necessários e a manutenção do tecido dentário é o marco da odontologia adesiva como filosofia de trabalho para os próximos anos.

MONDELLI et al., em 1983, descreveram o uso cada vez maior das resinas compostas em detrimento às resinas acrílicas e ao cimento de silicato. Os autores recomendavam o uso do material somente em cavidades de classe III, IV e V onde a estética é um fator importante a ser considerado. Alguns profissionais preferiam utilizar a resina acrílica, ativada quimicamente nas restaurações de classe V, as quais apresentavam superfície mais lisa depois

de polidas, conseqüentemente mais compatíveis aos tecidos gengivais do que a resina composta. Alguns fabricantes da época aconselhavam o uso da resina composta em restaurações classe II, porém os autores consideraram a opção controversa e só poderia ser realizada em casos nos quais a restauração metálica poderia comprometer a estética.

Os primeiros estudos sobre a possibilidade de restaurar dentes posteriores com resina composta surgiram, primeiramente, com PHILLIPS e cols, em 1971. Esses pesquisadores relataram não haver diferença no desgaste ou abrasão nas restaurações de amálgama, usadas como controle, após o período de permanência de um ano na boca. Entretanto, após dois anos, resultados diferentes foram observados pelos mesmos pesquisadores. As restaurações de resina composta apresentavam desgaste substancialmente maior do que as restaurações controle. Na atualidade, o desgaste de restaurações de resinas compostas está bastante próximo ao do amálgama, segundo constataram CAPEL CARDOSO (1994) e BUSATO, HERNANDEZ e MACEDO (2002).

TORRES e ARAÚJO (2000) compararam, através da análise da microinfiltração marginal, o desempenho de quatro sistemas adesivos dentinários de quinta geração. Foram selecionados 20 terceiros molares humanos, nos quais foram preparadas cavidades classe II slot vertical nas faces mesiais e distais. Essas cavidades apresentavam 3 mm de largura V-L e 2 mm de profundidade. Os dentes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos de cinco elementos. Os grupos I e II receberam os sistemas de frasco único One-step (Bisco) e Single-bond (3M). Os grupos III e IV receberam os sistemas autocondicionantes Clearfil Liner Bond 2(Kuraray) e Etch and Prime 3.0 (Degussa). Após a aplicação dos respectivos sistemas adesivos, foi colocada ao redor do dente uma matriz de poliéster e procedida a restauração por uma técnica incremental com a resina Prisma TPH. As amostras foram submetidas à termociclagem e, posteriormente, imersas em fluoresceína sódica a 2%, durante 15 horas. Os dentes foram seccionados no sentido mesio-distal, e atribuídos escores conforme o nível de infiltração marginal. Como resultado,

os autores chegaram à conclusão de que o Single Bond, One Step e Clearfil Liner Bond 2 não mostraram diferenças estatísticas significantes em relação ao selamento marginal. O Single Bond apresentou melhor comportamento em relação à infiltração marginal, porém com significância estatística apenas para o Etch and prime 3.0.

FERNANDES, MATSUMOTO e RODRIGUES, em 2001, através de uma revisão de literatura sobre preparos extra e intracoronários concluíram que o contínuo desenvolvimento dos sistemas adesivos tem possibilitado a introdução de novos tipos de restaurações e essas não precisam de preparos que necessariamente sigam os conceitos anteriormente estabelecidos por G.V. BLACK. Todos os preparos extras e intracoronários sofreram modificações para um melhor adequamento em relação às características dos materiais utilizados em procedimentos adesivos.

SABBAGH, UREVEN e LELOUP, em 2001, realizaram um estudo em que compararam o módulo de elasticidade de 34 resinas compostas. O módulo de elasticidade e outras propriedades mecânicas são importantes para determinar a resistência às forças oclusais. Para lesões cervicais, os compósitos devem ter um baixo módulo de elasticidade para permitir que o material acompanhe a flexão das cúspides. Já para lesões oclusais ou proximais, o módulo de elasticidade deve ser alto para minimizar deformações e evitar fraturas de cúspides em dentes posteriores durante o carregamento oclusal. Como significância clínica temos que o uso de resinas Flow deve ser evitado em cavidades posteriores devido ao seu baixo módulo de elasticidade.

FERNANDES NETO et al., em 2002, descrevendo preparos para restaurações parciais em dentes posteriores, relataram que, devido à evolução dos materiais restauradores diretos, a solução restauradora para preparo *inlay* deve ser priorizada pela técnica direta, porém não descartaram o uso de técnicas indiretas em casos mais complexos.

MASSOTI et al., em 2002, realizaram uma avaliação *in vivo* e *in vitro* da resistência de união à dentina do sistema adesivo Single Bond(3M). Para o

grupo *in vivo*, foram utilizados molares e pré-molares vitais com indicação de exodontia por motivos ortodônticos ou periodontais, formando um grupo com 10 exemplares. Após o desgaste da sua face oclusal, foi aplicado o sistema adesivo e confeccionado um cilindro de resina composta com 2 mm de diâmetro por 2 mm de altura. No grupo *in vitro*, foram utilizados molares e pré-molares previamente extraídos, formando um grupo de 10 exemplares, seguindo a mesma metodologia. Ambos os grupos foram submetidos a um ensaio de resistência à união com uma velocidade de 0,5 mm/min em uma máquina de ensaio universal. Como resultados, podemos observar que no grupo *in vivo* houve maior tendência à falha adesiva, enquanto, no grupo *in vitro*, observamos clara tendência para a falha mista. Não houve diferença estatística entre o teste de resistência ao cisalhamento do grupo *in vivo* com o grupo *in vitro*.

CHUNG et al, em 2003, realizaram um estudo para determinar o coeficiente de Poisson de determinadas resinas compostas. Os materiais usados nessa investigação eram todos do mesmo fabricante (3M ESPE) e incluía: microfill (A110), minifill (Z100 e Filtek Z250), compômero (F2000) e uma resina Flow (Filtek Flow), todas da cor A2. O coeficiente de Poisson dos materiais foram obtidos após uma semana submersos em água a 37 graus Celsius. Os resultados obtidos foram analisados e tiveram uma variação de 0,302 para 0,393. O coeficiente de Poisson da resina Flow foi significativamente maior que o dos outros materiais testados seguidos pelas resinas A110, Z100, Z250 e F2000. O coeficiente de Poisson é maior para materiais com menor volume de partículas orgânicas.

2.3. Testes Mecânicos e Resistência à Fratura

MONDELLI et al., em 1980, realizaram um trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Dentes pré-molares extraídos receberam preparos classe I, classe II composta e classe II complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, $\frac{1}{4}$ (um quarto), $\frac{1}{3}$ (um terço) e $\frac{1}{2}$ (metade) da distância intercuspidal e profundidade de 2,5 mm. Todos os preparos cavitários

diminuíram a resistência dos dentes de forma inversamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção da estrutura dentária reduz significativamente a resistência à fratura de dentes posteriores.

NAVARRO et al., em 1983, realizaram um estudo sobre a resistência à fratura de dentes extraídos íntegros e cariados com diversas restaurações. Foram coletados 60 dentes pré-molares superiores que foram divididos em seis grupos experimentais: G1-dentes hígidos, G2-dentes com cárie oclusal, G3-dentes com cárie proximal sem envolver a crista marginal, G4-dentes com cárie proximal envolvendo a crista marginal, G5-dentes com preparo MOD e abertura da câmara pulpar para acesso endodôntico e G6-dentes com preparo MOD e proteção das cúspides com abertura da câmara pulpar para acesso endodôntico restaurados com restaurações metálicas fundidas cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Devido à diminuição do tecido dentário, seja pelo processo de cárie ou desgaste para preparos temos o valor de resistência à fratura proporcionalmente menor. O envolvimento das cristas marginal e do teto da câmara também contribuiu significativamente para a redução da resistência à fratura.

CATIRSE, GONÇALVES FILHO e DINELLI, em 2000, avaliaram comparativamente, mediante o aparelho de ensaio universal, a resistência à compressão de duas resinas compostas, Tetric e Z100 e do amálgama dental Velvalloy. Os tempos de polimerização foram de 30, 40, 90 e 120 segundos. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova a partir de uma matriz de náilon de 9 mm de altura e 3 mm de diâmetro para cada condição experimental. Para a realização do teste de resistência à compressão, foi utilizada a máquina de ensaio universal EMIC modelo MEM – 2000. Esta foi regulada para trabalhar a velocidade de 0,5 *mm* por minuto incidindo sobre os corpos-de-prova com força oclusal máxima até o rompimento destes. Os resultados foram submetidos à análise de variância e, depois disso, pôde-se concluir que as resinas compostas estudadas não apresentaram diferença estatisticamente significativa e, quanto maior o tempo de polimerização utilizado, maior a resistência à

compressão; a maior média de resistência à compressão dentre as resinas foi determinada pela resina Z100 quando polimerizada por 120 segundos; o amálgama Velvalloy determinou maior resistência à compressão do que as duas resinas compostas para dentes posteriores.

DE ALPINO, em 2000, realizou um estudo em que avaliou a resistência à fratura de dentes pré-molares superiores que receberam diferentes preparos cavitários (classe II – MOD) e restaurações diretas e indiretas de resina composta e restaurações indiretas de porcelana. Foram selecionados 56 dentes e divididos em sete grupos assim constituídos: G1 – hígidos; G2 – preparos MOD retentivos com profundidade de 2 mm na caixa oclusal, 1,5 mm de profundidade nas caixas proximais e abertura de $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea; G3 – preparo MOD divergente para a oclusal com as mesmas dimensões do grupo anterior; G4 – recebeu o mesmo preparo que o grupo 2 e restaurou-se com resina composta de uso direto Z-250 (3M Espe); G5 – recebeu o mesmo preparo do grupo 3 e restaurou-se com resina composta laboratorial (Artglass); G6 – recebeu o mesmo preparo que o grupo 3, sendo restaurado com resina composta laboratorial (Targis); G7 – recebeu o mesmo preparo que o grupo 3, sendo restaurado com restaurações indiretas de porcelana (IPS Empress). Os corpos de prova foram submetidos a testes de compressão axial com um cilindro de aço de 8 mm de diâmetro a uma velocidade constante de 0,5 mm/min. Como resultado, observou-se que os preparos cavitários reduziram significativamente a resistência dos dentes. Os materiais restauradores contribuíram para o aumento dos valores não se observando diferença estatística entre os grupos 4, 5, 6 e 7 com o grupo controle.

MINTO et al., em 2002, realizaram um estudo comparativo da resistência à fratura de pré-molares superiores preparados com cavidades de classe II compostas (conservadoras e extensas) restauradas com amálgama aderido a dois tipos diferentes de sistemas adesivos. Setenta dentes foram divididos em 4 grupos: G1 com 10 dentes hígidos; G2 com 20 dentes, sendo 10 cavidades conservadoras e 10 extensas restauradas com amálgama sem qualquer tipo de

forramento; G3 e G4 foram compostos da mesma forma que o grupo 2, sendo que o primeiro recebeu cimento de ionômero de vidro, e o segundo, adesivo dental. Os dentes haviam sido anteriormente incluídos em cilindros de PVC e fixados com resina acrílica. Após serem restaurados e termociclados, foram submetidos à fratura por forças de compressão em uma máquina de ensaio universal EMIC-MEM 2000, com o uso de uma esfera de 5 *mm* de diâmetro e velocidade constante de 0,5 *mm/min*. Como resultado foi concluído que os sistemas adesivos utilizados condicionaram o aumento da resistência à fratura da estrutura dental nas cavidades convencionais, sendo que os dentes com cavidades conservadoras foram mais resistentes em qualquer condição experimental.

COELHO de SOUZA, em 2002, na sua dissertação de mestrado avaliou a resistência à fratura de dentes com preparos cavitários do tipo MOD restaurados com diferentes materiais. Trinta e seis pré-molares hígidos foram separados em seis grupos assim configurados: grupo 1- dentes hígidos; grupo 2- dentes apenas preparados; grupo 3- restaurados com amálgama aderido; grupo 4- restaurados com resina composta direta; grupo 5- restaurados com CIV e resina composta; grupo 6- restaurados com resina composta semidireta. Os corpos de prova foram submetidos à força de compressão axial em uma máquina de ensaio universal. Como resultados, temos um comportamento estatisticamente inferior do grupo 2 em relação aos demais, exceto ao grupo 3. Os grupos 4, 5 e 6 apresentaram resultado estatisticamente superior ao grupo 2, e não diferiram entre si, nem do grupo 1 e grupo 3. Com esses resultados, podemos concluir que as restaurações de resina composta não diferem dos dentes hígidos, melhorando muito o comportamento mecânico dos mesmos.

MIRANDA et al., em um trabalho de pesquisa de 2003, discorrem sobre a resistência à fratura de pré-molares restaurados com resina composta direta e indireta. Foram coletados 40 pré-molares permanentes hígidos que foram incluídos em uma base de resina acrílica autopolimerizável, utilizando cilindros plásticos de 2,0 *cm* de diâmetro por 3,0 *cm* de altura. Durante a inclusão, os dentes foram posicionados 1 mm aquém da junção cimento-esmalte com a

superfície oclusal paralela à base do cilindro. As amostras foram divididas aleatoriamente da seguinte maneira: Grupo I: dentes hígidos (controle); Grupo II: dentes preparados e não-restaurados; Grupo III: dentes preparados e restaurados pela técnica adesiva direta (P-60 3M); Grupo IV: dentes preparados e restaurados pela técnica adesiva indireta (Targis, Ivoclar). Os preparos foram realizados de maneira padronizada, e as restaurações diretas realizadas conforme as instruções do fabricante. As restaurações indiretas do grupo II foram moldadas, vazadas em gesso tipo IV, troqueladas e cimentadas com cimento resinoso RESIN CEMENT (3M). Após o término das restaurações, os dentes foram submetidos a um teste de resistência à compressão em uma máquina de ensaio universal (Emic), utilizando uma esfera de 6,0 mm de diâmetro e com velocidade de 0,5 mm/min. Os dados foram obtidos em Kgf e submetidos à análise estatística. Como resultado, observou-se que os dentes preparados não -restaurados sofreram redução significativa na resistência à fratura, enquanto os dentes preparados e restaurados pela técnica adesiva direta e indireta apresentaram resistência equivalente à dos dentes hígidos e equivalentes entre si.

DILLENBURG e MEZZOMO, em 2003, em dissertação de mestrado, compararam a resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações inlays de polímero de vidro e cerâmica. Foram utilizados 32 dentes pré-molares superiores hígidos, divididos aleatoriamente em quatro grupos de oito amostras. O grupo I permaneceu hígido, os grupos II, III e IV receberam preparos cavitários MOD sem proteção de cúspides. Os dentes do grupo II permaneceram sem restaurações; no grupo III, receberam restaurações de polímero de vidro (Artglass), e no grupo IV, receberam restaurações de cerâmica. Todas as restaurações foram cimentadas com o mesmo cimento resinoso e sistema adesivo dentinário. Decorridas 48 horas do processo de cimentação, as amostras passaram pelo teste de resistência à fratura, quando foram submetidas a uma carga axial por ação de um cilindro de 1,0 cm de diâmetro, adaptado a uma máquina de ensaio universal com capacidade de carga de 500 Kgf, à velocidade de 1,0 mm/min até que a carga aplicada fraturasse o dente. Como resultados, constatou-se que não houve diferença

estatisticamente significativa entre os grupos III e IV; que ocorreu diferença estatisticamente significativa entre o grupo II e os grupos I, III e IV. Não houve diferença de resistência à fratura entre os grupos de dentes restaurados com porcelana ou polímero de vidro, embora o padrão de fratura tenha mudado, e ambas as restaurações restituíram grande parte da resistência física do dente perdida pelo preparo cavitário.

SOARES, em 2003, em sua tese de doutorado, avaliou a influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de molares restaurados com restaurações indiretas estéticas. Na primeira parte deste estudo (ensaio mecânico de fratura), noventa molares inferiores humanos hígidos, com forma semelhante, foram coletados e divididos em nove grupos. Os dentes foram incluídos em resina de poliestireno, e com material elastomérico foi reproduzido o ligamento periodontal. O grupo I foi constituído por dentes hígidos e os demais grupos definidos por preparos; 2) *inlay* conservador; 3) *inlay* extenso; 4) *onlay* com abertura conservadora com cobertura de cúspide méso-vestibular; 5) *onlay* com abertura extensa com cobertura de cúspide méso-vestibular; 6) *onlay* com abertura conservadora com cobertura de todas as cúspides vestibulares; 7) *onlay* com abertura extensa com cobertura de todas as cúspides vestibulares; 8) *overlay* com abertura conservadora e cobertura de todas as cúspides; 9) *overlay* com abertura extensa e cobertura de todas as cúspides. Os dentes foram moldados, as restaurações confeccionadas em cerâmica e, então, fixadas adesivamente. Após a fixação, os corpos de prova foram armazenados a 37 graus C em 100% de umidade, durante 24 horas, e, então, submetidos ao ensaio de fratura em máquina de ensaio universal, EMIC 500 DL, com velocidade de 0,5 *mm/minuto*. Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância em fator único, demonstrando que houve diferenças entre os grupos analisados. O teste de *Tukey* demonstrou que o grupo de dentes hígidos apresentou resistência significativamente superior aos demais grupos. Para os grupos restaurados, empregou-se análise de variância fatorial 4x2, e verificou-se significância para o fator tipo de preparo, para a interação entre os fatores extensão e tipo de preparo, não houve significância para o fator extensão

isoladamente. O teste de *Tukey* foi, então, aplicado para a interação, verificando que o fator extensão do preparo foi significativo apenas para os preparos *onlay* com recobrimento de apenas uma cúspide e *overlay*. Em relação à abertura conservadora, o preparo *onlay*, recobrindo apenas uma cúspide, apresentou a menor resistência, quando comparado ao *inlay* e *onlay* recobrindo duas cúspides. Por outro lado, em relação à abertura extensa, o preparo do tipo *overlay* mostrou menor resistência que os demais com diferença significativa em relação aos preparos *inlay* e *onlay* que envolvia as duas cúspides vestibulares.

MACHADO et al., em 2003, realizaram um trabalho de pesquisa em que avaliaram a resistência à compressão de dentes pré-molares restaurados com incrustações cerâmicas e diferentes tipos de cimento resinoso. Os dentes foram mantidos à temperatura ambiente em 100% de umidade. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: G1-dentes hígidos, G2-dentes com preparo MOD, G3-dentes restaurados com inlay de cerâmica e cimento Enforce e G4-dentes restaurados com inlay de cerâmica e cimento Rely-x. Os dentes foram submetidos ao ensaio mecânico de compressão na máquina de ensaio universal EMIC-DL com um cilindro de 6mm e velocidade constante de 0,5 mm/min. Como resultados, temos as seguintes grandezas: G1 com 136,6 Kgf, G2 com 60,75 Kgf, G3 com 97,61 Kgf e G4 com 88,44 Kgf. Através da análise estatística, os autores concluíram que os dentes com restaurações *inlays* tiveram aumento significativo na resistência à fratura quando comparados com os dentes somente preparados.

PEDROSA FILHO, em 2003, propôs um estudo em que avaliava a resistência à fratura de pré-molares superiores com preparos cavitários extensos, submetidos a procedimentos restauradores diretos e indiretos. Foram selecionados cinquenta dentes com dimensões semelhantes, incluídos com simulação do ligamento periodontal com Impregum, e divididos aleatoriamente em cinco grupos com dez dentes cada. Os grupos se diferenciavam da seguinte maneira: G1-dentes hígidos, G2-dentes com preparos cavitários do tipo MOD, G3-dentes com preparos cavitários do tipo MOD e restaurados com

resina composta de uso direto, G4-dentes com preparos cavitários do tipo MOD e restaurados com resina composta de uso indireto e G5-dentes com preparos cavitários do tipo MOD e restaurados com amálgama dental. As amostras assim constituídas foram submetidas a um ensaio mecânico de compressão em máquina de ensaio universal, através de esfera de aço de 5,0 *mm* de diâmetro com velocidade constante de 0,5 *mm/min* até a fratura das mesmas. Como resultado, foi obtido o seguinte valor de resistência à fratura: G1-176,13 *Kgf* (dp=52,56 *Kgf*), G2-22,41 *Kgf* (dp=10,51 *Kgf*), G3-103,72 *Kgf* (dp=19,02 *Kgf*), G4-117,72 *Kgf* (dp=32,92 *Kgf*) e G5-63,95 *Kgf* (dp=20,28 *Kgf*). Os valores foram submetidos à análise estatística a qual determinou que dentes hígidos mostraram-se mais resistentes que os demais, seguidos pelas restaurações adesivas que não diferiram entre si, amálgama e dentes preparados e não restaurados.

SOARES et al., em 2004, analisaram a resistência à fratura de dentes restaurados com três tipos diferentes de *inlays* de resina composta laboratorial em relação a *inlays* de cerâmica. Foram selecionados sessenta dentes molares humanos que foram incluídos em cilindros de resina e simulados seus respectivos ligamentos periodontais artificiais com IMPREGUM F. Os preparos *inlays* foram realizados e padronizados por uma máquina conformadora e pontas diamantadas. Em seqüência, os dentes foram moldados e as restaurações foram realizadas conforme as instruções do fabricante. As amostras foram cimentadas com cimento RELY X e armazenadas a 37 graus Celsius e 100% de umidade. As amostras foram submetidas a um carregamento axial de compressão com velocidade de 0,5 *mm/min*. A análise estatística ANOVA e o teste de comparações múltiplas de *Tukey* revelaram que os dentes restaurados com Duceram LFC (205,44 *Kgf*) se mostraram estatisticamente inferiores em relação à resistência à fratura do que os outros três grupos restaurados com resina composta indireta (Solidex [293.16], Artglass [299.87] e Targis [304.23]), porém, os padrões de fratura das mesmas foram mais complexos do que os dentes restaurados com *inlays* cerâmicas.

2.4.Método de inclusão e simulação do ligamento periodontal

MUHLEMANN e ZANDER, em 1954, através de pesquisas afirmaram que o deslocamento inicial da raiz corresponde a uma posição funcional de prontidão em relação à força de tração. A magnitude dessa força é variável de indivíduo para indivíduo e é altamente dependente das estruturas e da organização do ligamento periodontal. A conclusão do estudo é que o valor da mobilidade inicial para dentes anquilosados é zero, sendo que a carga aplicada sobre o dente nesses casos é transferida diretamente as estruturas adjacentes.

SCHARNAGL, em 1998, avaliou a simulação do ligamento periodontal na realização de testes de resistência à fratura. Testes de movimentação dos dentes foram realizados em mandíbulas de porco para, assim, detectar o grau de movimentação que deveria ser reproduzido no ligamento artificial. A simulação do ligamento foi realizada com diversos materiais elásticos e o que apresentou os melhores resultados foi o material de moldagem à base de poliéter IMPREGUM F(3M-ESPE). Uma das principais conclusões do estudo é que o ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões e as fraturas ocorridas em experimentos laboratoriais.

CARLINI, em 1999, empregou a reprodução artificial do ligamento periodontal para avaliar a influência de pinos intra-radiculares pré-fabricados na resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente. A metodologia é descrita inicialmente com o recobrimento da raiz com uma fina camada de cera número 7, obtida após a imersão do mesmo em um recipiente contendo cera plastificada. Após a inclusão do dente em um cilindro de PVC preenchido com resina de poliestireno, o dente foi removido e limpo com água aquecida e jatos de bicarbonato. Para a reprodução do ligamento periodontal artificial, foi empregado um adesivo à base de uretano. O autor relatou que a reprodução do ligamento periodontal tornou o padrão de fratura mais semelhante ao que se verifica clinicamente.

SOARES et al., em 2002, analisaram a influência do método de inclusão e de reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de incisivos bovinos. Os resultados demonstram que o método de inclusão e o procedimento de reprodução do ligamento periodontal podem influenciar nos testes de resistência à fratura. O valor de resistência foi pouco influenciado pela presença do ligamento, porém o padrão de fratura foi altamente influenciado pela reprodução do ligamento periodontal. Os autores concluíram que a associação da inclusão com resina de poliestireno e a reprodução do ligamento com Impregum F parece ser o mais indicado.

DILLENBURG e MEZZOMO, em um estudo comparativo da resistência à fratura de dentes restaurados com inlays de polímero de vidro e cerâmica, selecionaram 32 dentes que, divididos em quatro grupos, foram incluídos pela raiz em cilindros plásticos com diâmetro interno de 21 *mm* por 25 *mm* de altura. Os dentes foram incluídos até 2 *mm* da junção cimento-esmalte em resina quimicamente ativada, sem a presença de ligamento periodontal simulado. Após o ensaio mecânico de compressão, os autores chegaram à conclusão de que não houve diferença de resistência à fratura entre os grupos de dentes restaurados com porcelana ou polímero de vidro, embora o padrão de fratura tenha mudado.

2.5.Fotoelasticidade e Método dos Elementos Finitos

FARAH et al., em 1973, utilizaram o método dos elementos finitos e fotoelasticidade para analisar as tensões desenvolvidas em um primeiro molar restaurado com coroa total. A utilização dos dois métodos justifica-se pelo fato de ambos complementarem-se, permitindo, assim, um estudo minucioso da distribuição das tensões. Em ambos os métodos, foram construídos modelos axissimétricos, variando os valores de carga. De acordo com os autores, enquanto a fotoelasticidade mostrou um desenho claro da distribuição das tensões, o método dos elementos finitos representou uma avaliação mais criteriosa do completo estado de tensão/deformação.

FARAH et al., em 1975, realizaram um estudo em que através da metodologia dos elementos finitos mostraram que as tensões originadas a partir de carregamentos oclusais poderiam causar falhas no material usado como base em restaurações de resina composta classe I em dentes posteriores. Um modelo axissimétrico de um primeiro molar inferior bidimensional foi criado e várias combinações de espessuras do cimento e da restauração de compósito foram simuladas. Como resultados, temos que os maiores valores de *stress* foram observados quando materiais com baixo módulo de elasticidade foram usados. A situação ideal seria usarmos como cimento um material com módulo de elasticidade próximo ao da resina composta.

MATTISON, em 1982, realizou um estudo, analisando a distribuição de tensões de pinos metálicos fundidos de diferentes diâmetros na dentina e nas estruturas de suporte, usando a técnica da fotoelasticidade plana. A confecção das amostras foi através do material fotoelástico PSM-5 e o ligamento periodontal simulado utilizado foi uma silicona para moldagem. Em cada amostra foi aplicada uma carga vertical que variava entre 30 e 60 libras. Como resultado, tivemos que o diâmetro do pino afeta a magnitude das tensões. Quanto maior o diâmetro do pino associado ao aumento das cargas verticais, maior será a magnitude das tensões. O uso de pinos de menor diâmetro reduz a concentração de tensões na dentina e nas estruturas de suporte.

MATTISON e VON FRAUNHOUFER, em 1983, realizaram um estudo analisando a distribuição e concentração de tensões, variando o diâmetro do pino e o ângulo de aplicação da carga. Foram confeccionados 10 corpos de prova em material fotoelástico PSM-5 que foram analisados através de um polariscópio circular. A simulação do ligamento periodontal se deu através de uma silicona. As cargas foram aplicadas com as seguintes magnitudes e angulagens: 73 N em 26 graus, em relação ao longo eixo do dente com incidência vertical, e 147 N em 26 graus, em relação ao longo eixo do dente. Como conclusão do trabalho, temos que os pinos de menor diâmetro

transferiram menos tensões ao dente e que quanto maior a conservação de estrutura dentária sadia, menor a concentração das tensões.

HUNTER et al., em 1989, avaliaram o efeito do tratamento endodôntico da preparação do canal e da cimentação de pinos intra-radiculares na transmissão de tensões em incisivos centrais superiores. Foi confeccionado um modelo fotoelástico onde aplicou-se uma carga, e foi realizada a análise no polariscópio circular para determinar a magnitude das tensões e sua concentração. Como resultado, o alargamento do canal aumentou a concentração de tensões na região cervical, sendo que a colocação do pino diminuiu a concentração de tensões nesta região. O comprimento do pino parece ser mais importante na determinação de tensões na região cervical.

ARNIF et al., em 1989, realizaram um estudo em que confeccionaram um modelo fotoelástico para avaliar a influência dos diferentes tipos de restaurações realizadas após a terapia endodôntica. Dentes pré-molares unirradiculares foram selecionados e divididos nos seguintes grupos: GA – dente intacto após obturação do canal; GB – dente restaurado com coroa total após tratamento endodôntico; GC – dente com pino intracanal e núcleo de resina composta; GD – dente com núcleo metálico fundido e coroa total. Os dentes foram montados em material fotoelástico PL-1 e, em seguida, fotografados no campo de luz polarizada antes e depois da aplicação da carga. Como resultado, constatamos que a distribuição das tensões foi muito mais uniforme ao longo da raiz no dente intacto, após obturação do canal. A confecção de uma coroa total provocou concentração de tensões em torno da margem da coroa. Os autores salientam a importância da compatibilidade das propriedades mecânicas dos materiais restauradores com o dente natural, observando e dando ênfase ao fato de que materiais metálicos apresentam módulo de elasticidade muito alto e levam à alta concentração das tensões, com enorme potencial para a fratura do remanescente dentário.

MORI, UETI, MATSON e SAITO, em 1997, estudaram comparativamente pelo método do elemento finito, a distribuição das tensões internas geradas sob carga axial de 30 *Kgf* em três pontos em um modelo

bidimensional de um dente natural hígido e um modelo bidimensional de um dente endodonticamente tratado e restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido. Esses modelos foram construídos a partir de fotografias e desenhos de mandíbula seccionada no sentido axio-vestibulo-lingual, na região do segundo pré-molar inferior esquerdo e de um segundo pré-molar inferior esquerdo íntegro também seccionado. O software utilizado para o processamento do elemento finito foi o SAP 90. Os resultados indicaram maior acúmulo de tensões na metade vestibular, tanto no dente hígido, quanto no dente restaurado. As tensões foram mais intensas sob o ponto de aplicação de cargas nos dois modelos. No dente restaurado, as tensões foram maiores devido ao maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores, demonstrando que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea dos dois modelos.

FENER, ROBINSON e CHEUNG, em 1998, realizaram estudo com um modelo tridimensional de um dente pré-molar superior com uma restauração de resina composta classe II MOD através da metodologia do elemento finito. Nesse trabalho, foram avaliadas as mudanças de temperatura e sua indução de stress quando o dente estava embebido em um líquido quente. Primeiramente, foram realizadas medições *in vivo* das variações de temperatura na superfície dentária quando induzidas variações cíclicas. Como resultados, temos que o *stress* máximo na superfície oclusal foi de 9 *Mpa* entre a resina e o esmalte, bem abaixo da força de adesão de 23 *Mpa* dada pela adesividade entre o compósito e o esmalte. Forças cíclicas repetidas, porém, podem causar microfraturas nessa interface, facilitando, assim, o aparecimento de microinfiltrações.

REES e JACOBSEN, em 1998, realizaram um estudo em que examinavam os efeitos da movimentação das cúspides, quando em carregamento oclusal e sua inter-relação com cavidades de classe V, restauradas com compósitos em um primeiro pré-molar inferior. Utilizando o método dos elementos finitos, foi modelado bidimensionalmente um pré-molar inferior com uma restauração classe V de compósito na porção vestibular em

que era variado desde o dente com a superfície oclusal íntegra até restaurações classe I de compósito ou amálgama com diferentes comprimentos e profundidades. Comparado com o pré-molar não-restaurado, a presença de um preparo oclusal restaurado com compósito aumentou as forças ao redor da restauração classe V em até 67%. A presença de uma restauração oclusal de amálgama aumentou significativamente em até 228% o *stress* ao redor da restauração classe V na cúspide vestibular. Como resultado mais significativo, concluiu-se que a presença de restaurações oclusais aumenta o movimento das cúspides, aumentando, assim, o stress ao redor das cavidades classe V. Esse efeito foi mais pronunciado em duas situações: ao aumentar a profundidade das cavidades classe I e quando o amálgama foi escolhido como material restaurador das cavidades oclusais.

CHUN-LI LIN et al., em 1999, realizaram um trabalho visando os passos para a elaboração de um modelo matemático tridimensional de um pré-molar inferior. Primeiramente, era selecionado um segundo pré-molar inferior hígido e com anatomia normal que foi incluído em um bloco de resina epóxica, que foi cortado serialmente em fatias paralelas à superfície oclusal. Essas fatias foram fotografadas e processadas para cada tipo de tecido dentário presente nas mesmas. O *software* ANSYS, através de suas ferramentas específicas, realiza a união de todas as fatias, transformando uma série de imagens bidimensionais em um modelo tridimensional. Foram criados seis diferentes modelos do segundo pré-molar, variando o tamanho dos elementos e a presença ou não do periodonto de inserção. Esse estudo mostra que a biomecânica do tecido dentário pode ser investigada de maneira mais aprofundada através da metodologia dos elementos finitos.

KUROE et al., em 2000, publicaram um artigo em que realizaram a avaliação fotoelástica da distribuição do estresse em lesões cervicais restauradas ou não. Foram confeccionados modelos tridimensionais de primeiros pré-molares superiores com lesões cervicais vestibulares. Dois tipos de lesões foram testadas: uma, com formato de cunha, que continha um ângulo agudo no ápice da lesão, e a outra, mais arredondada e com a forma de pires.

Forças verticais de 10 libras foram aplicadas nos modelos não-restaurados e restaurados em três porções do modelo: na ponta da cúspide vestibular, na ponta da cúspide lingual e no centro da superfície oclusal. O estresse resultante no modelo dentário foi monitorado e registrado fotograficamente através de um arranjo circular polariscope para visualização das franjas isocromáticas. Como resultado, observamos que, no modelo não-restaurado, a concentração do estresse se deu principalmente no ápice da lesão, independentemente da configuração da mesma. Entretanto, a lesão em forma de cunha demonstrou uma concentração de estresse mais severa. No modelo restaurado, observamos a diminuição do estresse no ápice e na parede lingual das lesões, enquanto ocorre aumento do estresse nas margens gengivais e oclusais das lesões comparadas aos modelos não-restaurados. Essas tendências foram mais óbvias quando ocorreu a carga na cúspide vestibular dos mesmos. Concluindo, a presença de lesões cervicais mudou significativamente o arranjo e a distribuição das forças no modelo, concentrando o estresse no ápice da lesão. A lesão em forma de cunha tende a desenvolver maior concentração de estresse enquanto a lesão mais larga, e em forma de pires, tende a aumentar a flexão da cúspide. Restaurações cervicais reduzem a concentração de estresse no ápice da lesão, entretanto adiciona-o às margens gengivais e oclusais das lesões, situação não observada nos modelos não-restaurados. Diferenças na forma da lesão influenciam o estresse na interface entre a restauração e a estrutura dentária, tornando-se, assim, um desafio para a odontologia restauradora e seus materiais atuais.

ROCHA, em 2000, na sua tese de doutorado, realizou o estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radulares através do método dos elementos finitos. Esse estudo comparativo da distribuição de tensões de *Von Mises* em dente endodonticamente tratado, com dois formatos de retentores intra-radulares, pré-fabricado cilíndrico/escalonado e fundido cônico, foi realizado pelo método dos elementos finitos em modelos tridimensionais de caninos superiores com geometria axissimétrica e restaurados com coroas metalocerâmicas, aplicando-

se uma carga oblíqua de 100 N com 45 graus de inclinação em relação ao seu longo eixo. Os resultados indicaram discreta diferença nos dois modelos (formatos) de retentores. O pino escalonado neutralizou mais as cargas no sentido corono-apical, e no pino cônico ficou evidenciado o efeito de cunha.

PALAMARA et al. em 2000, realizaram um estudo que investigou as diferentes variações das franjas em esmalte com diferentes padrões de carregamento oclusal, usando o método dos elementos finitos e fotoelasticidade em dentes extraídos. Um modelo tridimensional de um segundo pré-molar inferior foi confeccionado a partir de um dente incluso em um bloco de resina epóxi. Esse conjunto foi dividido em 25 cortes transversais com larguras de 0,95 mm. Cada corte foi fotografado e digitalizado. A geometria 3D do dente foi reconstruída, usando o *software* Lusas FEA system. O carregamento oclusal de 100 N foi aplicado axialmente e com angulação de 45 graus em relação à vertente interna das cúspides. As franjas obtidas com o método dos elementos finitos se correspondem muito próximas aos resultados obtidos com a fotoelasticidade. As franjas estão concentradas na região correspondente à junção cimento-esmalte. A magnitude, a direção e o padrão das franjas em esmalte são altamente dependentes do carregamento oclusal. A resposta do modelo 3D ao carregamento oclusal foi muito semelhante ao que observamos clinicamente em casos de lesões cervicais não-cariosas.

HUBSCH, MIDDLETON e KNOX, em 2000, realizaram uma investigação usando o método dos elementos finitos, comparando restaurações indiretas (*inlays* de compósitos e cerâmica) e restaurações diretas de resina composta. O *stress* gerado pela contração de polimerização das resinas diretas e pelo cimento resinoso nas indiretas foi computado, usando um modelo 2D axi-simétrico de uma restauração classe I. Nesse modelo, também foi computado o *stress* gerado na restauração durante carregamento oclusal simulado. Como resultados, temos que as restaurações *inlays* geraram um maior *stress* durante a polimerização, particularmente na interface entre o cimento e a dentina na base da cavidade. Sob carregamento oclusal, as restaurações das duas técnicas tiveram comportamentos similares, porém as restaurações *inlays*

produziram maior *stress* sobre a base da cavidade do que as restaurações de resina diretas.

CORNACCHIA et al., em 2000, realizaram um estudo com o objetivo de compreender o comportamento mecânico do dente, determinar a influência da carga oclusal na determinação do fenômeno da abfração e discutir aspectos relativos à correta modelagem de modelos, usando a metodologia dos elementos finitos. Foi desenvolvida uma análise paramétrica bidimensional de um primeiro pré-molar superior, de maneira a identificar os campos de tensão/deformação, considerando diversos tipos de carregamentos correspondendo a forças funcionais e parafuncionais. O efeito da direção das cargas no padrão da distribuição da tensão no esmalte foi analisado. Os resultados ressaltaram que o componente lateral de cargas horizontais e cargas excêntricas geram altas tensões de tração e compressão, concentradas na região cervical, que podem atingir o limite de resistência do esmalte, evidenciando a possibilidade de ocorrência de trincas e fraturas da estrutura dental, ou seja, podem determinar as lesões de abfração. Houve diferença na distribuição das tensões no modelo no qual a polpa foi considerada um vazio comparado com aquele em que a dentina preencheu a câmara pulpar.

CHUN-LI LIN, CHIH-HAN CHANG e CHING-CHANG KO, em 2001, produziram um trabalho avaliando a performance biomecânica de restaurações méso-ocluso-distais no reparo de largas lesões de cárie. Reconhecidamente é sabido que a falha de uma restauração não se dá somente por conceitos biológicos, mas também pela forma da cavidade, dimensões, e o *stress* das forças resultantes deve ser levado em conta. Para o presente estudo, foram criados trinta modelos tridimensionais, usando a metodologia dos elementos finitos, simulando restaurações de ouro em cavidades MOD em segundo pré-molares inferiores. O nível de *stress* foi relatado a partir dos seguintes fatores: profundidade da cavidade, largura do istmo no sentido vestibulo-lingual e largura do assoalho no sentido méso-distal interagindo com o pior cenário fisiológico possível, que é o carregamento concentrado de forças na cúspide lingual. O estudo mostra que, aumentando o volume da cavidade MOD, temos

aumento significativo do *stress* no esmalte, porém o mesmo não se dá em dentina. Para os três parâmetros citados, exceto pela largura do istmo, ao aumentarmos as dimensões da cavidade, tivemos o pico de *stress* aumentado proporcionalmente. A profundidade foi o fator mais crítico para a elevação do *stress* no esmalte enquanto a largura do assoalho no sentido méso-distal foi o parâmetro mais importante para a dentina. A largura do istmo foi fator de menor comprometimento para o remanescente dentário, tanto esmalte quanto dentina. Os autores confirmaram que os resultados não concordam plenamente com o conceito de que a preservação do remanescente dentário irá reduzir o risco de fratura dental.

AUSIELO, APICELLA, DAVIDSON e RENGO, em 2001, realizaram um estudo em que utilizaram o método dos elementos finitos para compreender características de infiltrações e rigidez dos compósitos durante um determinado carregamento oclusal e contração de polimerização. Um modelo sólido tridimensional de um pré-molar superior foi confeccionado e exportado para um *software* de análise de tensões. Nesse modelo, foi simulado uma cavidade MOD e sua restauração com dois tipos de compósitos. Um procedimento de validação do método foi realizado através de um ensaio mecânico de compressão em dentes pré-molares humanos com cavidades classe II MOD, restauradas com a resina Prodigy (módulo de elasticidade de 12,5 *Gpa*). Uma comparação direta foi realizada entre os resultados obtidos pelo teste experimental e o ensaio numérico. Durante a etapa do método dos elementos finitos, duas condições (de *stress*) foram simuladas: *stress* proveniente da contração de polimerização e o *stress* derivado de um carregamento oclusal. Três diferentes casos foram estudados: o dente hígido, o dente com cavidade classe II MOD, restaurada com um compósito com alto módulo de elasticidade (25 *Gpa*), e outro dente restaurado com compósito com baixo módulo de elasticidade (12,5 *Gpa*). A movimentação da cúspide induzida pela contração de polimerização e pelo carregamento oclusal foi avaliada, e, como resultados, temos que a movimentação cuspídea diminuiu quando o dente foi restaurado com um compósito mais flexível. Esse estudo pelo método dos elementos finitos concomitante ao ensaio mecânico de compressão indica que o módulo

de elasticidade dos materiais restauradores tem papel fundamental no sucesso das restaurações adesivas. Falhas prematuras, provenientes da contração de polimerização e carga oclusal, podem ser prevenidas pela correta seleção e combinação dos materiais restauradores.

YANG et al., em 2001, investigaram a influência do *stress* oclusal em diferentes formatos de pinos intra-radiculares em incisivos centrais superiores, usando o método dos elementos finitos. Um modelo bidimensional de um incisivo central superior foi construído, e nesse modelo foram testados pinos metálicos de diferentes comprimentos e larguras. Foi realizado um carregamento de 10 *Kg* nas seguintes porções do modelo: carregamento vertical na superfície incisal, carregamento horizontal na superfície vestibular e carregamento diagonal com 20 graus de incidência na superfície lingual. Como resultados, constatou-se que o uso do pino reduziu o pico de *stress* na dentina em até 75% em relação ao modelo que não tinha o mesmo. Quando uma força vertical era aplicada, a magnitude do *stress* nos diferentes formatos dos pinos era similar, entretanto, quando em carregamento horizontal era aplicado, o pino de menor comprimento acusava a maior concentração de stress na dentina. O pino metálico providenciou pequeno reforço da estrutura remanescente. A direção do carregamento oclusal tem grande efeito na distribuição do *stress*. Pinos mais compridos e com larguras reduzidas resultam em menores graus de tensão na dentina e no material restaurador.

JOSHI et al., em 2001, estudaram a performance mecânica do dente tratado endodonticamente através da confecção de um modelo tridimensional através do método dos elementos finitos. A distribuição do *stress* no dente restaurado com diversos tipos de pinos pré-fabricados foi comparada. Do ponto de vista mecânico, o dente tratado endodonticamente e restaurado com pino e coroa deve ser tratado como uma estrutura multicomponente, contendo uma complexa geometria. Ao ser feita a comparação entre o pino feito de titânio, cerâmica ou fibra reforçado com compósito constatou-se que materiais com baixo módulo de elasticidade ocasionariam distribuição mais favorável do *stress* no complexo dente-restauração quando acometidas por carregamentos

occlusais de diferentes direções. Concluindo, pinos fabricados com materiais convencionais não obtiveram sucesso no reforço da estrutura dentária remanescente devido ao fato de criarem áreas de concentração de *stress* que podem ocasionar a fratura dentária. Os pinos de fibra reforçados com compósitos cimentados adesivamente à dentina demonstraram que tem o melhor potencial para reforço do remanescente dentário.

AUSIELLO , APICELLA e DAVIDSON, em 2002 , em um trabalho sobre o efeito das propriedades adesivas na distribuição do estresse em restaurações de resina, utilizando a metodologia dos elementos finitos através de modelos tri-dimensionais, observaram que o dente, quando restaurado com materiais adesivos e modelados para análise computadorizada, mostrou uma falha prematura durante a contração de polimerização e o carregamento oclusal. Os autores simularam restaurações MOD de resina que revelaram um comportamento biomecânico complexo, surgindo através do efeito simultâneo da contração de polimerização, rigidez do compósito e resistência da interface adesiva. Concomitantemente à contração de polimerização, ocorre um aumento do estresse pela rigidez do compósito usado na restauração, enquanto a movimentação cuspídea sobre carregamento oclusal é inversamente proporcional à rigidez do compósito. A camada de adesivo atua com um importante papel na atenuação do estresse gerado pela polimerização e pelo carregamento oclusal. Como resultado, a correta escolha do adesivo capacita parcialmente a absorção das deformações do compósito, limitando, assim, a intensidade do estresse transmitido ao remanescente dental. Para adesivos e compósitos de diferentes durezas, a análise pelo método dos elementos finitos demonstrou que a aplicação de uma fina camada de um adesivo mais flexível (módulo de elasticidade menor) leva ao mesmo alívio do estresse que uma camada espessa de um adesivo menos flexível (módulo de elasticidade maior).

LEE et al., em 2002, realizaram estudo usando a metodologia dos elementos finitos para investigar a distribuição do *stress* durante o mecanismo de flexão do elemento dentário. Esse estudo também comparou as mudanças

ocorridas no comportamento biomecânico do dente ao sofrer carregamentos oclusais em diferentes pontos ou direções. Foi selecionado um pré-molar inferior hígido que após ser incluído em um bloco de resina, foi fatiado serialmente por um micrótomo. Cada fatia foi processada pelo *software* ANSYS, determinando valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson para cada estrutura correspondente aos tecidos dentais. Ao unir as fatias, o software criou um modelo tridimensional em que foram simuladas sete condições distintas de carregamento na superfície oclusal: C1-carregamento vertical na ponta da cúspide lingual, C2-carregamento diagonal com início na vestibular, realizando um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo e incidência na ponta da cúspide lingual, C3- carregamento diagonal com início na lingual, realizando um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo e incidência na ponta da cúspide lingual, C4-carregamento vertical na fossa central, C5-carregamento vertical na ponta da cúspide vestibular, C6-carregamento diagonal com início na vestibular, realizando um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo e incidência na ponta da cúspide vestibular e C7- carregamento diagonal com início na lingual, realizando um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo e incidência na ponta da cúspide vestibular. Em cada condição foi aplicado um carregamento estático de 170 N. Os autores, ao realizarem a análise das tensões em cada uma das situações, concluíram que a presença de tensões na região cervical do pré-molar inferior é evidente, coincidindo, assim, com as teorias biomecânicas do desenvolvimento das lesões de abfração.

BARINK et al., em 2002, simularam o processo de polimerização em um modelo tridimensional de um pré-molar superior com uma restauração *onlay*, usando a metodologia dos elementos finitos. Foi achado que o *stress* aumenta rapidamente durante a polimerização e decresce na fase de pós-polimerização. A diminuição do *stress* foi menos efetiva em áreas onde a superfície da restauração era irregular. Na prática clínica, superfícies irregulares são usadas para aumentar a retenção da restauração. Este estudo indica que aumentar a retenção através da confecção de superfícies irregulares pode comprometer o sucesso clínico da restauração, pois aumenta o acúmulo

de tensões na interface dente-restauração. O fato de que o *stress* diminui durante a fase de pós-polimerização sugere que o carregamento mecânico deve ser limitado durante as primeiras horas após a cimentação da restauração.

REES, em 2002, desenvolveu um estudo em que examinou a variação da posição do carregamento oclusal e sua significância em relação ao *stress* localizado na região cervical de um segundo pré-molar inferior. Foi desenvolvido um modelo bidimensional através da metodologia dos elementos finitos. Nesse modelo, foi aplicada uma carga de 500 N em sete pontos distintos na plataforma oclusal do modelo, seguindo corretamente suas inclinações provenientes da anatomia do dente em questão. Como resultados, os carregamentos aplicados na vertente interna das cúspides, próximas ao topo das mesmas, produziram os valores máximos de *stress*, excedendo os valores suportados pelo esmalte na região cervical.

OLIVEIRA, em sua dissertação de mestrado, defendida em 2002, analisou a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular do incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares através dos métodos de fotoelasticidade e da análise de elementos finitos. Em ambos os métodos, foi construído um modelo bidimensional representativo do dente e aplicada uma carga de 100 N no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45 graus em relação ao longo eixo do dente. Os resultados foram expressos em função da tensão de *Von Mises* e valores da ordem da franja fotoelástica. Através da análise dos resultados, conclui-se que houve diferenças significativas na distribuição das tensões entre os seis sistemas de pinos testados. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono, houve distribuições uniformes da tensão ao longo de toda a superfície radicular, comprovando que a compatibilidade entre as propriedades mecânicas desses pinos e da dentina radicular diminuem o risco de falhas ou fraturas.

SOARES, em 2003, na segunda parte de sua tese de doutorado, mostra, através da análise de elementos finitos, que houve sensível concentração de tensões na cúspide funcional, e que as diferentes configurações de preparo

mostraram pequenas variações da distribuição das tensões nesta região, quando observadas em máxima intercuspidação habitual. Já no movimento de lateralidade, as tensões foram acentuadas nos modelos com abertura extensa. Quando se comparou o efeito do material restaurador, verificou-se maior concentração de tensões no interior da restauração cerâmica e maior transmissão de tensões à estrutura dental para as restaurações em cerômero. Ao analisar a concentração de tensões, verificadas no método dos elementos finitos, e as características de fraturas ocorridas nos ensaios mecânicos, observou-se a existência de correlação direta entre os resultados dos métodos de estudo.

LEWGOY et al., em 2003, analisaram, usando a metodologia dos elementos finitos, a alteração do padrão das tensões de *Von Mises* e da máxima tração e compressão na raiz dental, variando dois tipos de marcas comerciais de pinos intra-radulares pré-fabricados metálicos. A comparação foi realizada entre os pinos pré-fabricados Flexi Post/Flexi Flange de aço inoxidável e titânio com preenchimento coronário de resina composta. Os pinos intra-radulares foram fixados com um cimento resinoso e recobertos por uma coroa total cerâmica. A partir de fotografias da peça anatômica e dos pinos estudados, foram criados modelos matemáticos bidimensionais no programa MSC/Nastran 4.5 e, após aplicação de uma força de 100 N a 45 graus na superfície palatina dos modelos, foi avaliada a distribuição das tensões geradas. Com base nos resultados obtidos, pôde-se concluir que os pinos intra-radulares alteram o padrão das tensões geradas, dependendo do desenho do pino intra-radicular e do tipo de material constituinte. As tensões geradas em um dente restaurado com qualquer um dos pinos são homogêneas, porém com magnitude maior do que a estrutura dental normal.

REES, HAMMADEH e JAGGER, em 2003, observaram que a maior incidência de lesões de abfração ocorrem na vestibular dos incisivos superiores. Com base nesse fato, realizaram um estudo em que buscavam uma explicação biomecânica para essa ocorrência clínica. Modelos bidimensionais de um incisivo superior, canino superior e de um pré-molar

superior foram desenvolvidos através da metodologia dos elementos finitos, e o perfil do *stress* cervical foi examinado através de um plano horizontal 1,1 mm abaixo do limite amelo-cementário para cada situação. Nesse local, tivemos as seguintes ocorrências: no incisivo, tivemos picos de *stress* na porção vestibular cervical de 176,4 Mpa ; no pré-molar, o pico correspondente foi de 57,8 Mpa e, no canino, 3,4 Mpa. O perfil de *stress* cervical na região do incisivo superior foi significativamente maior do que os valores achados no canino e no pré-molar. Esses resultados comprovam, através da biomecânica, que a prevalência de lesões de abfração em incisivos superiores não é somente uma coincidência clínica.

3. Proposição

3 – PROPOSIÇÃO

- Avaliar a influência do preparo cavitário e sua restauração ou não com resina composta fotoativada de uso direto Z-250 (3M – Espe) na resistência e padrão de fratura de pré-molares superiores humanos.
- Comparar a distribuição de tensões mensuradas, através da fotoelasticidade e método dos elementos finitos, em modelos representativos dos grupos experimentais com carregamento oclusal semelhante ao ensaio mecânico de compressão.
- Relacionar o padrão de fratura dos dentes, ocorrido no teste de ensaio mecânico de compressão, à distribuição e concentração das tensões no ensaio fotoelástico e à análise computadorizada do método de elementos finitos.

4. Materiais e Métodos

4 – PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

4.1 Considerações éticas

A realização deste experimento ocorreu após a aprovação pela Comissão de Ética em Pesquisa em Seres Humanos e Animais da Universidade Luterana do Brasil, através do parecer número 2004-423H.

4.2 Tipo de pesquisa

Ensaio mecânico de compressão em dentes humanos extraídos, associado à análise biomecânica em modelos fotoelásticos e matemáticos.

4.3 METODOLOGIA DO ENSAIO MECÂNICO DE COMPRESSÃO

4.3.1 Seleção dos dentes

Para o presente estudo, foram coletados 70 pré-molares permanentes hígidos, extraídos por razões ortodônticas ou periodontais. Os pacientes foram informados sobre a destinação de seus dentes e, através de um termo de consentimento, permitiram o uso para a corrente pesquisa (termo de consentimento em anexo). Esses dentes, ao exame clínico, apresentaram-se livres de trincas ou abrasões visíveis, com raízes expulsivas e com dimensões semelhantes. Após a limpeza com cureta periodontal, foram guardados em potes com água destilada e armazenados em refrigerador (IMPARATO, 2003).

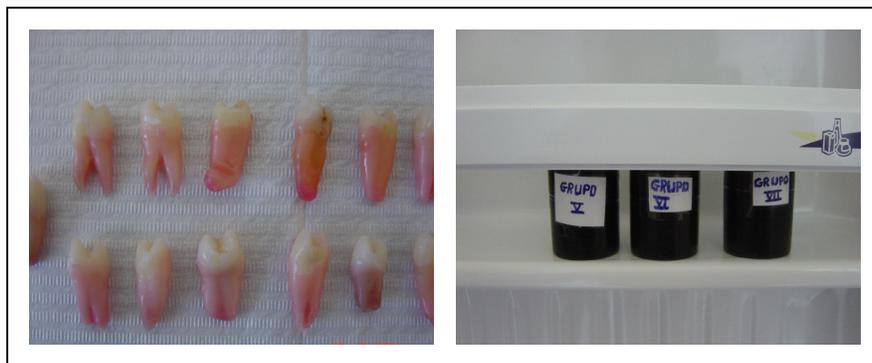


Figura 1. Dentes coletados e armazenados.

Com o objetivo de simular a movimentação do dente no alvéolo, simulamos o ligamento periodontal, empregando material elástico à base de poliéter (Impregum – F) (SOARES et al, 2002). O dente foi marcado com caneta para retroprojeter, distando 2 *mm* apicalmente da junção amelo-cementária, e a porção radicular foi recoberta com cera número 7, através da sua imersão em cera líquida até a marcação acima citada (Fig. 2A). Para a inclusão do dente em uma base de resina de poliestireno, foram usados cilindros de PVC com 25 *mm* de altura e 18 *mm* de diâmetro (SOARES, 2003). A resina de poliestireno, após a sua manipulação, apresentou-se em estado líquido, posteriormente os dentes foram incluídos nos cilindros com a coroa voltada para baixo, onde uma película de RX com o dente transfixado até a marcação 2 *mm* aquém do limite amelo-cementário e vedada com cera rosa dava estabilidade ao conjunto e evitava vazamentos do material (Fig. 2B e C). Durante a inclusão, foi tomado o cuidado de manter a superfície oclusal dos dentes paralela à base do cilindro (Fig. 2D). Após 4 horas da inclusão (Fig. 2E e F), os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais com o auxílio de fórceps e limpos com jato de bicarbonato e água, removendo, assim, qualquer resquício de cera nos dentes e nos alvéolos artificiais (Fig. 3A e B). O material de moldagem IMPREGUM F foi inserido no alvéolo e seu respectivo dente introduzido sob pressão digital até que a marcação de 2 *mm* do limite amelo-cementário coincidissem com a base do cilindro (Fig. 3C). Após a polimerização, os excessos do material foram removidos com lâmina de bisturi número 11, e os corpos de prova assim constituídos foram armazenados em água destilada sob refrigeração (Fig. 3D).

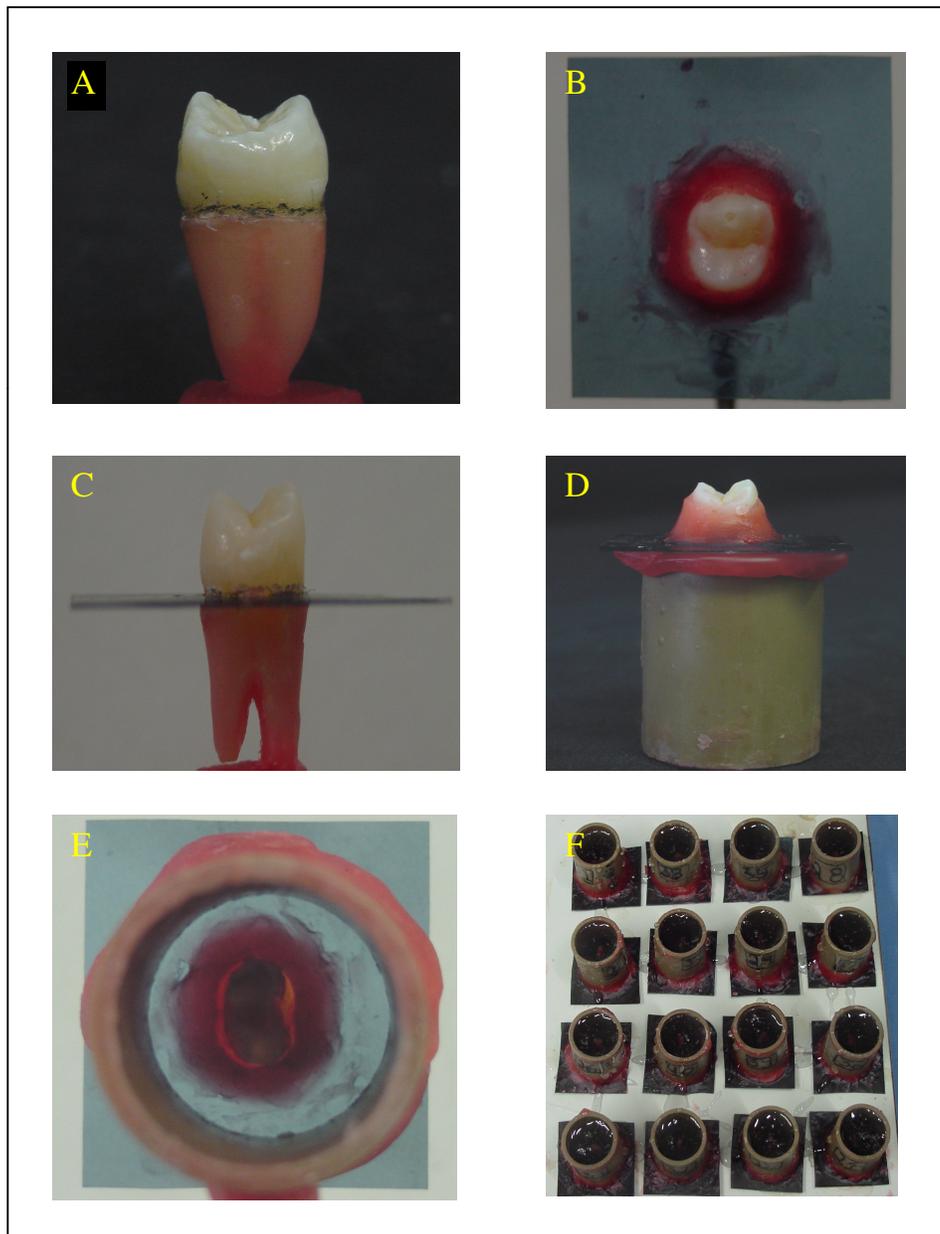


Figura 2. Procedimentos para a inclusão do dente.

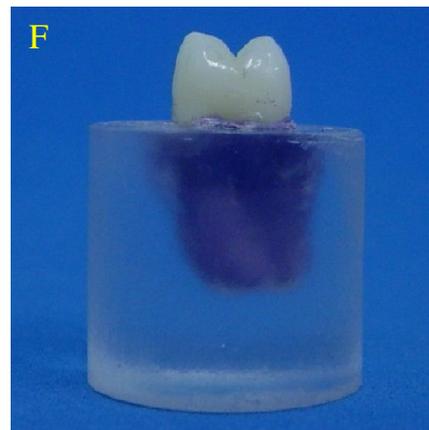
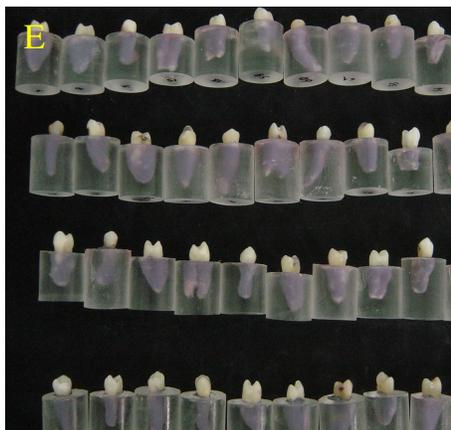
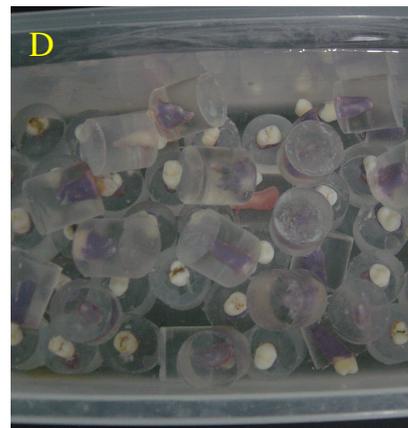
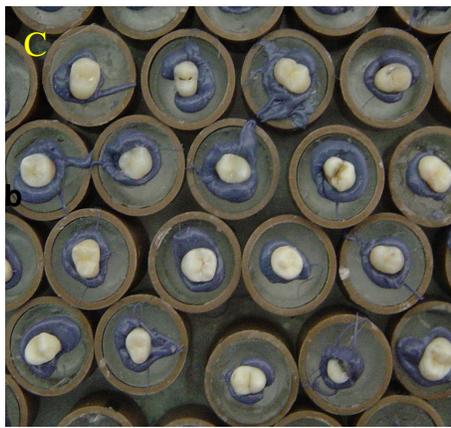


Figura 3. Procedimentos para a simulação do ligamento periodontal.

4.3.3 Mensuração e randomização dos corpos-de-prova

Para dar seqüência ao trabalho, os 70 corpos-de-prova foram lixados na sua base através do aparelho Politriz APL-2 (Fig. 4), deixando, assim, sua base lisa e sem básculas (Fig. 3F). Com uma caneta de retroprojeto, os corpos-de-prova foram numerados de 1 até 70 (Fig. 3E). De posse de um paquímetro digital, foram medidas as seguintes grandezas: distância vestibulo-lingual, distância mesio-distal e distância intercuspídea (Fig. 5). Esses dados foram obtidos em *mm* e podem ser encontrados no anexo página 141. Para cada corpo-de-prova individualizado, obtivemos o cálculo de sua área e, assim, formamos um grande grupo constituído por dentes que obtiveram valores próximos da média geral, com variações de até 10% para mais ou para menos e dois pequenos grupos constituídos por dentes com valores de área acima dos 10% e valores de área abaixo dos 10%, respectivamente. De posse dessas informações, dividimos aleatoriamente esses três grupos de maneira proporcional, constituindo, assim, sete grupos de 10 corpos-de-prova cada um.

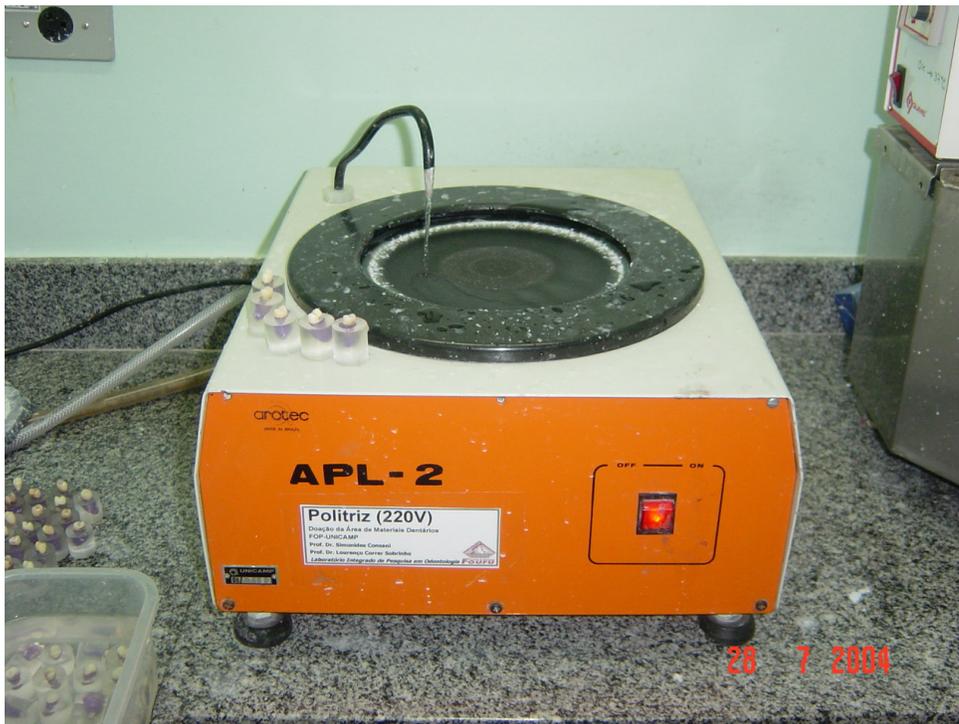


Figura 4. Aparelho Politriz APL-2.

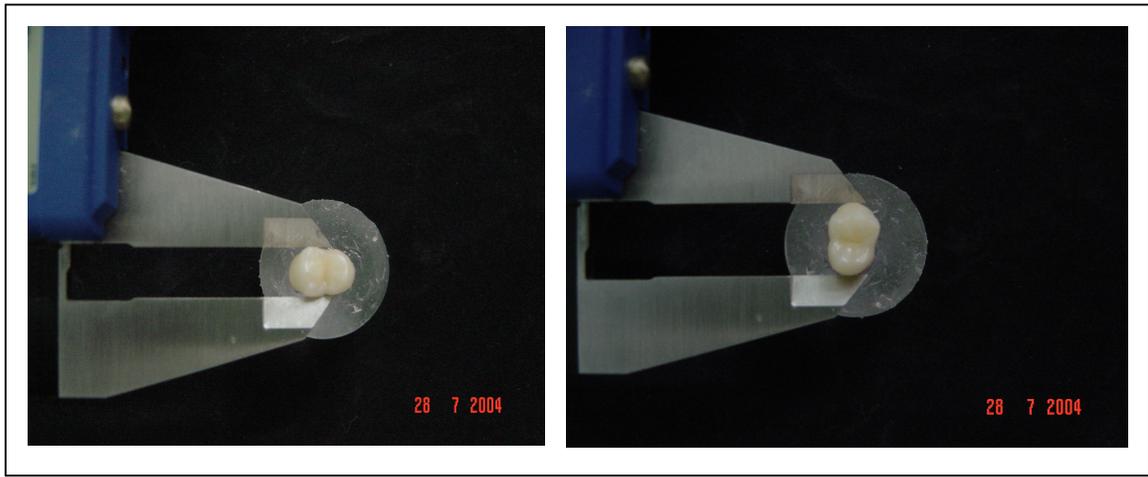


Figura 5. Mensuração dos comprimentos M-D e V-L com paquímetro digital.

4.3.4 Características dos grupos experimentais

Os 70 corpos-de-prova constituídos foram divididos aleatoriamente em 7 grupos de 10 dentes assim denominados e estabelecidos:

- **Grupo I:** dentes hígidos, sem preparo cavitário (grupo controle). É constituído pelos seguintes corpos-de-prova: 18, 29, 38, 42, 43, 46, 50, 56, 64 e 68.
- **Grupo II:** dentes com preparos classe I e não-restaurados. É constituído pelos seguintes corpos-de-prova: 6, 9, 21, 25, 26, 28, 37, 45, 49 e 54.
- **Grupo III:** dentes com preparos classe II simples (envolvimento de uma crista marginal) e não-restaurados. É constituído pelos seguintes corpos-de-prova: 5, 8, 15, 17, 20, 29, 32, 51, 53 e 60.
- **Grupo IV:** dentes com preparos classe II composta (envolvimento das duas cristas marginais) e não-restaurados. É constituído pelos seguintes corpos-de-prova: 7, 24, 31, 33, 36, 47, 58, 59, 65 e 70.
- **Grupo V:** dentes com preparos classe I e restaurados com resina composta fotoativada de uso direto (Z250 3M-ESPE). É constituído pelos seguintes corpos-de-prova: 1, 4, 13, 16, 23, 27, 34, 35, 41 e 63.
- **Grupo VI:** dentes com preparos classe II simples (envolvimento de uma crista marginal) e restaurados com resina composta fotoativada de uso direto (Z250 3M-ESPE). É constituído pelos seguintes corpos-de-prova: 11, 14, 30, 39, 40, 44, 48, 52, 67 e 69.
- **Grupo VII:** dentes com preparos classe II complexos (envolvimento das duas cristas marginais) e restaurados com resina composta fotoativada de uso direto (Z250 3M-ESPE). É constituído pelos seguintes corpos-de-prova: 2, 3, 10, 12, 19, 22, 55, 57, 61 e 66.

4.3.5 Realização dos preparos cavitários

Para a confecção dos preparos cavitários, foi utilizada a ponta diamantada de número 1151 (KG Sorensen), desprezadas após 5 preparos cavitários (SOARES, 2003). Essas pontas foram posicionadas perpendicularmente aos dentes com o auxílio de um aparelho padronizador de desgaste de posse da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (Fig. 6A). Esse aparelho permitiu confeccionarmos preparos individualizados, mantendo a proporção dos mesmos, independente do tamanho da coroa dentária do corpo-de-prova em questão (Fig. 6B).

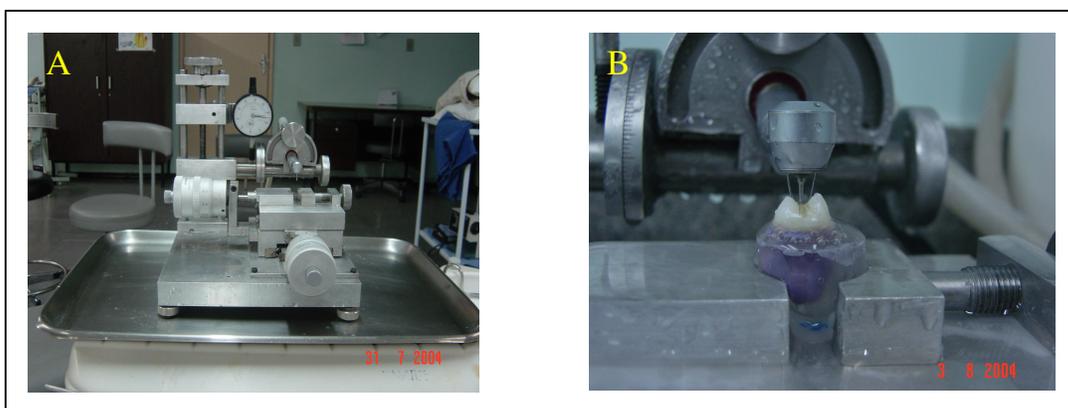


Figura 6. Padronização dos preparos cavitários.

Os preparos dentários seguiram a seguinte conformação:

Cavidade de classe I: extensão vestibulo-lingual da caixa oclusal equivalente a metade da distância intercuspídea, paredes circundantes levemente retentivas, ângulos internos arredondados e profundidade de, aproximadamente, 1,5 mm em relação ao centro da superfície oclusal. Para questões de padronização em relação à extensão méso-distal dos preparos, preconizamos que cada crista marginal deveria ter 20% do comprimento, totalizando o preparo propriamente dito 60% da extensão acima referida (Fig. 7A e B).

Cavidade classe II simples: extensão vestibulo-lingual da caixa oclusal equivalente a metade da distância intercuspídea, paredes circundantes levemente retentivas, ângulos internos arredondados e profundidade de 1,5 *mm* em relação ao centro da superfície oclusal. Essas cavidades foram padronizadas com o rompimento da crista marginal sempre ocorrendo na porção distal. A crista marginal mesial foi mantida com 20% do comprimento total no sentido mesio-distal. Na caixa proximal, temos paredes vestibular e lingual levemente divergentes para oclusal, ângulo cavo-superficial nítido e sem bisel, ângulos internos arredondados e profundidade de 3,0 *mm*. Na parede gengival, temos, aproximadamente, 2,0 *mm* de espessura no sentido próximo-proximal (Fig. 7C e D).

Cavidade classe II composta (MOD): extensão vestibulo-lingual da caixa oclusal equivalente a $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea e profundidade de 1,5 *mm* a partir do centro da superfície oclusal. Nas caixas proximais, temos paredes vestibular e lingual levemente convergentes para oclusal, ângulo cavo-superficial nítido e sem bisel, ângulos internos arredondados e profundidade de 3,0 *mm*. Nas paredes gengivais, temos, aproximadamente 2,0 *mm* de espessura no sentido próximo-proximal (Fig. 7E e F).

Observação: os valores referentes a metade da distância intercuspídea, espessura das cristas marginais e comprimento mesio-distal das cavidades encontram-se descritos em anexos nas páginas 143,144 e 145.

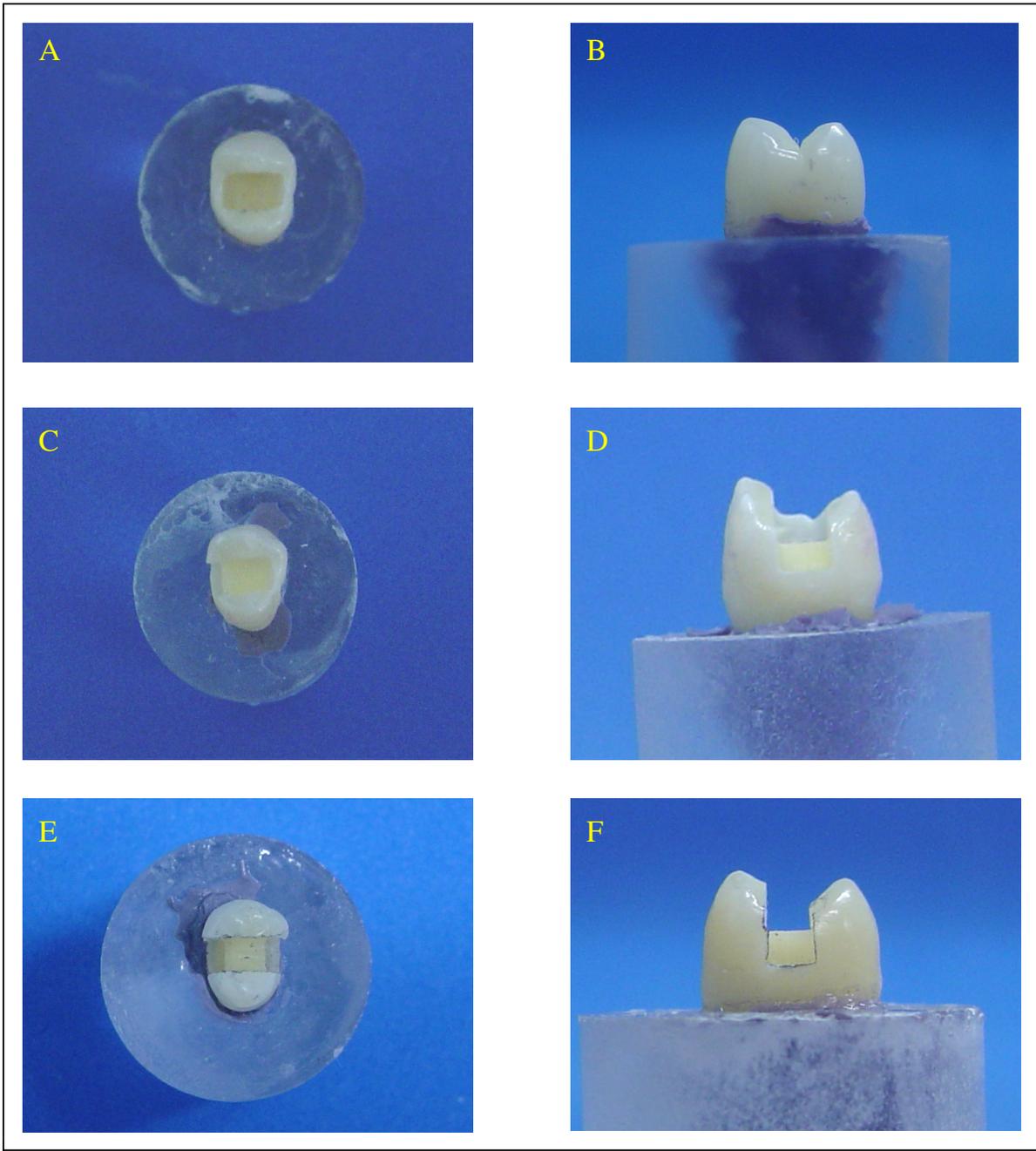


Figura 7. Corpos de prova e seus respectivos preparos cavitários.

4.3.6 Realização das restaurações de resina composta fotoativada de uso direto

Para a confecção das restaurações de resina composta nos dentes que compõem os grupos V, VI e VII, utilizamos a técnica da inserção incremental, técnica descrita a seguir:

Condicionamento ácido: o condicionamento ácido foi realizado com ácido fosfórico a 37%, em gel (3M - Espe), durante 15 segundos, seguido por lavagem com jato de água da seringa tríplice durante 30 segundos. A secagem das cavidades foi feita com o uso de papel absorvente, removendo os excessos, porém, deixando uma superfície de dentina úmida (BUSATO, HERNANDEZ e MACEDO, 2002).

Aplicação do adesivo: foram aplicadas nas cavidades duas camadas do sistema adesivo Single Bond (3M - Espe) com pincel adaptado ao tamanho das mesmas, até se observar uma superfície uniforme e brilhante. Foi realizada uma leve secagem com jato de ar durante 10 segundos, aguardando mais 20 segundos para a completa evaporação do solvente. O adesivo foi polimerizado por 20 segundos, a uma distância menor que 5 *mm*, com um aparelho fotopolimerizador (3M).

Restauração de resina composta: as restaurações foram realizadas através da técnica de inserção transversal de incrementos de aproximadamente 2 *mm* (POLLACK, 1988). Após a inserção de um incremento sempre foi realizada a sua fotopolimerização por 20 segundos até que a cavidade estivesse preenchida da maneira completa. Nos grupos VI e VII, utilizamos matrizes de poliéster para auxiliar a adaptação e o formato das restaurações nas caixas proximais. Para a inserção da resina composta, utilizamos a espátula Thompson, e, para a correta polimerização, usamos um aparelho fotopolimerizador (3M) com intensidade de luz de 300 *mw/cm²*, aferido com radiômetro antes de cada polimerização.

Acabamento imediato: os excessos foram removidos com lâmina de bisturi número 15, do centro das restaurações para as margens das mesmas.

Polimento: o polimento foi realizado com discos Sof-lex XT *pop-on* (3M), iniciando com o disco de granulação média, depois fina e, por último, o disco de granulação ultrafina. Esse polimento foi realizado conforme as instruções do fabricante, ou seja, do centro das restaurações para as suas margens.

4.3.7. Ensaio Mecânico de Resistência à Compressão

Após o término das restaurações, os corpos de prova foram submetidos a um teste de compressão em uma máquina de ensaio universal (EMIC – Uberlândia, Brasil). O contato da esfera de 6,0 mm de diâmetro foi ajustado para que ocorresse o toque simultâneo nas vertentes internas das cúspides vestibular e lingual. O carregamento axial de compressão foi aplicado com uma velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a fratura da amostra. Os valores foram obtidos em quilograma força (Kgf) e as amostras armazenadas em frascos com água destilada para a análise do padrão de fratura de cada espécime.



Figura 8. Máquina de ensaio universal EMIC 500 DL.

4.3.8. Classificação do Padrão de fratura (adaptado de Soares, 2004)

No corrente trabalho, classificamos as fraturas da seguinte maneira:

- Tipo I – fratura de pequena porção da estrutura dentária (Fig. 9A).
- Tipo II – fratura de porção de tecido dentário até metade da cúspide envolvida (Fig. 9B).
- Tipo III – fratura de porção de tecido dentário com mais da metade da cúspide envolvida (Fig. 9C).
- Tipo IV – fratura total da coroa sem envolvimento do espaço biológico (Fig. 9D).
- Tipo V – fratura total da coroa com envolvimento do espaço biológico (Fig. 9E).

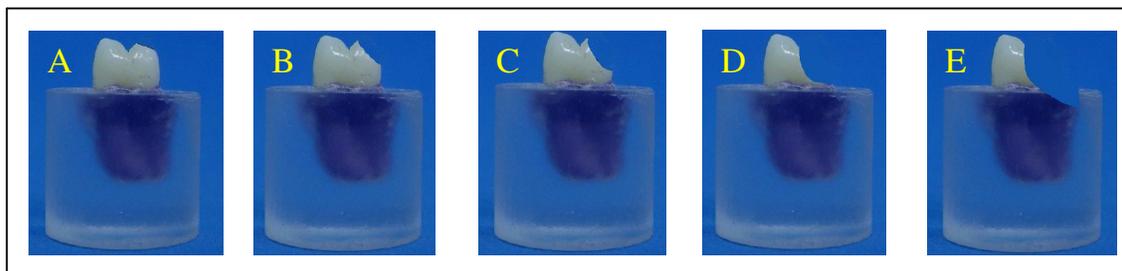


Figura 9. Padrões de fratura dentária após o ensaio mecânico de compressão.

4.4. Análise por Método Fotoelástico

O método da fotoelasticidade baseia-se na propriedade de determinados materiais transparentes que, quando observados através de uma luz polarizada, exibem diversos padrões de cores. Este efeito é resultante da refração que a luz polarizada sofre quando em contato com as deformações internas resultantes do estado de tensões presente no modelo.

Ao realizarmos a análise de tensões fotoelástica, podemos interpretar seus resultados de duas maneiras: uma análise qualitativa na qual, através da observação dos efeitos ópticos no modelo, estudamos as concentrações das tensões em determinados pontos e uma análise quantitativa em que são determinados valores numéricos para as tensões principais resultantes no modelo. No presente estudo, optamos pela análise qualitativa voltada para as variações da distribuição das tensões/deformações frente às diferentes configurações de preparo cavitário em conjunto, ou não, com o material restaurador.

Ao observarmos um material fotoelástico sofrendo forças sob a luz polarizada, o resultado dessas tensões é apresentado no modelo através de franjas coloridas. Com a mudança das propriedades ópticas do material que é diretamente proporcional às tensões desenvolvidas, ele se torna birrefringente, uma onda de luz divide-se em dois feixes, cada um vibrando ao longo da direção da tensão principal e com diferentes velocidades. Para uma correta análise, utilizamos um polariscópio, aparelho que permite estabelecer o plano da vibração e a direção das tensões principais, bem como a diferença entre as duas componentes de tensões principais, realizando, assim, a análise da distribuição das tensões.

No presente trabalho, criamos modelos fotoelásticos similares aos dentes pré-molares superiores (KUROE,2000) com suas diferentes configurações de preparos cavitário e observamos como esses modelos

reagiram, quando em condições de carregamento semelhantes às do ensaio mecânico de fratura já observados nessa pesquisa.

4.4.1. Confeção dos Modelos

4.4.1.1 Confeção das matrizes de silicona

Um dente pré-molar superior hígido, livre de trincas e desgastes, foi selecionado para servir de modelo, tanto para o ensaio fotoelástico, quanto para o método dos elementos finitos. Para facilitar as análises, o dente escolhido possuía somente uma raiz fusionada. Esse dente foi seccionado com discos de carborundum e, em seguida, foi realizado o lixamento para remover arestas e confeccionar um correto polimento, gerando, assim, um corte longitudinal uniforme do órgão dental (Fig. 10A).

Em seguida, o dente seccionado foi colado em um azulejo, isolado com vaselina sólida, e uma pequena muralha de cera 7 foi confeccionada ao seu redor. Após a cera vedada, foi vazada a borracha siliconada AEROJET que é extremamente fluida (Fig. 10B). Após 24 horas, houve a remoção da cera 7 e do dente seccionado, tendo assim pronta a matriz de silicona do dente hígido (Fig. 10C).

Para a confeção dos outros modelos, criamos, a partir da matriz do dente hígido, mais três réplicas em resina composta fotoativada (Fig. 10D, E e F). Essas réplicas em resina composta foram preparadas no aparelho padronizador de preparos, seguindo as mesmas condições de configuração dos preparos usados durante o ensaio mecânico de compressão. Com os preparos realizados, seguimos o mesmo padrão de inclusão citado anteriormente para a confeção das matrizes representativas para os dentes com preparos classe I, classe II DO e classe II MOD.

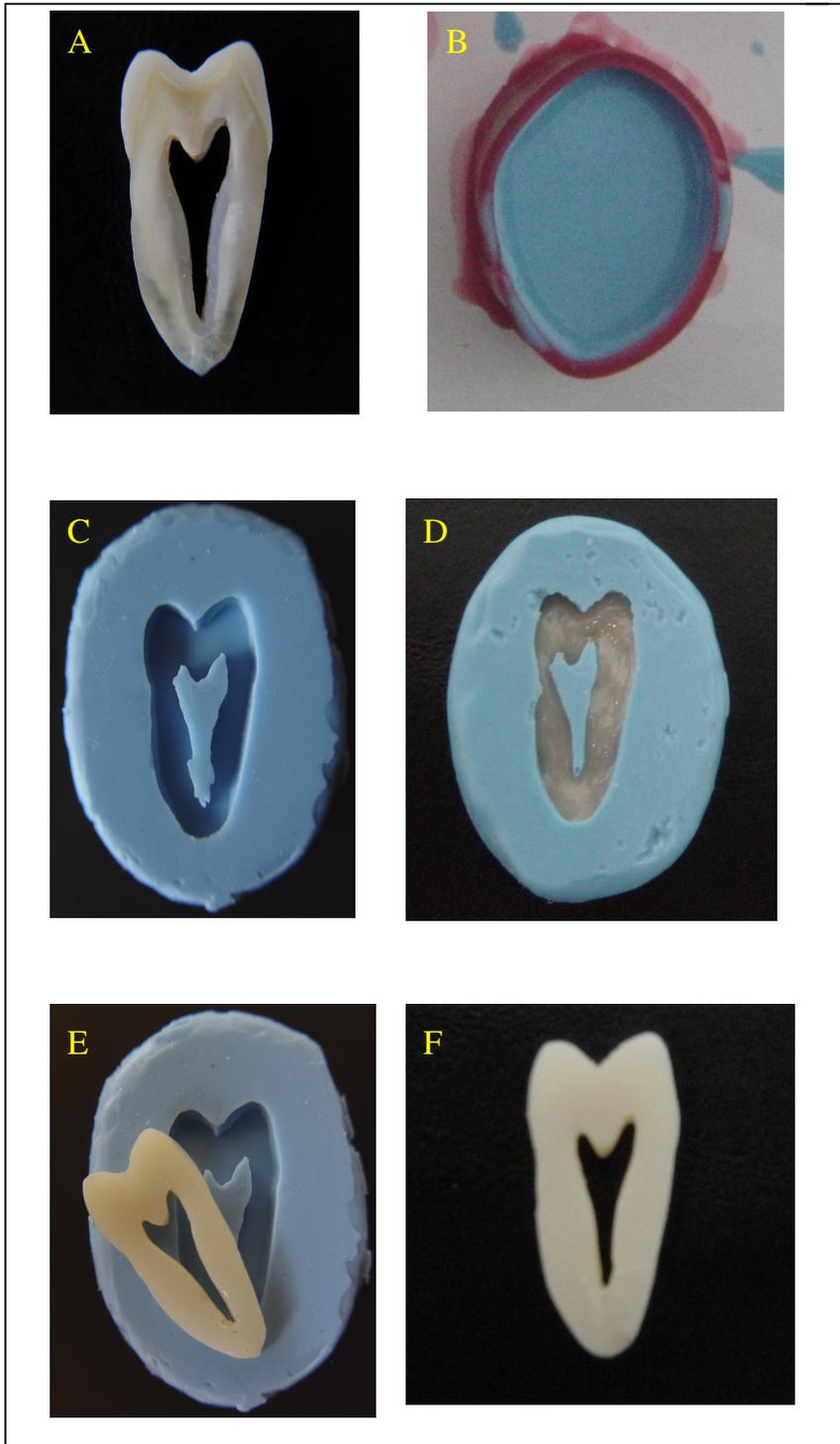


Figura 10. Confeção da matriz de silicona do dente hígido e réplica do dente hígido em resina composta fotoativada.

4.4.1.2 Confeção dos modelos fotoelásticos

A partir das matrizes representativas dos diferentes preparos cavitários (Fig. 11A), procedemos a manipulação da resina fotoelástica (Fig. 11B), que apresenta grande fluidez. Após o vazamento da mesma nas matrizes (Fig. 11C), houve uma espera de 24 horas para a remoção dos modelos (Fig. 11D e E) e posterior acabamento com lâminas de bisturi número 15.

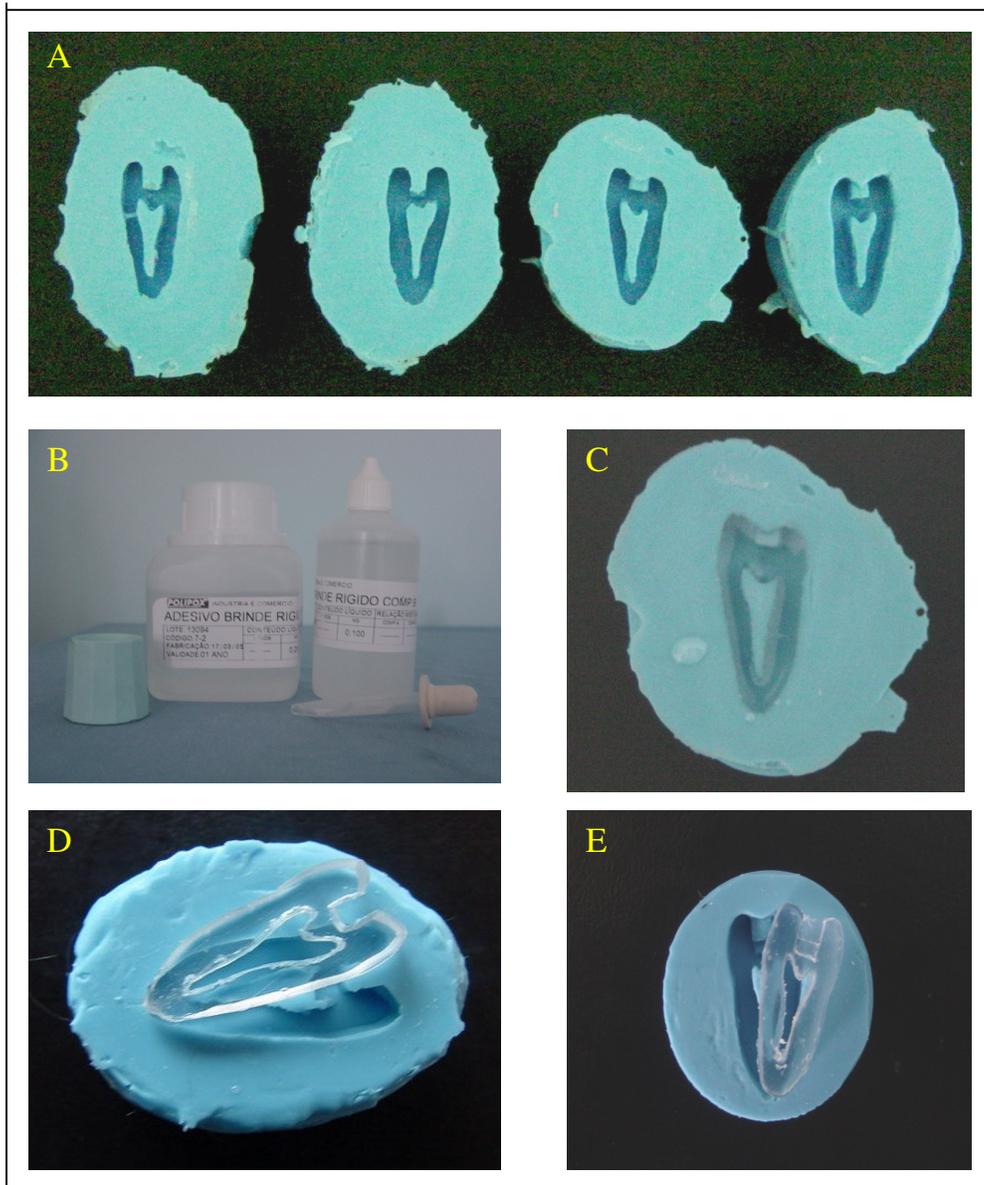


Figura 11. Confeção dos modelos fotoelásticos.

4.4.2. Confeção do periodonto de inserção simulado

Assim como foi feito no ensaio mecânico de compressão, simulamos o periodonto de inserção através da confecção de uma matriz de silicone de adição com um leve espessamento, realizado com cera 7 no modelo fotoelástico do dente hígido. A partir dessa matriz, confeccionamos em resina de poliestireno um anteparo que simula o osso alveolar (Fig. 12A). Para a simulação do ligamento periodontal utilizamos o material de moldagem IMPREGUM F(3M-ESPE) e seu adesivo (Fig. 12B).

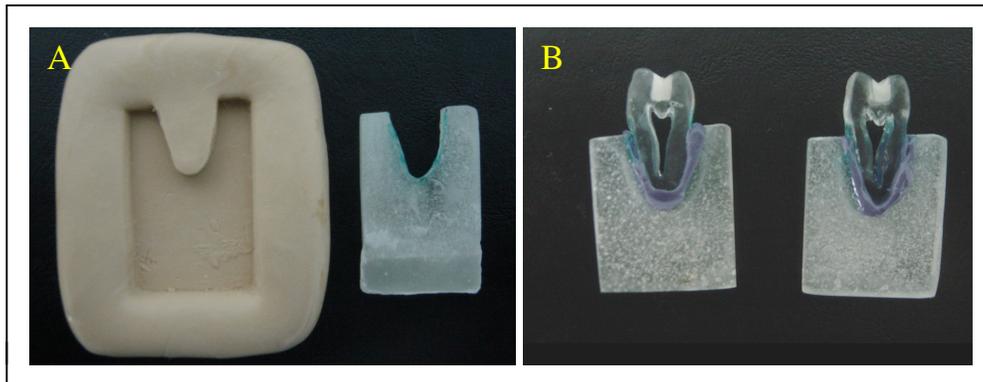


Figura 12. Procedimentos para a confecção do periodonto simulado.

4.4.3. Confeção das restaurações de resina composta

Com os modelos fotoelásticos prontos, demos prosseguimento às restaurações de resina composta direta Z-250 (3M-ESPE), seguindo os mesmos padrões já vistos no ensaio mecânico de compressão.

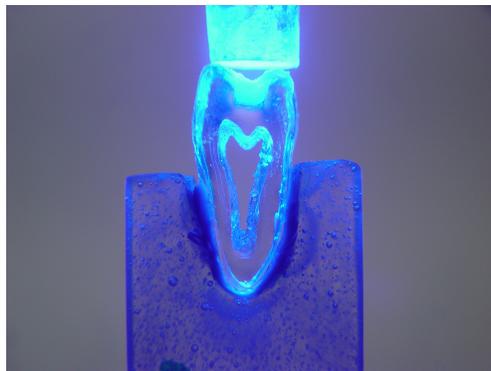


Figura 13. Polimerização da resina composta fotoativada.

4.4.5. Análise através da luz polarizada

De posse dos modelos fotoelásticos representativos dos sete grupos de pesquisa (Fig. 14A), cada conjunto foi posicionado na máquina de ensaio universal EMIC 500 DL, juntamente com o polariscópio circular e uma fonte luminosa posicionada na parte traseira da máquina (Fig. 14B). Foi aplicado um carregamento oclusal de 30 N, através do contato do cilindro de 6 mm na vertente interna das cúspides dos modelos fotoelásticos (Fig. 14C). O carregamento oclusal foi analisado pelo polariscópio circular (Fig. 14D), e o registro das imagens feito por uma câmara fotográfica digital SONY CYBERSHOT de 5.0 mega *pixels*.

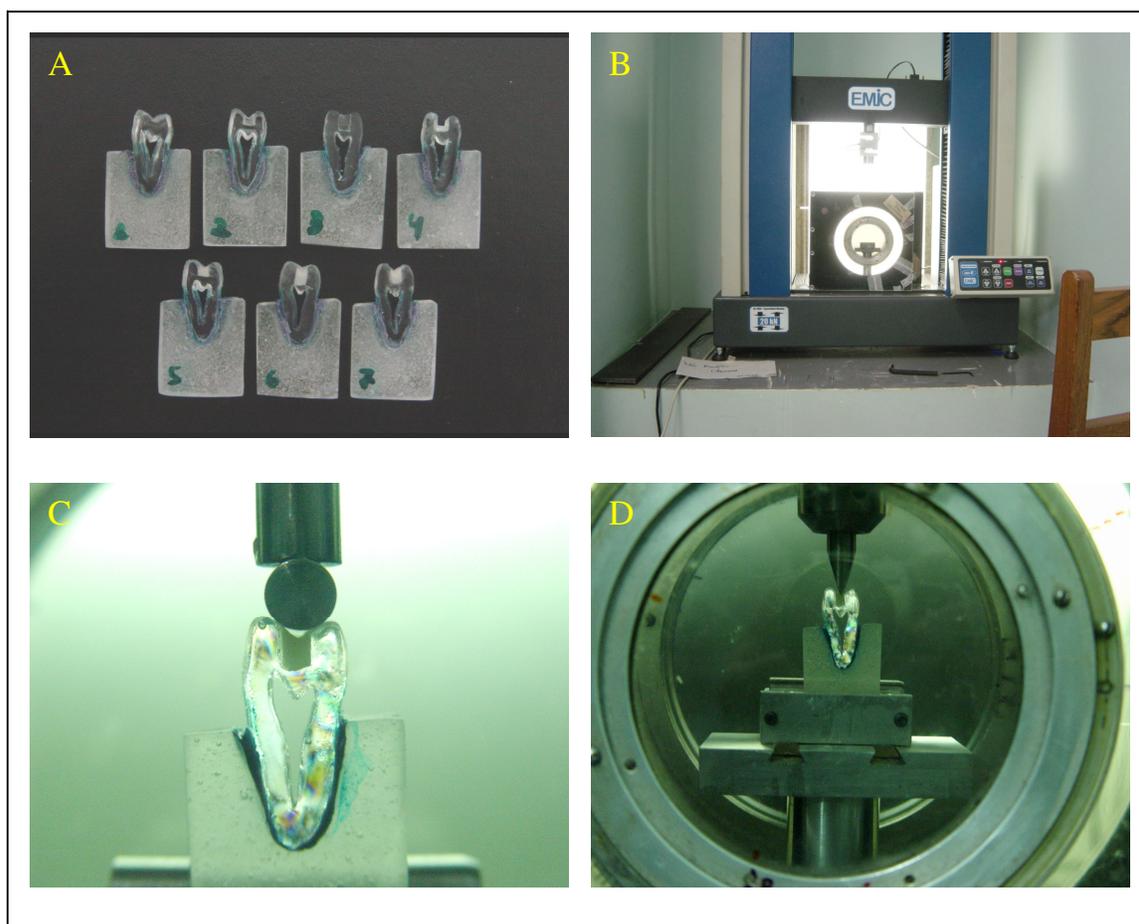


Figura 14. Carregamento oclusal e análise do estado de tensão/deformação do modelo fotoelástico.

4.5. Análise por Método de Elementos Finitos

O método dos elementos finitos é uma técnica pela qual pode ser recriado matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado. Em outras palavras, o protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Esse método faz uso de computador para resolver grande número de equações matemáticas, as quais simulam as propriedades físicas da estrutura a ser analisada (ROCHA, 2000).

O método possui duas características especiais: os elementos finitos e as funções de interpolação. Os elementos finitos são subdivisões do modelo, pequenas o suficiente para tornar viáveis as abordagens analíticas em cada um desses elementos e a combinação dos seus efeitos. Tais elementos são montados de modo que estruturam uma forma determinada. Os elementos são interconectados por seus pontos nodais ou nós, que são os pontos de união entre os elementos. As funções de interpolação permitem, uma vez destinados os deslocamentos em cada nó, interpolar deslocamentos e calcular deformações e tensões em qualquer ponto da estrutura (ROCHA, 2000).

As propriedades dos materiais necessários para que o programa possa resolver o sistema de equações são:

- Módulo de Elasticidade “E”: relação existente entre o esforço específico e a alongação específica (unitária). Esse valor geralmente é obtido mediante ensaio físico de tração ou compressão. É basicamente o grau de elasticidade de um material. Isso quer dizer que, quando o módulo de elasticidade de um material for grande para uma força aplicada, a deformação linear do material será pequena (ROCHA, 2000).
- Coeficiente de Poisson: relação que existe, quando aplicada uma carga em um corpo, entre o sentido da aplicação da carga e a deformação do corpo no sentido contrário. Isso quer dizer que, quando se produz uma força ao longo do eixo X de um material,

produz-se também uma deformação nos eixos Y e Z (ROCHA, 2000).

4.5.1 Definição da Geometria do Modelo Experimental

Para referenciar a determinação do modelo de análise, usamos uma imagem fotográfica digital de um pré-molar superior desgastado na politriz APL-2 (ver fig.4) com lixas de granulação fina no sentido vestibulo-lingual. Esse modelo foi usado tanto para simular a anatomia do dente hígido quanto para os modelos com cavidades não-restauradas ou restauradas com resina composta fotoativada de uso direto. Para construir o modelo geométrico foi, primeiramente, realizado o sobrecontorno das estruturas dentárias com ferramentas próprias do software Microsoft Office Powerpoint for Windows 2003 (Fig. 15). Essa imagem foi passada para o software Matlab 6.0 onde recriamos as condições existentes no ensaio mecânico de compressão, confeccionando o periodonto de inserção simulado com o osso alveolar sendo substituído pela resina de poliestireno, e o ligamento periodontal pelo material de moldagem IMPREGUM F 3M – Espe (Fig. 16). A análise de elementos finitos foi realizada no pacote comercial de elementos finitos Interactive ANSYS versão 6.1 (ANSYS Inc, USA) licenciado para o departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia – MG (SOARES, 2003).

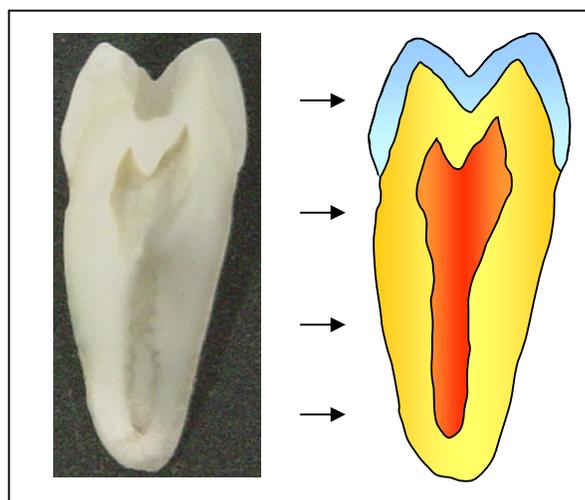


Figura 15. Imagem do dente confeccionada no Powerpoint.

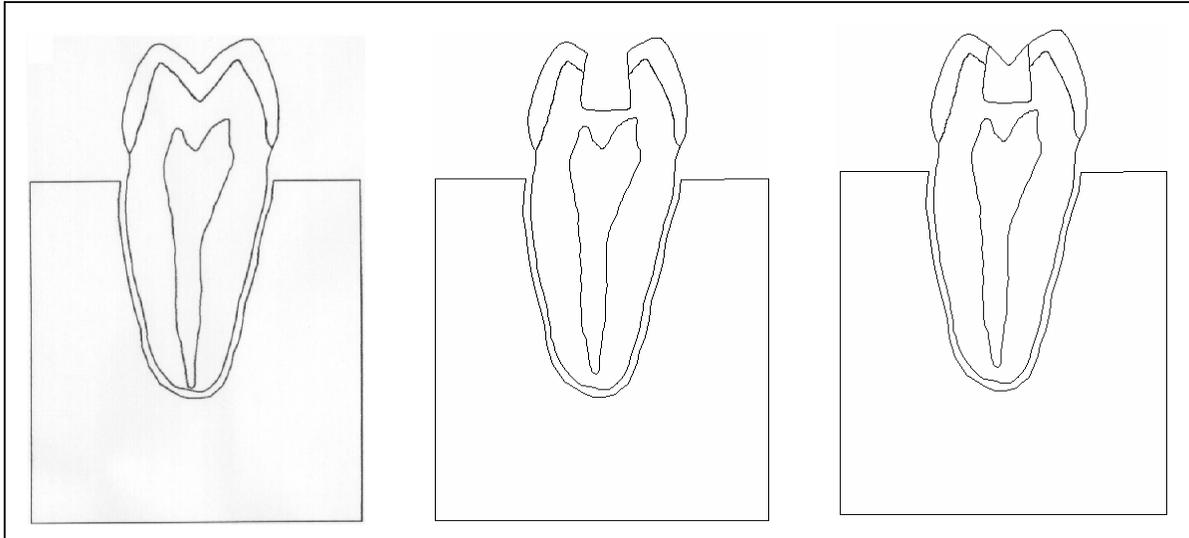


Figura 16. Imagens dos modelos geométricos no Mat Lab 6.0

4.5.2 Definição das Propriedades Mecânicas

A análise numérica utilizada nessa pesquisa foi a linear estática bidimensional na qual todos os materiais componentes dos modelos se comportam no regime elástico, sem deformações permanentes. Para trabalhar somente com duas propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), foram considerados os modelos isotrópicos, elásticos e contínuos. Os valores utilizados nessa pesquisa para o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson estão descritos na tabela 1.

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas dentais.

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Esmalte	46.800	0,30	WRIGTH, KW and YETTRAM, AL. J Prosthet Dent 1979; 42:411-6.
Dentina	18.600	0.30	JOSHI, S.; MUKHERJEE, A.; KHEUR, M.; MEHTA, A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. <i>Finite Elements in Analysis and Design</i> 2001; 37:587-601.
Polpa	0,003	0.45	FALLENSTEIN, G.T.; HULCE, VD; MELVIN, JW. Dynamic Mechanical Properties of Human Brain Tissue, J Biomech 2:217-226, 1969.
Impregum	0.0689	0.40	JOSHI, S.; MUKHERJEE, A.; KHEUR, M.; MEHTA, A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. <i>Finite Elements in Analysis and Design</i> 2001; 37:587-601.
Resina Poliestireno	13.700	0.30	JOSHI, S.; MUKHERJEE, A.; KHEUR, M.; MEHTA, A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. <i>Finite Elements in Analysis and Design</i> 2001; 37:587-601.
Resina Composta	16.600	0,30	Chung et al., <i>Biomaterials</i> , 2003

4.5.3 Malhagem do Modelo

O modelo geométrico foi dividido em número finito de elementos, interconectados por seus pontos nodais ou nós, os quais se encontram no sistema de coordenadas X , Y e Z. O conjunto resultante é chamado de malha. Esse passo foi executado, utilizando processo de malhagem automática livre, disponível no *software* ANSYS 6.1. Para a criação dessa malha, designamos previamente as propriedades dos materiais e/ou as estruturas anatômicas que a mesma representa (SOARES, 2003). O tipo de elemento usado na construção dos modelos foi o plane 182, tendo o modelo do dente hígido utilizado 11029 elementos, o modelo do dente preparado, 37321 elementos; e o modelo do dente restaurado com resina composta, 38258 elementos.

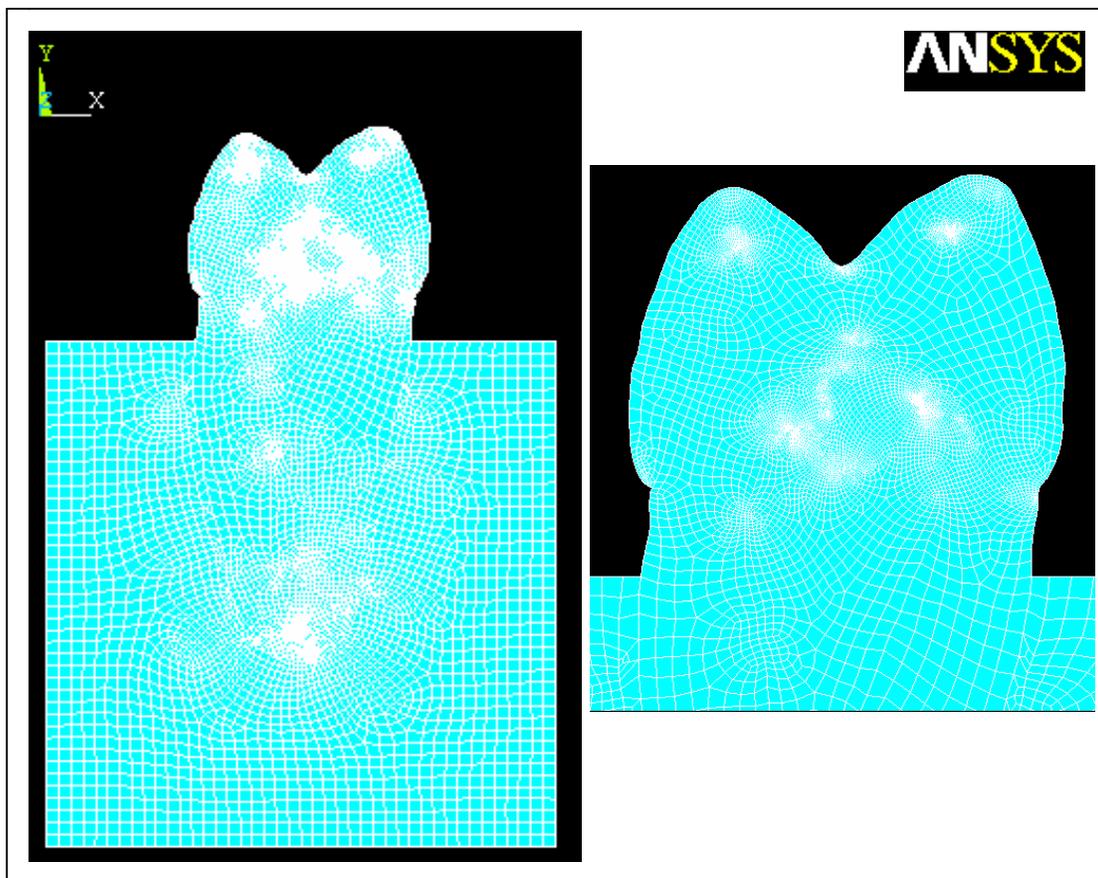


Figura 17. Malhagem dos modelos experimentais.

4.5.3 Condições de Contorno e Carregamento

A análise numérica de elementos finitos foi realizada, simulando o ensaio mecânico de compressão. Aplicou-se um carregamento de 90 N, distribuído em seis pontos, três em cada vertente triturante interna da superfície oclusal do dente.

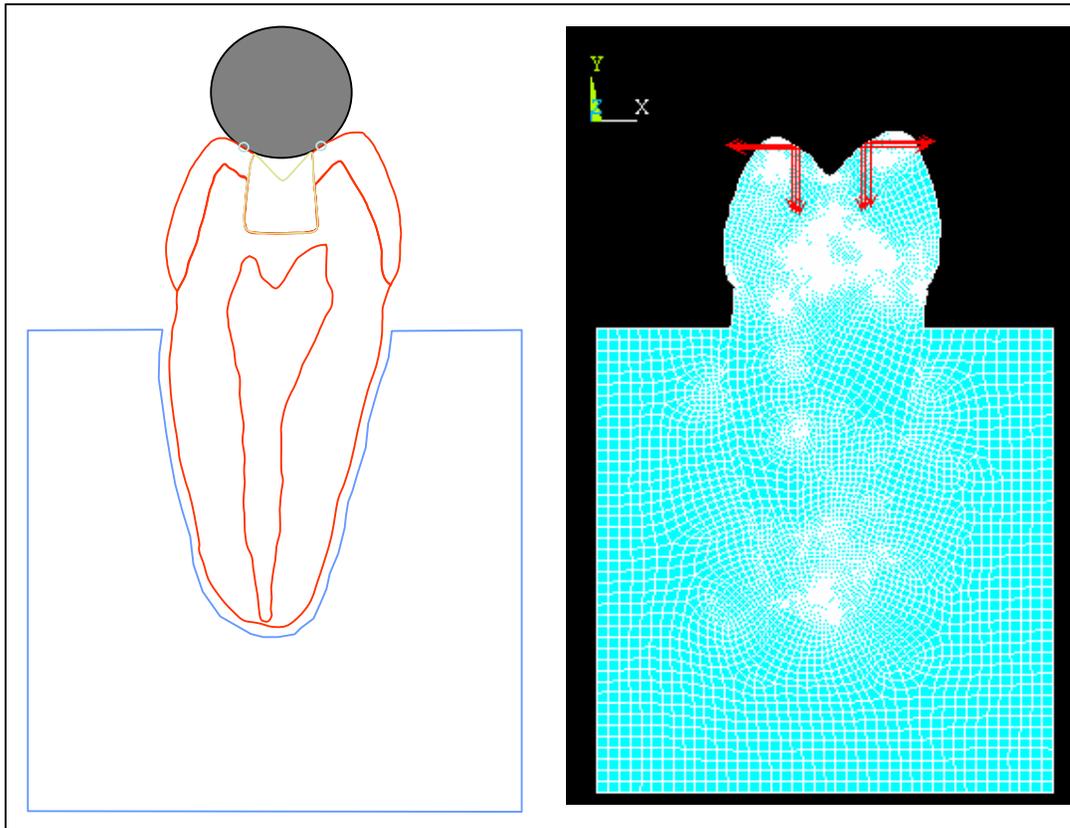


Figura 18. Simulação do carregamento oclusal no MEF.

4.5.4 Análise das Tensões no Método dos Elementos Finitos

A distribuição de tensões em um material é obtida indiretamente através da observação e da medida das deformações sofridas, quando sobre ele exercemos determinada força. Quando aplicamos determinada carga sobre um material, ele resiste com uma reação elástica chamada tensão. Em uma análise clássica de tensão-deformação, o método dos elementos finitos apresenta o resultado da análise de tensões em vários formatos:

- S_x : tensão normal na direção x .
- S_y : tensão normal na direção y .
- S_z : tensão de distorção ou cisalhante.
- S_e : tensão de Von Mises.

A capacidade operacional do programa permite analisar as tensões, tanto no modelo completo, como nas estruturas que o compõem isoladamente e em diversas posições de rotação ou translação. Permite também, através de cortes, a análise interna em qualquer ponto da estrutura após o carregamento.

Neste trabalho foi empregada a análise da tensão de *Von Mises* ao qual foi associado um único valor para o estado triaxial de tensões (S_x , S_y e S_z) viabilizando, assim, a análise do comportamento do campo de tensões, seguindo uma escala de cores correspondente ao grau de solitação daquela região do modelo, quando em carregamento (SOARES, 2003).

5. Resultados

5. Resultados

Os resultados foram apresentados em três divisões: 1 – ensaio mecânico de resistência à fratura, 2 – ensaio fotoelástico e 3 – método dos elementos finitos.

5.1 Ensaio Mecânico de Resistência à Fratura

Os valores obtidos para cada amostra e seu modo de fratura estão organizados em tabelas a seguir:

Tabela 2. Grupo I – dentes hígidos

Amostra	Dente	Kgf	Modo de Fratura
1	18	162,55	Tipo II
2	29	99,37	Tipo I
3	38	89,74	Tipo I
4	42	74,94	Tipo II
5	43	199,09	Tipo I
6	46	98,13	Tipo II
7	50	113,61	Tipo I
8	56	83,23	Tipo I
9	64	99,86	Tipo IV
10	68	93,56	Tipo II

O grupo de dentes hígidos apresentou resistência à fratura média de 111,4 *Kgf* com desvio padrão de + ou – 39,0 *Kgf*. O padrão de fratura foi predominantemente do tipo I e II, envolvendo pouco tecido dentário da coroa.

Tabela 3. Grupo II – dentes com preparos classe I

Amostra	Dente	Kgf	Modo de Fratura
1	6	116,10	Tipo V
2	9	61,93	Tipo V
3	21	68,30	Tipo II
4	25	111,15	Tipo IV
5	26	87,14	Tipo I
6	28	76,71	Tipo IV
7	37	80,95	Tipo V
8	45	98,06	Tipo V
9	49	55,91	Tipo V
10	54	49,51	Tipo II

O grupo de dentes com preparos classe I apresentou resistência à fratura média de 80,58 *Kgf* com desvio padrão de + ou – 22,69 *Kgf*. O padrão de fratura foi predominantemente do tipo IV e V, envolvendo comprometimentos severos da coroa dentária e envolvimento periodontal. Em torno de 30% dos casos, houve fraturas mais leves envolvendo porção coronária somente.

Tabela 4. Grupo III – dentes com preparos classe II simples

Amostra	Dente	Kgf	Modo de Fratura
1	5	78,54	Tipo IV
2	8	70,27	Tipo III
3	15	91,07	Tipo III
4	17	63,79	Tipo V
5	20	80,17	Tipo III
6	29	97,36	Tipo IV
7	32	46,68	Tipo V
8	51	74,91	Tipo V
9	53	47,94	Tipo II
10	60	142,62	Tipo II

O grupo de dentes com preparos classe II DO apresentou resistência à fratura média de 79,34 *Kgf* com desvio padrão de + ou – 27,62 *Kgf*. O padrão de fratura foi dividido meio a meio, sem predominância aparente de um tipo de fratura. Os padrões de fratura do tipo III e V possuem três ocorrências cada um. A tendência é fraturas mais amplas com comprometimentos severos da coroa dentária e envolvimento periodontal.

Tabela 5. Grupo IV – dentes com cavidades classe II complexas (MOD).

Amostra	Dente	Kgf	Modo de Fratura
1	7	52,97	Tipo III
2	24	33,30	Tipo I
3	31	51,33	Tipo II
4	33	66,00	Tipo V
5	36	57,80	Tipo V
6	47	66,62	Tipo II
7	58	51,40	Tipo I
8	59	78,37	Tipo V
9	65	44,72	Tipo V
10	70	110,34	Tipo V

O grupo de dentes com preparos classe II MOD apresentou resistência à fratura média de 61,29 *Kgf* com desvio padrão de + ou – 21,30 *Kgf*. O padrão de fratura teve predominância aparente do tipo V com 50% das ocorrências. Os padrões de fratura do tipo I e II aparecem duas vezes cada um. A tendência é fraturas mais amplas com comprometimentos severos da coroa dentária e envolvimento periodontal.

Tabela 6. Grupo V – dentes com cavidades classe I restauradas com resina composta (Z250 – 3M ESPE) de uso direto.

Amostra	Dente	Kgf	Modo de Fratura
1	1	123,18	Tipo V
2	4	48,11	Tipo V
3	13	72,12	Tipo V
4	16	180,15	Tipo IV
5	23	76,54	Tipo I
6	27	179,68	Tipo IV
7	34	102,83	Tipo III
8	35	51,5	Tipo V
9	41	84,41	Tipo V
10	63	128,78	Tipo IV

O grupo de dentes com preparos classe I, restaurados com resina composta de uso direto, apresentou resistência à fratura média de 104,7 *Kgf* com desvio padrão de + ou – 47,8 *Kgf*. O padrão de fratura teve predominância aparente do tipo IV e V com 80% das ocorrências. Os padrões de fratura do tipo I e III aparecem uma vez cada um. A tendência é fraturas mais amplas com comprometimentos severos da coroa dentária e envolvimento periodontal severo.

Tabela 7. Grupo VI – dentes com preparos classe II simples restaurados com resina composta (Z250 –3M ESPE) de uso direto.

Amostra	Dente	Kgf	Modo de Fratura
1	11	100,51	Tipo II
2	14	140,10	Tipo V
3	30	70,13	Tipo II
4	39	55,38	Tipo V
5	40	94,34	Tipo IV
6	44	43,48	Tipo V
7	48	137,16	Tipo V
8	52	102,49	Tipo IV
9	67	158,76	Tipo II
10	69	167,19	Tipo V

O grupo de dentes com preparos classe II DO, restaurados com resina composta de uso direto, apresentou resistência à fratura média de 107,0 *Kgf* com desvio padrão de + ou – 42,9 *Kgf*. O padrão de fratura teve predominância aparente do tipo IV e V com 70% das ocorrências. O padrão de fratura do tipo II aparece três vezes. A tendência é fraturas mais amplas com comprometimentos severos da coroa dentária e envolvimento periodontal severo.

Tabela 8. Grupo VII – dentes preparados com cavidades classe II complexas (MOD) e restaurados com resina composta (Z250 – 3M ESPE) de uso direto.

Amostra	Dente	Kgf	Modo de Fratura
1	2	56,50	Tipo IV
2	3	54,58	Tipo IV
3	10	44,58	Tipo II
4	12	55,14	Tipo V
5	19	74,79	Tipo III
6	22	108,54	Tipo V
7	55	122,07	Tipo V
8	57	132,99	Tipo IV
9	61	74,18	Tipo V
10	66	118,33	Tipo V

O grupo de dentes com preparos classe II MOD, restaurados com resina composta de uso direto apresentou resistência à fratura média de 84,2 *Kgf* com desvio padrão de + ou – 33,0 *Kgf*. O padrão de fratura teve predominância aparente do tipo IV e V com 80% das ocorrências. O padrão de fratura do tipo II e do tipo III aparece uma vez cada um. A tendência é fraturas mais amplas com comprometimentos severos da coroa dentária e envolvimento periodontal severo.

5.1.1. Análise Estatística dos valores obtidos no ensaio mecânico de compressão

Ao submetermos os dados ao teste de normalidade, foi observado que os valores não obedeciam uma distribuição normal e homogênea, sendo que o valor de $p < 0,05$. Os valores foram submetidos a uma transformação logarítmica e assim conseguimos valores com distribuição normal ($p > 0,05$). Em seguida, foi aplicado o teste *One-way ANOVA*, cruzando os dados com os grupos, obtendo valor de $p < 0,05$ caracterizando, assim, diferença estatística significativa entre os grupos.

Para identificar a diferença entre os grupos, foi aplicado o teste paramétrico de *Tukey* em nível de 5% de probabilidade, que evidenciou a melhora dos dentes preparados e restaurados com resina composta, não tendo diferença estatística entre esses grupos e o grupo controle, composto pelos dentes hígidos.

Tabela 9. – Valores médios de resistência à fratura, desvio padrão e distribuição por categorias estatísticas definida pelo teste de *Tukey*, envolvendo todos os grupos experimentais ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à Fratura	Desvio Padrão	Categoria Estatística
G1 – Hígidos	111,4	39,0	A
G6 – CII DO/R	107,0	42,9	AC
G5 – CI/R	104,7	47,8	AC
G7 – CII MOD/R	84,2	33,0	ACD
G2 – CI	80,58	22,69	ACD
G3 – CII DO	79,34	27,62	BC
G4 – CII MOD	61,29	21,3	BD

Resistência a Fratura

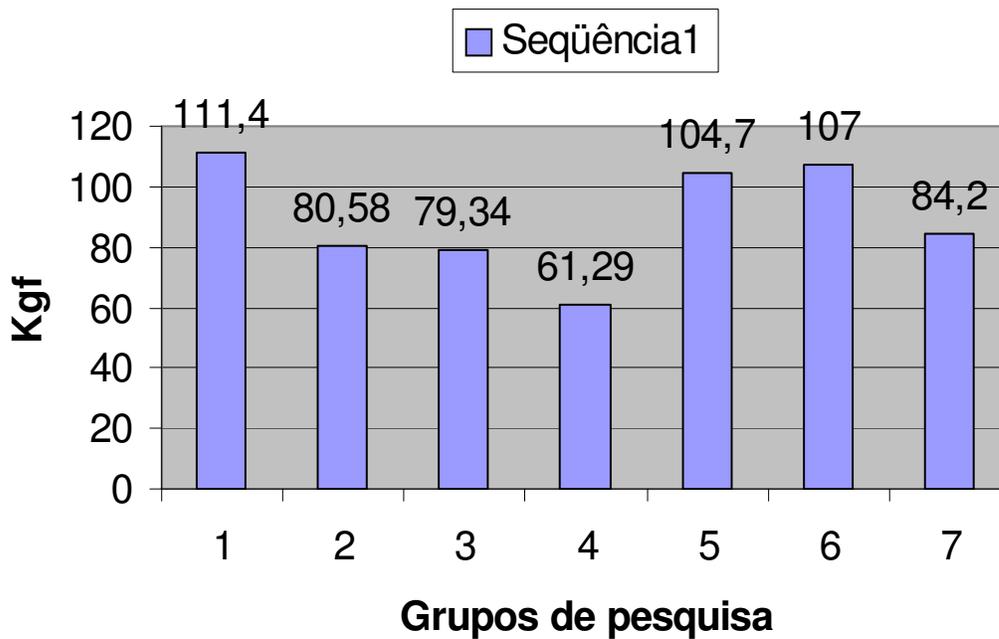


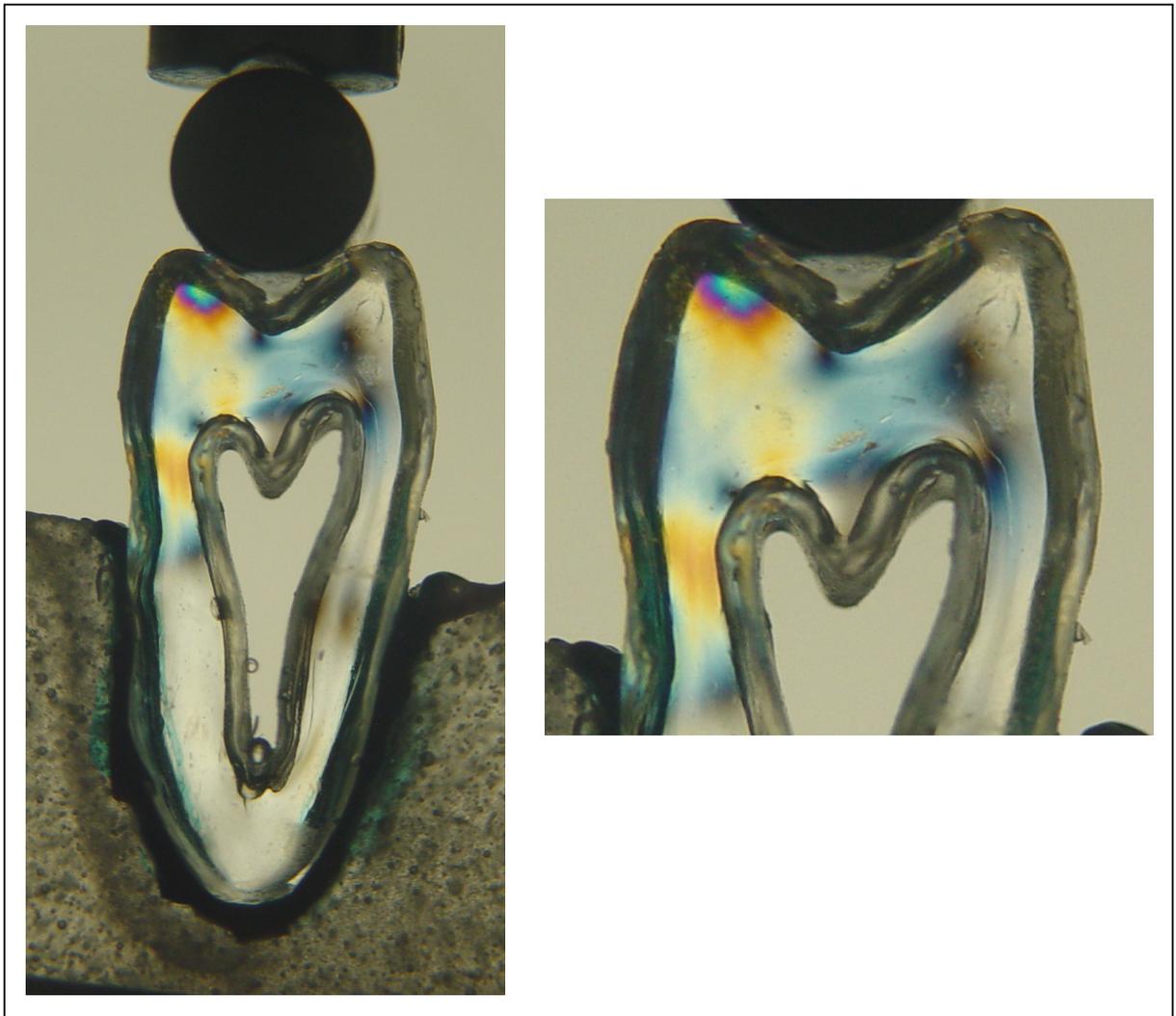
Figura 19. Gráfico de valores de resistência à fratura dos grupos experimentais.

O grupo I (dentes hígidos) apresentou os maiores valores de resistência à fratura, porém sem diferenças estatísticas em relação aos grupos 2,5,6 e 7. Nos grupos 3 e 4, houve diferenças estatísticas em relação ao grupo controle, enfatizando o fato de que grandes remoções de tecido dentário resultam na diminuição da resistência dos mesmos.

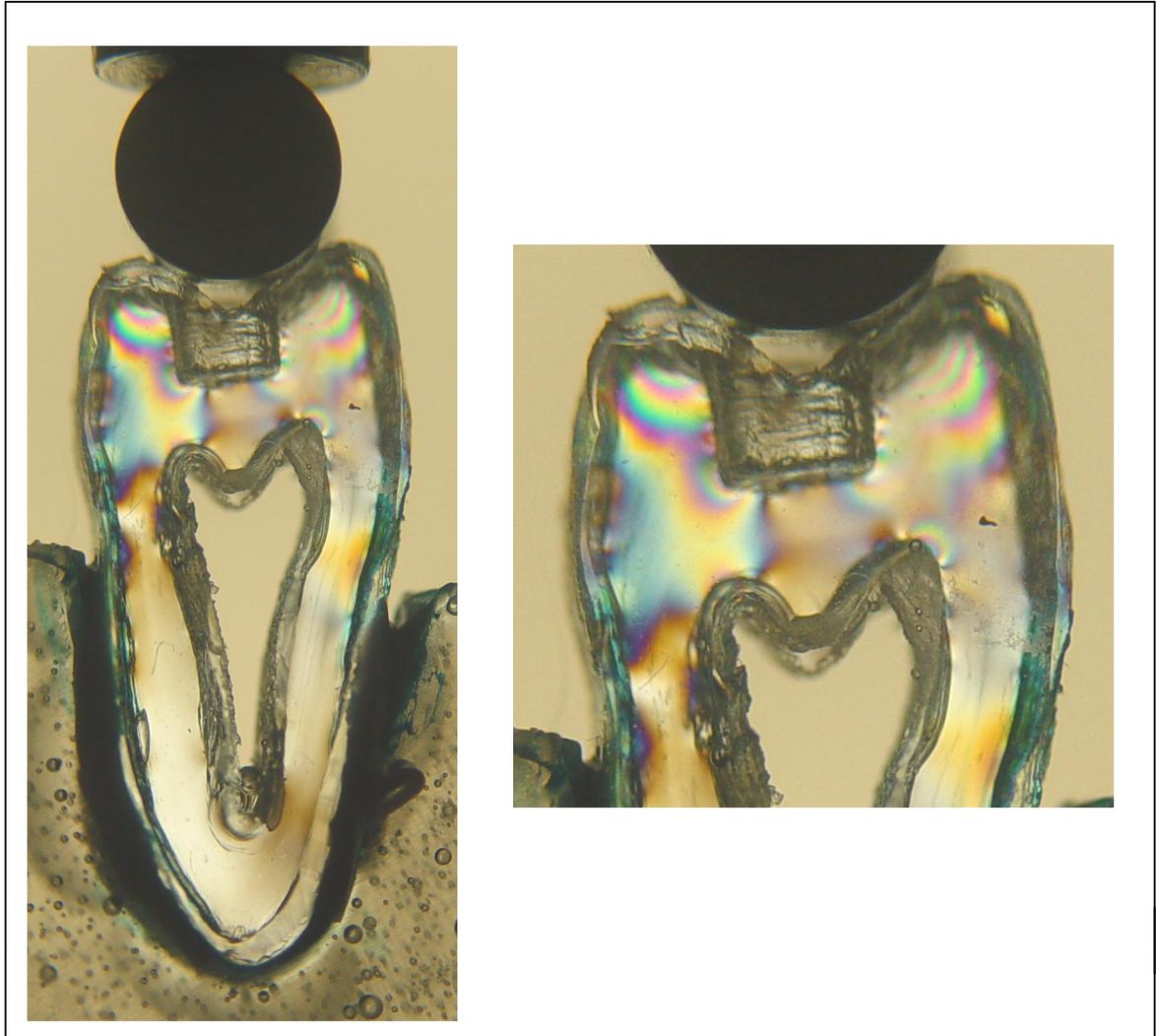
5.2. Resultados do Ensaio Fotoelástico

Os resultados do ensaio fotoelástico foram apresentados no formato de figuras, onde temos análise do modelo fotoelástico e imagem com ênfase na coroa do mesmo. No capítulo da discussão, haverá uma análise detalhada das diferentes ocorrências entre os diferentes modelos fotoelásticos.

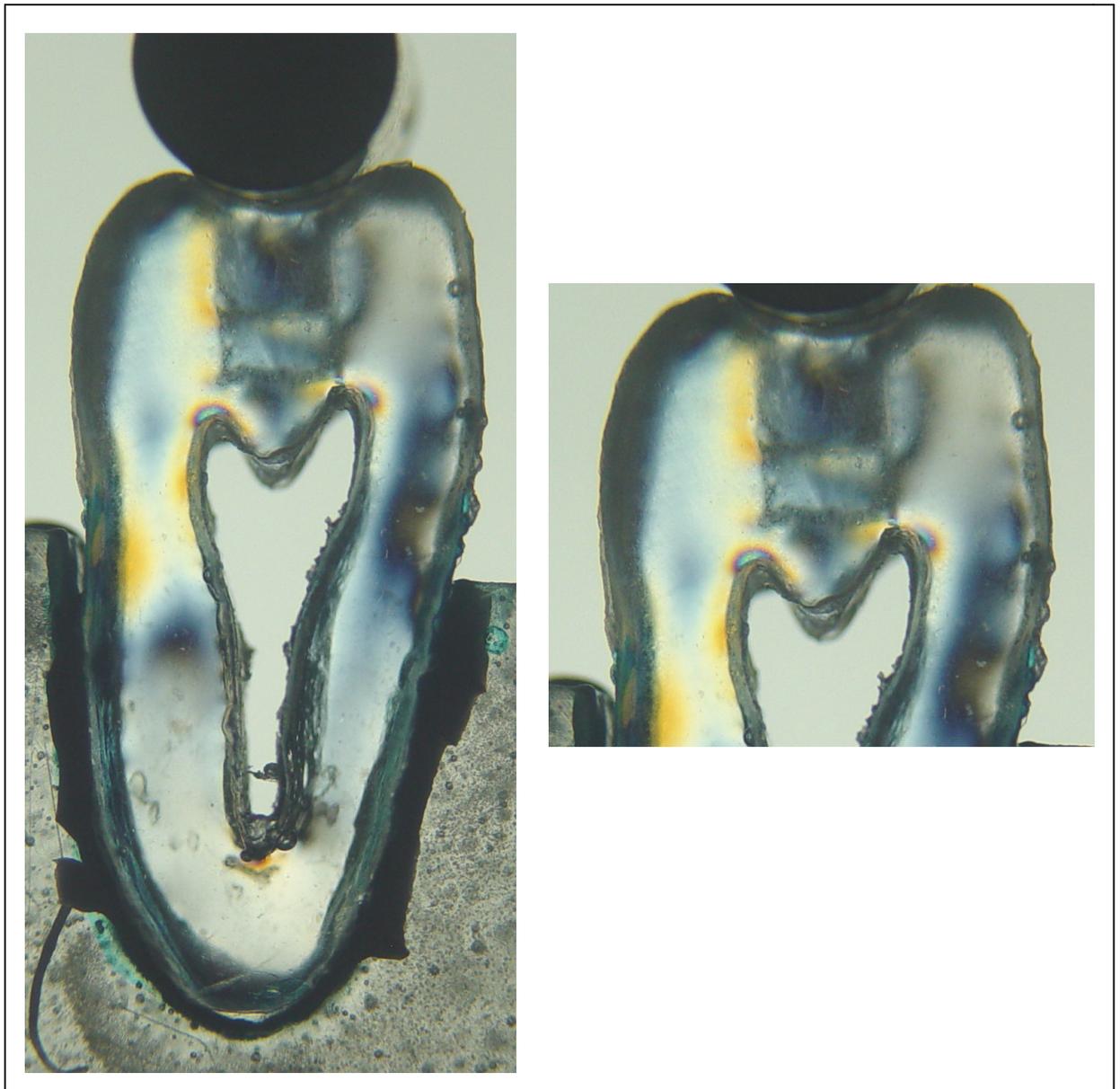
Figura 20. Modelos fotoelásticos representativos do grupo I (dentes hípidos)



**Figura 21. Modelos fotoelásticos representativos do grupo II
(dentes preparados classe I)**



**Figura 22. Modelos fotoelásticos representativos do grupo III
(dentes preparados classe II DO)**



**Figura 23. Modelos fotoelásticos representativos do grupo IV
(dentes preparados classe II MOD)**



**Figura 24. Modelos fotoelásticos representativos do grupo V
(dentes preparados classe I e restaurados com resina composta Z-250)**

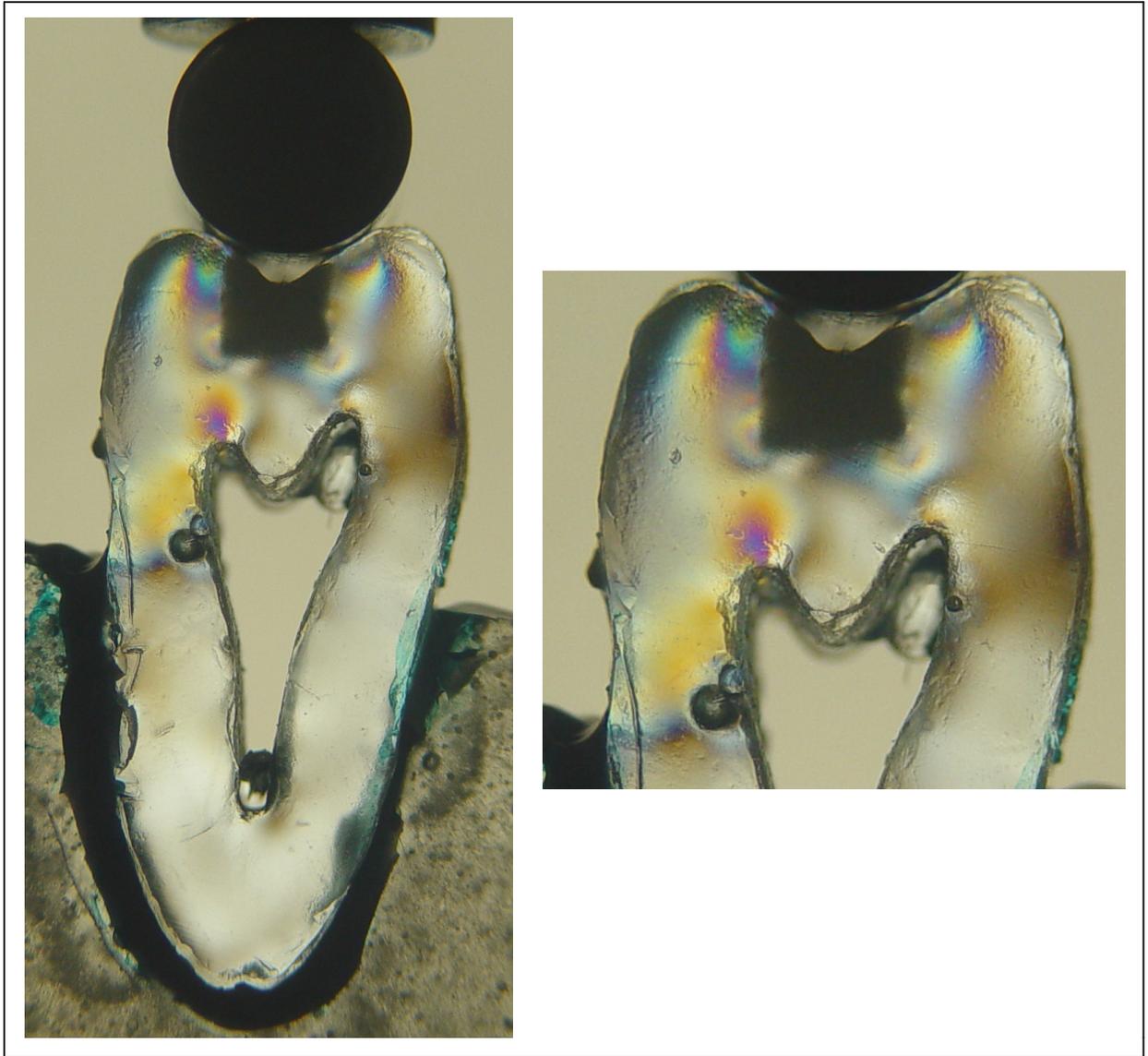


Figura 25. Modelos fotoelásticos representativos do grupo VI (dentes preparados classe II DO e restaurados com resina composta Z-250)

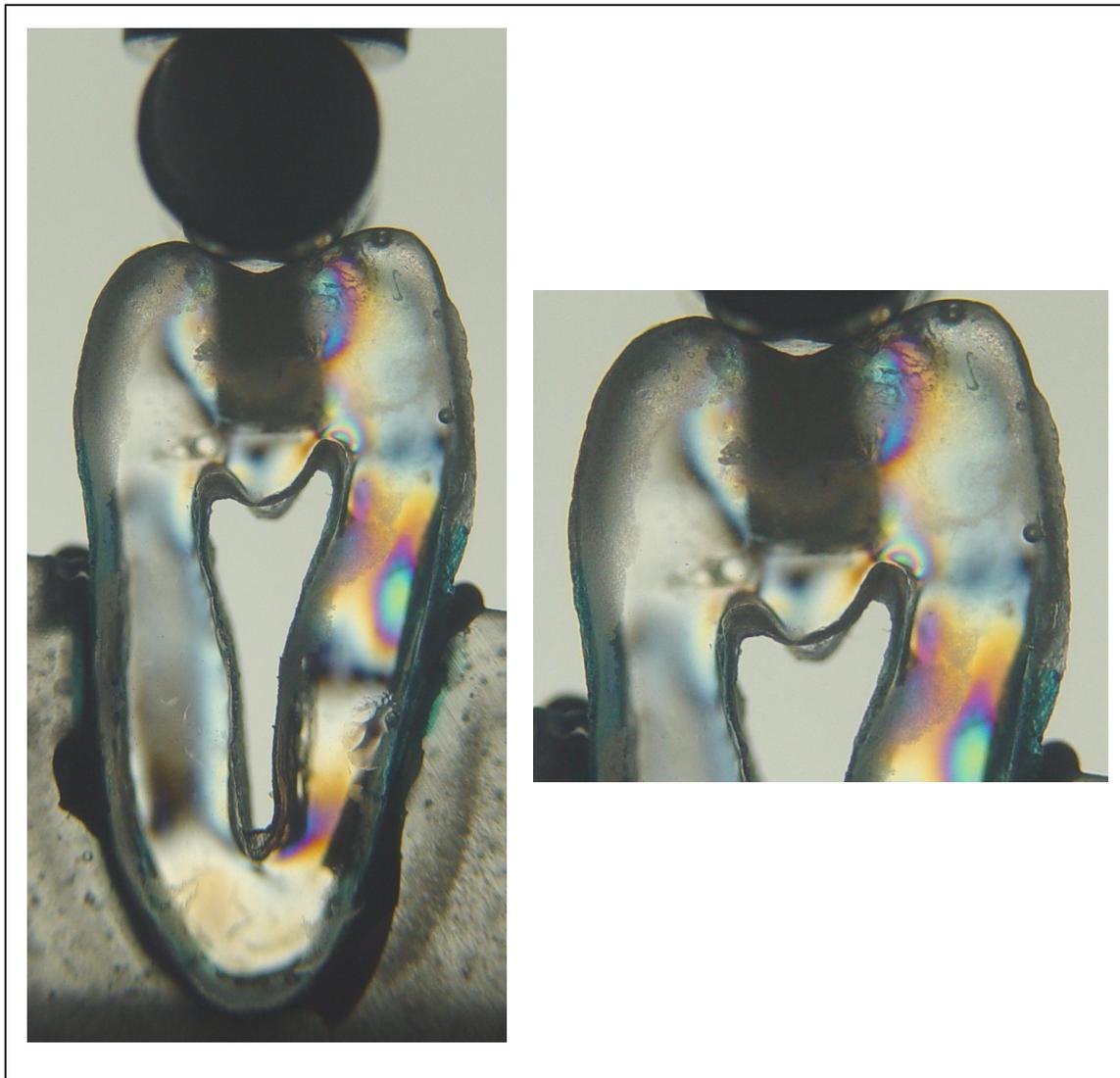
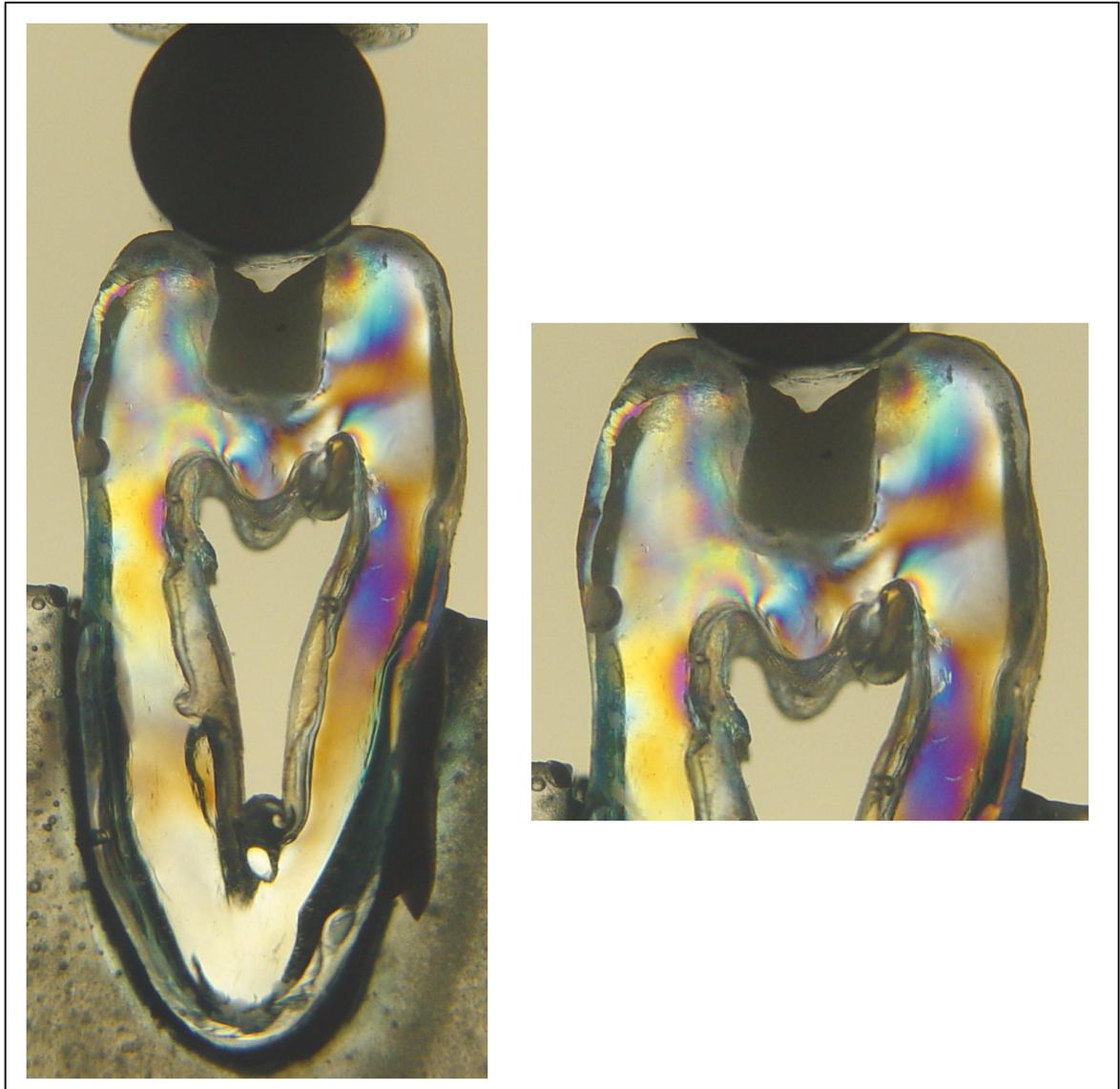


Figura 26. Modelos fotoelásticos representativos do grupo VII (dentes preparados classe II MOD e restaurados com resina composta Z-250)



5.3 Resultados do Método dos Elementos Finitos

Os resultados da análise pelo método dos elementos finitos são apresentados em pranchas com a apresentação dos seguintes parâmetros para análise:

5.3.1 Método dos Elementos Finitos para o Dente Hígido

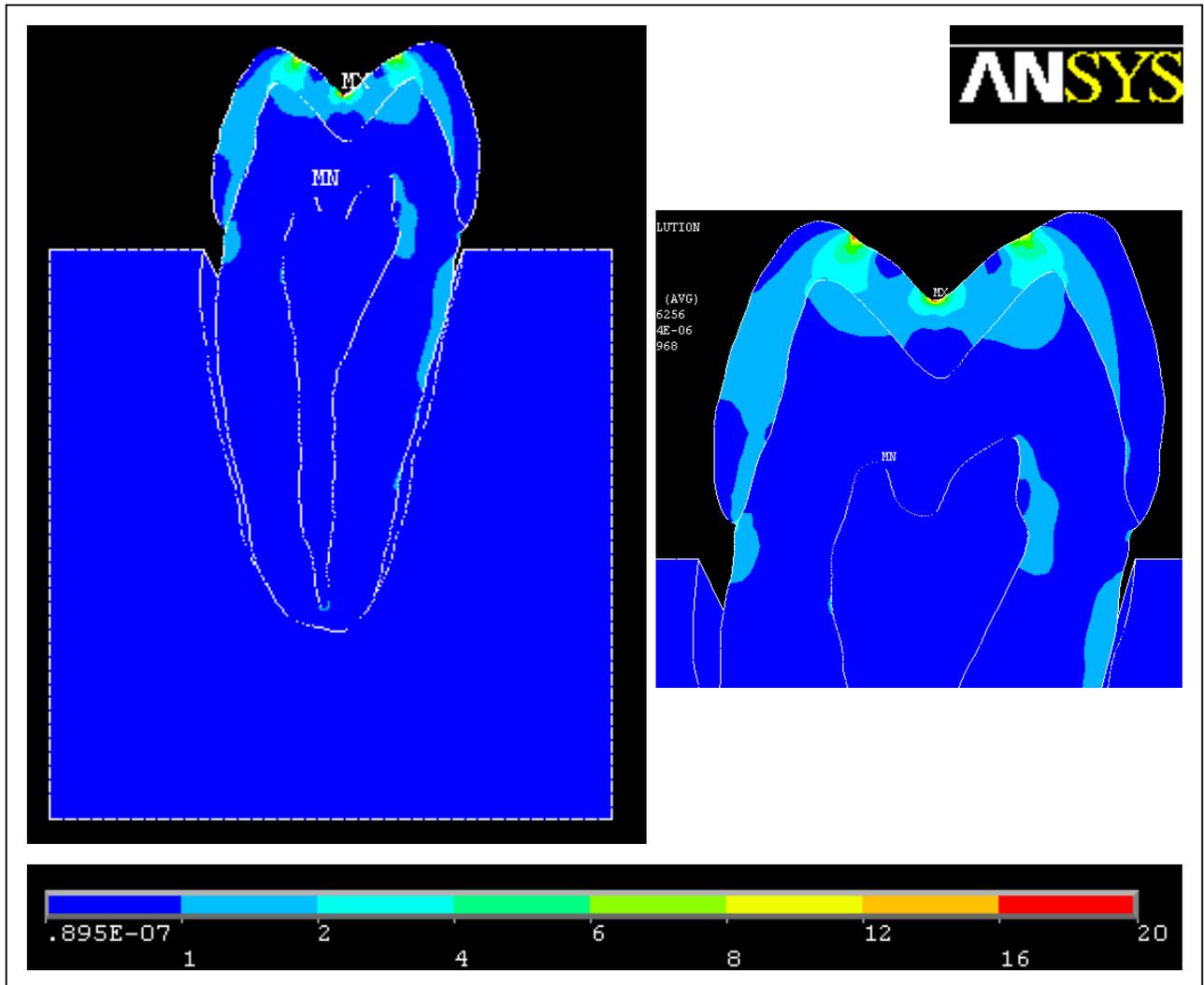
5.3.2 Método dos Elementos Finitos para o Dente Preparado

5.3.3 Método dos Elementos Finitos para o Dente Preparado e Restaurado com Resina Composta

Maior detalhamento da análise para cada modelo em questão e sua inter-relação com os ensaios mecânicos de compressão e fotoelasticidade serão realizadas no capítulo de discussão.

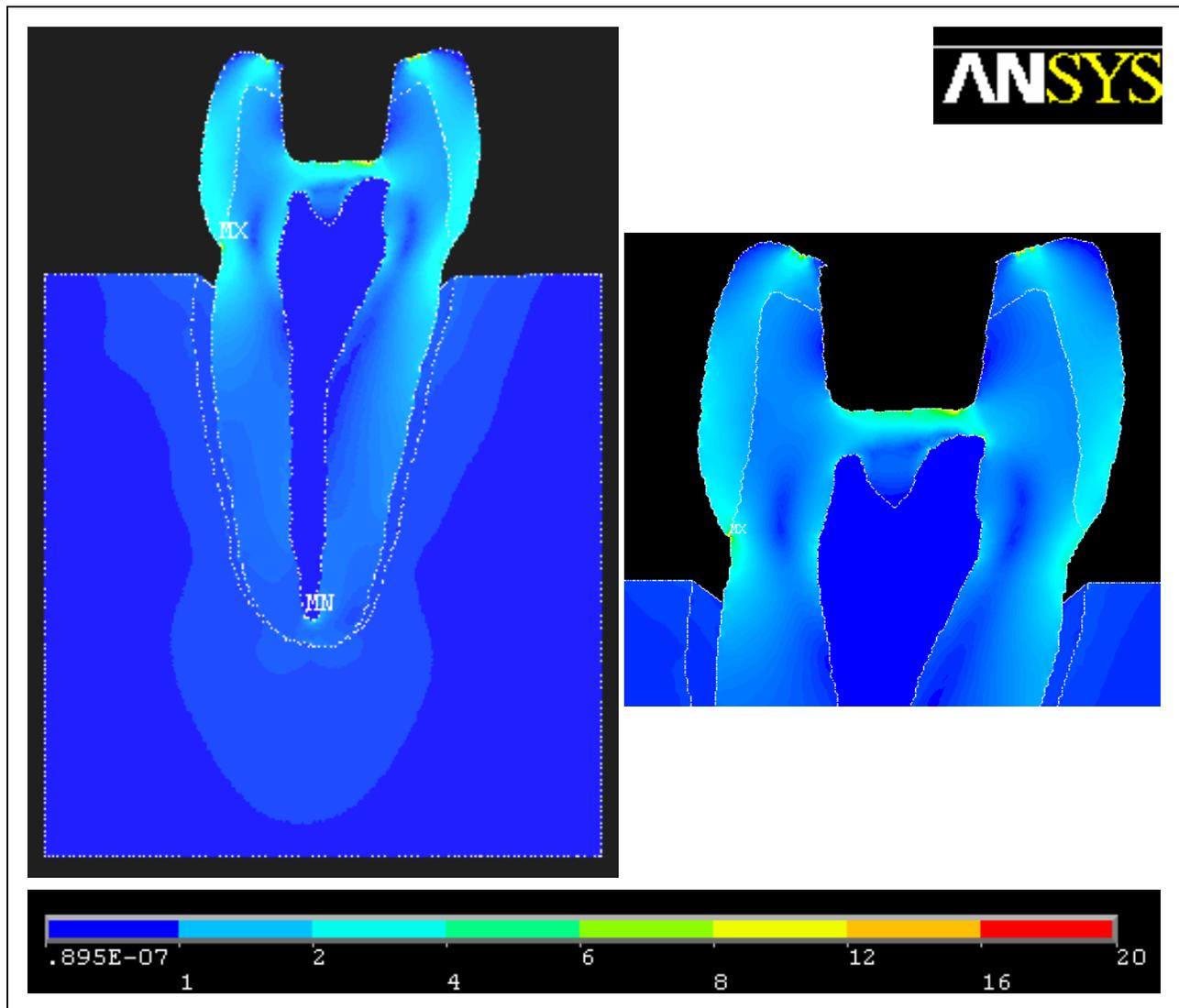
5.3.1 Método dos Elementos Finitos para o Dente Hígido

Quadro 1. Dente Hígido



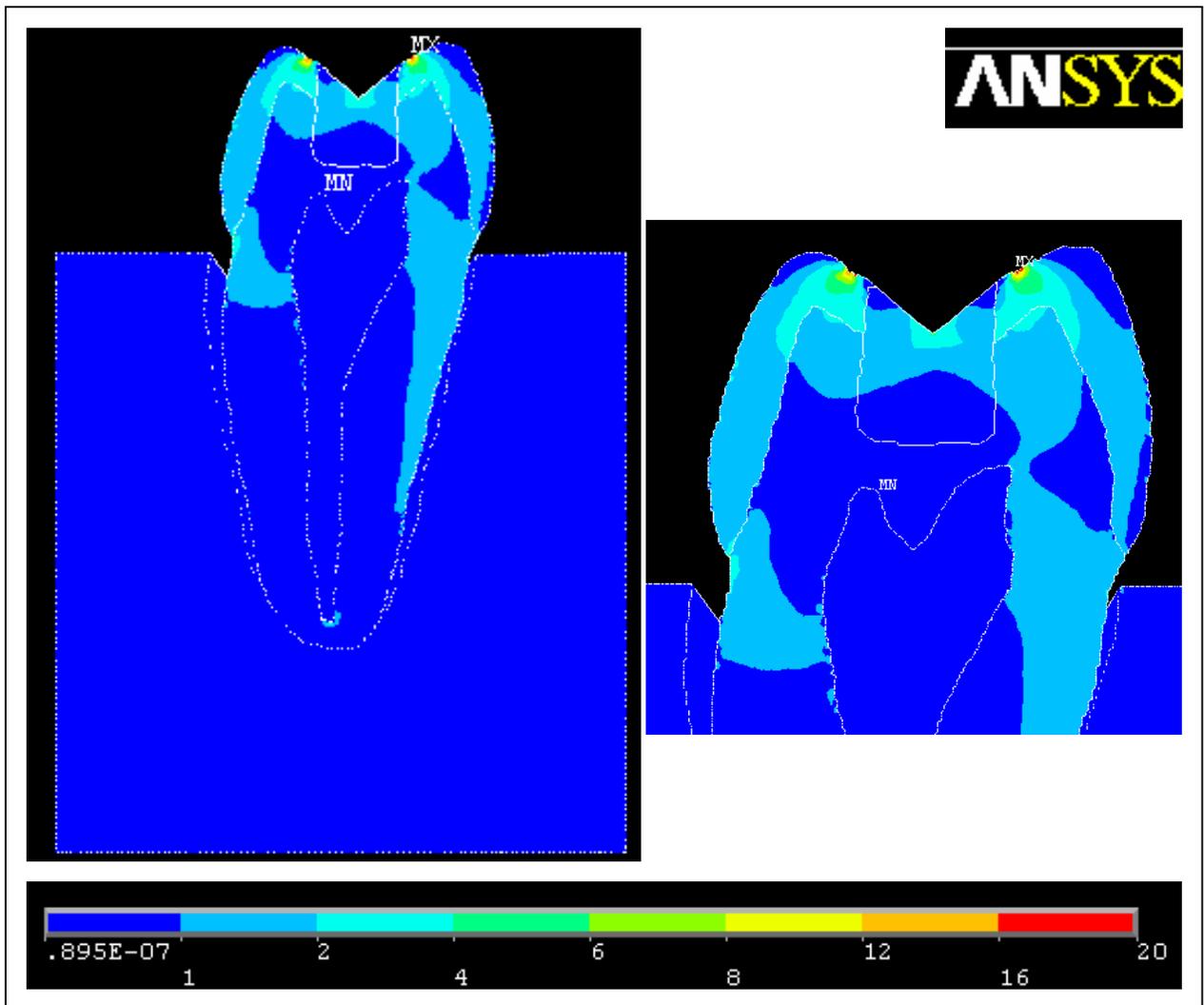
5.3.2 Método dos Elementos Finitos para o Dente Preparado

Quadro 2. Dente Preparado



5.3.3 Método dos Elementos Finitos para o Dente Preparado e Restaurado com Resina Composta

Quadro 3. Dente preparado e restaurado com resina composta



6.Discussão

6. Discussão

Desde os trabalhos de G. V. Black, em 1908, que a odontologia como ciência médica abandonou o empirismo e começou a valorizar a ciência como a base para a construção do conhecimento. Inúmeras metodologias foram criadas, algumas com êxito evidente, enquanto outras, com a evolução das pesquisas, foram esquecidas. Em muitos casos, opta-se pela associação de métodos, tentando assim respostas mais claras às conflitantes questões que povoam a mente dos profissionais que se dedicam à pesquisa odontológica. No presente trabalho, associamos o ensaio mecânico de fratura (MONDELLI et al, 1980; NAVARRO et al, 1983; DILLEMBURG & MEZZOMO, 2003) com a fotoelasticidade (FARAH et al, 1973; MATTISON, 1982) e o método dos elementos finitos (CHUN-LI LIN et al, 1999; SOARES, 2003) objetivando uma análise da influência da configuração do preparo cavitário na distribuição das tensões em dentes pré-molares restaurados ou não com resina composta fotoativada de uso direto.

Testes *in-vitro*, fotoelásticos ou matemáticos, aproximam-se da realidade clínica, porém sempre haverá situações impossíveis de serem simuladas devido à grande complexidade do sistema estomatognático. É de suma importância que, ao planejar uma pesquisa "*in vitro*", sejam usados materiais com propriedades físicas similares ao da estrutura dental (SABBAGH, UREVEN e LELOUP, 2001; CHUNG, 2003) e do periodonto de inserção (SOARES, 2002; SCHARNAGL, 1998), diminuindo assim a discrepância enorme existente entre uma máquina de ensaio universal, uma imagem da luz

polarizada ou a tela fria de um computador com a multifacetada realidade existente no dia-a-dia da cavidade oral.

Em relação ao ensaio mecânico de compressão, temos diversas metodologias a serem exploradas. Nosso trabalho assemelha-se aos trabalhos de MONDELLI et al, 1980; NAVARRO et al, 1983; COELHO de SOUZA, 2002; SOARES, 2003, entre outros em que a ênfase do trabalho está no remanescente dental, após o preparo cavitário, e seu comportamento, após a restauração com resina composta fotoativada de uso direto (PEDROSA FILHO, 2003; MIRANDA, 2003), tendo como resultados o valor da fratura, quando em carregamento oclusal, e a avaliação do padrão de fratura em relação ao remanescente dentário (SOARES, 2004).

Para a comparação entre os resultados quantitativos do ensaio mecânico de compressão foi utilizado o grupo de dentes hígidos, como controle positivo; os grupos de dentes preparados e não-restaurados, como controle negativo; e os grupos de dentes preparados e restaurados com resina composta permitindo, assim, análise direta das variações da resistência à fratura sob as diferentes configurações de preparo e existência ou não de restauração dentária, metodologia semelhante aos trabalhos de MONDELLI, 1980; NAVARRO, 1983; MIRANDA, 2003 e SOARES em 2003 e 2004. Para a composição dos grupos, foram utilizados setenta dentes pré-molares hígidos, divididos em sete grupos com dez dentes em cada um, valores próximos aos trabalhos de PEDROSA FILHO, 2003; MIRANDA, 2003 e SOARES, 2004. Em outros trabalhos, notamos grupos constituídos por oito e até seis dentes somente (COELHO de SOUZA, 2002). Quanto maior o número de dentes em

cada grupo, melhor distribuição dos resultados, pois ao aumentarmos a quantidade de dentes, diminuimos um viés importante da pesquisa que é a não padronização dos elementos dentários. Um dente pré-molar de um adolescente de 14 anos é completamente diferente de um dente pré-molar de um idoso que o perdeu por doença periodontal. Com certeza, essa diferença influenciará muito os resultados em um teste de resistência à fratura.

Ao realizarmos o ensaio mecânico de compressão, é de suma importância a simulação do ligamento periodontal simulado. No presente trabalho, simulamos o osso alveolar com resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem IMPREGUM (3M – Espe), semelhante aos trabalhos de SCHARNAGL, 1998; CARLINI, 1999 e SOARES, 2002. Ao confeccionarmos o ligamento periodontal simulado, temos melhor distribuição das forças compressivas do carregamento oclusal feito em máquina de ensaio universal às estruturas adjacentes, tornando o padrão de fratura dos corpos de prova mais semelhante ao que se verifica clinicamente (SOARES et al., 2002). Se optarmos pela não-confeção do ligamento periodontal simulado (COELHO de SOUZA, 2002; DILLENBURG & MEZZOMO, 2003), não teremos mobilidade do dente no alvéolo simulado, fato que por si só constitui um quadro de anquilose dentária, fugindo, assim, da proposta desse estudo que é simular situações clínicas viáveis.

A padronização dos preparos dentários se deu através de uma máquina conformadora de posse da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. A padronização dos preparos permitiu a individualização de cada corpo de prova conforme suas características físicas, respeitando os

padrões pré-estabelecidos para a configuração dos preparos (SOARES, 2003). A abertura vestibulo-lingual foi fixada na metade da distância intercuspídea, proporcionando desgaste considerável da estrutura dentária nos corpos-de-prova. Como as restaurações de resina composta eram todas diretas, optou-se pela ponta diamantada de número 1151 que proporciona preparos retentivos e cavidades que, em um futuro desdobramento do trabalho, poderão ser restauradas com amálgama dentário como material a ser estudado.

Para a confecção das restaurações de resina composta fotoativada de uso direto, usamos o protocolo adesivo padrão com o condicionamento ácido durante 15 segundos, seguido de lavagem abundante. Nos diversos trabalhos citados na literatura, temos variações amplas desse tempo, podendo chegar até 30 segundos (COELHO de SOUZA, 2002). O tempo de condicionamento ácido varia conforme o substrato encontrado. O importante é ressaltar que o tempo de condicionamento foi igual para todos os corpos de prova, eliminando assim variáveis indesejáveis à pesquisa. A secagem foi realizada com papel absorvente, deixando uma superfície de dentina úmida (BUSATO, HERNANDEZ e MACEDO, 2002). A aplicação do adesivo e a restauração propriamente dita foram confeccionadas conforme as instruções do fabricante (3M – Espe). Foi utilizada uma técnica de inserção incremental (POLLACK, 1988), visando a minimizar o efeito da contração do material restaurador sobre o sistema adesivo e as paredes cavitárias.

O ensaio mecânico de compressão foi realizado em máquina de ensaio universal através do contato de um cilindro de 6,0 *mm* de diâmetro na vertente interna das cúspides vestibular e lingual, simultaneamente, sem contato com o

material restaurador, avaliando assim a resistência à fratura do remanescente dental, a uma velocidade constante de 0,5 *mm/min* até a fratura do mesmo, semelhante aos trabalhos de MIRANDA, 2003; MACHADO, 2003 e SOARES, 2004. Podem ocorrer variações no diâmetro do cilindro, na velocidade do carregamento axial e no formato da ponta ativa, conforme os trabalhos de COELHO de SOUZA, 2002; DILLEMBURG & MEZZOMO, 2003 e PEDROSA FILHO, 2003. Ao realizarmos o carregamento oclusal através de um cilindro, estamos exercendo forças axiais que se propagam ao longo eixo do dente. Clinicamente teremos uma situação parecida ao mordermos de forma involuntária algum corpo estranho no bolo alimentar, durante a mastigação. Forças compressivas como o tripodismo, forças oblíquas e excêntricas são extremamente difíceis de simular no ensaio mecânico de compressão.

Após o ensaio de fratura, obtivemos os seguintes resultados médios: GI – dentes hígidos com 111,4 *Kgf*, GII – dentes com preparos classe I com 80,58 *Kgf*, GIII – dentes com preparo classe II (DO) com 79,34 *Kgf*, GIV – dentes com preparo classe II (MOD) com 61,29 *Kgf*, GV – dentes com preparos classe I restaurados com resina composta com 104,7 *Kgf*, GVI – dentes com preparos classe II (DO) restaurados com resina composta com 107,0 *Kgf* e GVII – dentes com preparo classe II (MOD) restaurados com resina composta com 84,2 *Kgf*. Os valores encontrados nesse trabalho para os dentes hígidos ficaram próximos aos valores encontrados nos trabalhos de MONDELLI, 1980; MIRANDA, 2003 e MACHADO, 2003. Já os dentes com preparos MOD obtiveram valores próximos ao trabalho de MACHADO, 2003.

Ao observarmos somente os grupos dos dentes preparados em relação ao grupo dos dentes hígidos, foi notada uma tendência clara: quanto maior o desgaste dentário, menor a resistência à fratura do remanescente durante o ensaio de compressão mecânica (MONDELLI, 1980; NAVARRO, 1983; MIRANDA, 2003). O envolvimento de áreas de reforço da estrutura dentária, como as cristas marginais e a vertente interna das cúspides, comprometem muito a biomecânica do remanescente dentário. Os corpos de prova componentes do grupo II tiveram uma perda média de 27,6% da resistência à fratura em relação aos dentes hígidos. No grupo III, houve perda média de 28,7% em relação aos dentes hígidos. Já no grupo IV, devido a remoção das duas cristas marginais, tivemos perda média de 44,9% em relação aos dentes hígidos.

Ao observarmos somente o grupo dos dentes preparados e restaurados com resina composta, em relação aos dentes somente preparados, podemos notar aumento significativo da resistência à fratura, mostrando que a restauração adesiva direta tem características de reforço da estrutura dentária remanescente (COELHO de SOUZA, 2002; MIRANDA, 2003; MACHADO, 2003; PEDROSA FILHO, 2003). No grupo V, houve recuperação de 21,6% da resistência à fratura em relação ao grupo II. No grupo VI, houve recuperação de 24,76% da resistência à fratura em relação ao grupo III. No grupo VII, houve recuperação da grandeza de 30,6% em relação ao grupo IV.

A análise estatística utilizada nessa pesquisa se deu através de testes de análise de variância e teste de *Tukey* ($p < 0,05$) semelhante à análise dos resultados encontrados por COELHO de SOUZA, 2002; DILLEMBURG &

MEZZOMO, 2003; PEDROSA FILHO, 2003 e SOARES, 2003. Como resultados estatísticos, constatamos que os dentes preparados e restaurados com resina composta de uso direto não diferem estatisticamente dos dentes hígidos. O grupo II, composto por dentes com preparo oclusal e manutenção das duas cristas marginais, também não difere estatisticamente dos dentes hígidos. Os grupos III e IV diferem estatisticamente dos outros grupos, porém não diferem estatisticamente entre si. A análise estatística realça o fato de que restaurações de resina composta direta reforçam o remanescente dentário.

De posse dos corpos de prova fraturados, realizamos a análise do padrão de fratura (SOARES et al., 2004). A restauração de resina composta recupera a resistência à fratura do remanescente dentário, porém muda completamente o comportamento biomecânico do mesmo. Nos dentes hígidos, há predominância do padrão de fratura do tipo I e II envolvendo pouco tecido dentário da coroa. Nos grupos II, III e IV, dentes somente preparados, ocorrem fraturas mais amplas, com danos severos à coroa dentária e envolvimento periodontal. Nos grupos V, VI e VII, dentes preparados e restaurados com resina composta direta, o padrão de fratura severo e amplo se repete, mostrando que o material restaurador não recupera as características biomecânicas do remanescente dentário, modificadas pelo preparo cavitário, apenas aumenta a resistência até o limite da fratura. Ao alcançar o limite de proporcionalidade, o modo de fratura ocorre de forma bastante complexa.

Para melhor compreendermos a distribuição das tensões em dentes hígidos, preparados e restaurados com resina composta de uso direto, optamos pela realização de ensaios fotoelásticos e pela metodologia dos

elementos finitos, assim como FARAH,1973; OLIVEIRA, 2002 e SOARES, 2003. Enquanto a fotoelasticidade mostrou um desenho claro da distribuição das tensões, o MEF apresentou uma avaliação mais criteriosa do estado de tensão/deformação. Tensão pode ser conceituada como sendo a resposta interna a forças aplicadas externamente. Quando uma força é aplicada em um corpo, este corpo passa por modificações internas, ou seja, deformações. Assim, o estado de tensão/deformação é a resposta do elemento dentário frente a carregamentos oclusais, laterais e oblíquos existentes no processo mastigatório, hábitos parafuncionais e qualquer outro processo que induza forças no mesmo. Ao realizarmos estudos sobre fotoelasticidade e MEF, devemos dar ênfase à análise qualitativa da distribuição das tensões, priorizando áreas com concentração de tensões, pois nessas áreas ocorreram as falhas estruturais como fadiga ou fratura dos tecidos componentes dos dentes.

No método fotoelástico, optamos pela confecção de modelos tridimensionais da estrutura dentária em resina com propriedades fotoelásticas (MATTISON, 1982 & 1983; KUROE, 2000 e PALAMARA et al., 2000). Devemos ter extremo cuidado na manipulação dos modelos fotoelásticos devido a sua sensibilidade em relação ao estado de tensões/deformações. Os modelos de dentes em que havia necessidade de preparos cavitários passaram por etapas mais criteriosas em que, previamente ao modelo fotoelástico, confeccionávamos modelos de resina composta fotoativada. Esses modelos recebiam os devidos preparos cavitários e eram duplicados em resina fotoelástica, tendo, assim, modelos com cavidades confeccionadas, porém sem

nenhuma mudança significativa do estado de tensão/deformação, gerando um equilíbrio que só seria quebrado com a aplicação da carga. A grande diferença entre a fotoelasticidade e o MEF é que, no primeiro, temos um modelo homogêneo, sem diferenças de propriedades físicas em estruturas como o esmalte ou a dentina, diferentemente do MEF, no qual estruturas distintas possuem características físicas distintas (OLIVEIRA, 2002).

A simulação do ligamento periodontal foi feita com a associação da resina de poliestireno simulando o tecido ósseo alveolar, e o material de moldagem IMPREGUM (3M – Espe) simulando o ligamento periodontal. Para melhor associação dos dados gerados pela pesquisa, tentamos aproximar através das três metodologias estudadas situações próximas da vida clínica. A simulação do periodonto é fundamental para a correta interpretação dos modelos quando em função (SOARES et al., 2002).

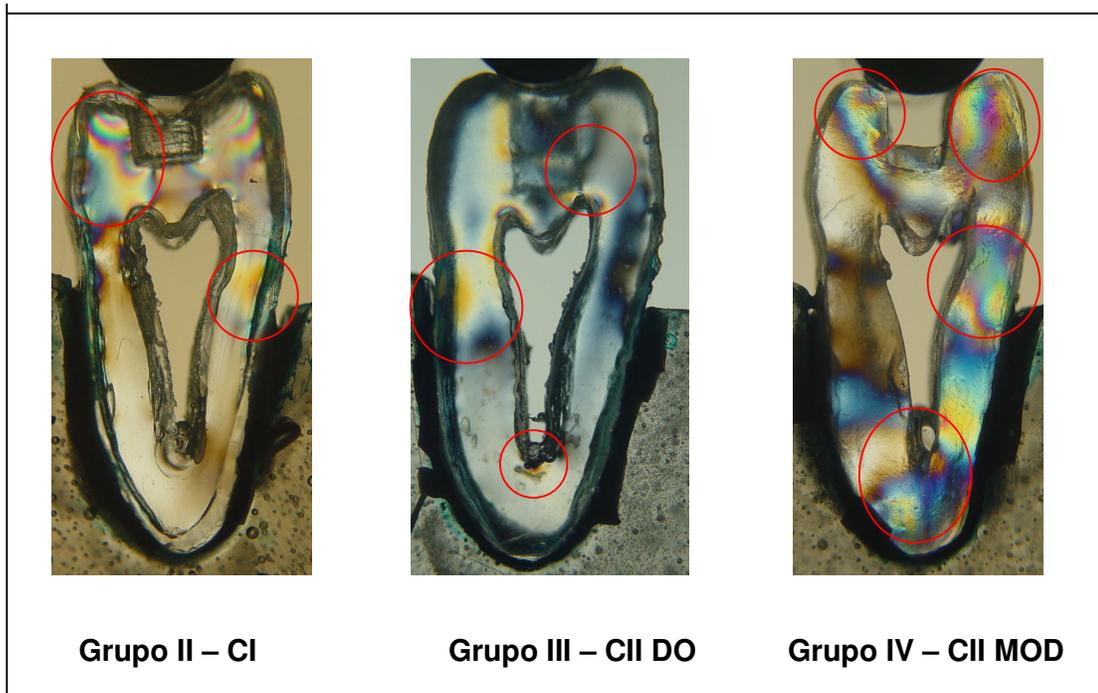
Para padronizarmos o carregamento, optamos pela repetição das situações encontradas no ensaio mecânico de compressão. Na análise fotoelástica, foi utilizado o mesmo cilindro de 6 mm para a aplicação de forças. O contato ocorria nas vertentes internas das cúspides vestibular e palatina, sem contato com o material restaurador. Para melhor leitura dos dados gerados, foi padronizado um carregamento oclusal de 30 N. Esse carregamento, em comparação com os valores necessários para a fratura dos dentes no EMC, parece pequeno, porém sempre cabe lembrar que a resina fotoelástica possui módulo de elasticidade menor que o elemento dentário, gerando, assim, maiores deformações internas no modelo. Se optarmos por carregamentos maiores que 30 N, teremos a formação de inúmeras franjas

com altas concentrações de tensão, gerando, assim, respostas equivocadas na interpretação visual do estado de tensão/deformação ocorrida nos modelos fotoelásticos.



Quadro 4: modelo fotoelástico representativo do grupo I (dentes hígidos).

Nos modelos fotoelásticos do dente hígido, temos grande concentração de tensões na região correspondente ao esmalte na cúspide palatina, com essa tensão diminuindo de intensidade na região cervical, envolvendo áreas correspondentes ao esmalte e à dentina. Franjas de cor uniforme aparecem em outras regiões da coroa dentária, indicando distribuição uniforme das tensões. Não há registro da formação de franjas fotoelásticas na região apical do modelo.



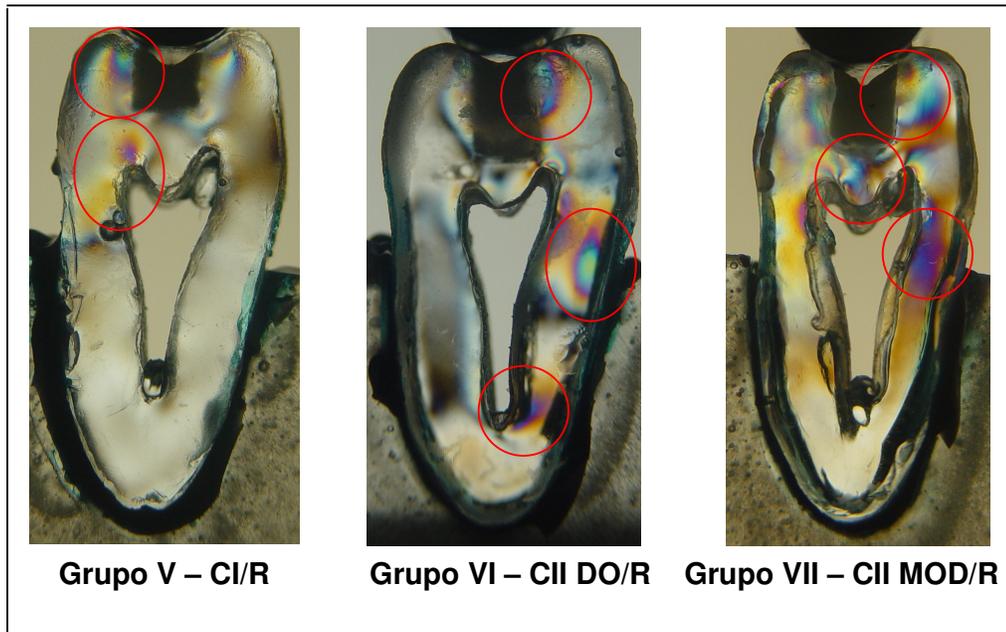
Quadro 5: modelos fotoelásticos representativos dos grupos preparados. As áreas em destaque representam concentrações de tensão.

No modelo fotoelástico representativo do grupo II, temos concentrações de tensão em toda a região correspondente à cúspide palatina e ao assoalho da cavidade. Na região cervical vestibular, temos concentrações de tensão em menor intensidade. A manutenção das cristas marginais impede maior flexão das cúspides, transmitindo, assim, a carga ao longo eixo do dente. Na região apical, não há formação de franjas fotoelásticas.

No modelo fotoelástico representativo do grupo III, temos concentração de tensão ao longo da cavidade DO com áreas de maior intensidade no

assoalho da mesma próximo ao corno pulpar. Na região cervical, em maior intensidade na porção palatina, e franjas difusas na porção vestibular. Aparecem tensões na região apical em menor intensidade. A maior remoção de estrutura dentária determina diferenças do estado tensão/deformação no presente modelo em relação ao dente hígido. A manutenção de somente uma crista não evitou mudanças no comportamento biomecânico do elemento dentário.

No modelo fotoelástico representativo do grupo IV, temos concentração de tensão significativas ao longo de todo o elemento dentário. Franjas fotoelásticas com coloração definidas aparecem ao longo da cavidade MOD, porção interna das cúspides e assoalho da cavidade. Na porção cervical, temos grande acúmulo de tensões na vestibular, sugerindo uma área altamente suscetível à fadiga e falha estrutural do tecido dentário, compatível clinicamente com lesões cervicais não-cariosas. Na porção apical, temos franjas fotoelásticas bem definidas, sugerindo concentração de tensão próximo ao ápice do dente. A grande remoção de tecido dentário em conjunto com a não-manutenção das cristas marginais e vertentes internas das cúspides proporcionou mudanças significativas no comportamento biomecânico desse modelo em relação aos outros modelos somente preparados. As cúspides, ao sofrerem o carregamento oclusal, não sofreram restrições de movimento, atuando, assim, como partes independentes com a resultante da tensão exercida em direções contrárias, gerando áreas de extrema tensão ao longo de todo o elemento dentário.



Quadro 6: modelos fotoelásticos representativos dos grupos preparados e restaurados com resina composta. As áreas em destaque representam concentração de tensões.

No modelo fotoelástico representativo do grupo V, temos áreas de concentração de tensão na porção correspondente à cúspide palatina e ao redor da restauração de resina composta. A restauração de resina composta, aliada à manutenção das cristas marginais, trouxe reforço significativo do remanescente dentário em relação ao grupo somente preparado. É evidente a suavização do estado de tensão/deformação no modelo restaurado. Em relação ao modelo fotoelástico do dente hígido, temos um desenho similar das franjas fotoelásticas, porém maior magnitude das tensões no modelo restaurado com resina, mostrando que a restauração de resina altera o comportamento biomecânico do remanescente dentário.

No modelo fotoelástico representativo do grupo VI, temos concentração das tensões ao redor da restauração de resina composta, com ênfase na porção correspondente à cúspide vestibular e assoalho da cavidade. Na região

cervical, temos áreas difusas de concentração de tensões na porção palatina. Na região cervical vestibular, temos uma área com enorme concentração de franjas fotoelásticas sugerindo processos ativos de fadiga e ruptura dos tecidos dentários. Na porção apical, temos acúmulo de tensões próximo ao ápice dentário. A manutenção de somente uma crista marginal conjugada com a restauração de resina não foi suficiente para restaurar o equilíbrio no remanescente. A comparação direta entre o modelo classe II DO não-restaurado e o modelo classe II DO restaurado com resina composta evidencia a péssima distribuição das tensões após o preparo cavitário. A restauração de resina composta restabelece a resistência do remanescente dentário à fratura, mas, mecanicamente, não garante sucesso, pois permitiu distribuições de tensão ainda mais comprometedoras em longo prazo para o remanescente dentário, ainda que em valores elevados.

No modelo fotoelástico representativo do grupo VII, temos concentração de tensões na cúspide vestibular e no assoalho da cavidade. Na porção cervical, temos concentração de tensões na vestibular e com menos intensidade na palatina. Ao compararmos o modelo fotoelástico do grupo VII com o modelo fotoelástico do grupo IV, podemos notar a melhora do estado de tensões no dente restaurado. A restauração de resina limitou a movimentação das cúspides, gerando reforço da estrutura dentária, mesmo com a perda de grandes quantidades de tecido dentário, permitindo, assim, uma distribuição mais homogênea das tensões ao longo eixo do dente. Na porção apical, não temos o surgimento de franjas fotoelásticas no modelo restaurado com resina composta. Essa melhora do comportamento biomecânico do dente restaurado não se traduz em sucesso, quando comparada com o dente hígido.

A configuração do preparo cavitário é fator importantíssimo na distribuição das tensões. Quanto maior a remoção da estrutura dentária, pior se torna o comportamento mecânico do remanescente. A restauração (do mesmo) não consegue restabelecer as qualidades do dente hígido. A restauração de resina garante reforço considerável do remanescente frente aos esforços mastigatórios, mas não consegue evitar a propagação e a concentração de tensões em áreas específicas do remanescente dentário que não existiam no dente hígido.

Outra maneira importante de analisar a distribuição das tensões ocorre através da metodologia dos elementos finitos na qual, a partir de um experimento numérico, temos uma completa distribuição do estado de tensão/deformação em modelos simulados. Ainda há muita discussão em relação à validade dos resultados, pois metodologias dispostas a compreender os fenômenos naturais, utilizando modelos virtuais geram dúvidas em relação à confiabilidade. No corrente trabalho, partimos de um ensaio experimental clássico, como o EMC, e o adaptamos a metodologias mais complexas em relação à distribuição das tensões, produzindo, assim, dados que, quando expostos, mostram semelhanças entre as metodologias pesquisadas.

A MEF vem sendo empregada em pesquisa odontológica desde os anos setenta com os trabalhos de FARAH et al, 1973. Aspectos importantes devem ser analisados para a confecção dos modelos matemáticos. A simulação dos diferentes materiais deve obedecer aos seguintes critérios: os materiais são todos considerados isotrópicos, tendo em vista que apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada; elásticos, após a remoção da carga eles retornam às dimensões originais e contínuos, sem a presença de espaços vazios. Os modelos assim considerados necessitam de apenas duas propriedades mecânicas para a caracterização dos diferentes materiais que os compõem: o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. A confecção dos modelos, seguindo esses critérios, assemelha-se aos trabalhos de FARAH et al., 1973 & 1975; MORI, UETI, MATSON e SAITO, 1997; ROCHA, 2000; OLIVEIRA, 2002 e SOARES, 2003.

Para o carregamento dos valores das propriedades físicas dos materiais, recorreremos à literatura odontológica e a dados fornecidos pelos fabricantes dos materiais. Há dados divergentes nos diversos trabalhos utilizando a MEF. Os valores escolhidos estão de acordo com os trabalhos de SABBAGH, UREVE e LELOUP, 2001; JOSHI et al., 2001 e CHUNG et al., 2003.

No corrente trabalho, foram construídos três modelos bidimensionais, simulando o dente hígido, o dente somente preparado e o dente preparado e restaurado com resina composta. Esses modelos repetem a inclusão e simulação do periodonto já citados nas metodologias anteriores. As

características físicas do IMPREGUM (3M – Espe) e da resina de poliestireno assemelham-se às características do ligamento periodontal e do osso alveolar respectivamente. O cimento é considerado parte integrante da dentina devido à similaridade de suas propriedades físicas. É importante ressaltar o fato de que os modelos são heterogêneos, cada material irá reagir conforme suas características físicas frente a um estado de tensão com o carregamento oclusal simulado.



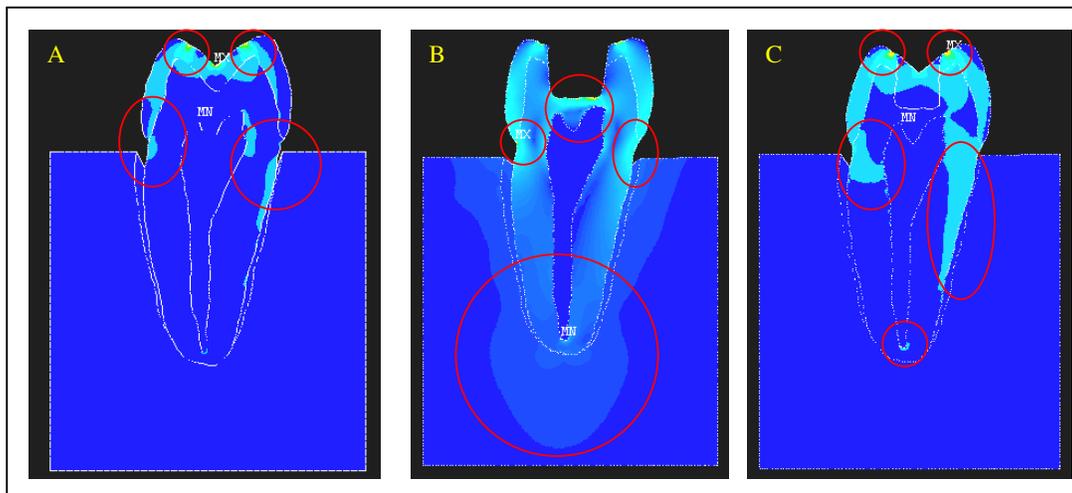
Figura 27: cada cor, no modelo, corresponde a uma diferente área com características físicas e mecânicas próprias.

Para a análise do MEF, utilizamos o *software* ANSYS 6.0 licenciado para o Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia – Minas Gerais. A análise numérica utilizada foi linear estática bidimensional, todos os materiais utilizados apresentam comportamento somente no regime elástico, sem deformações permanentes (FARAH et al., 1973 & 1975; ROCHA, 2000; YANG, 2001 e LEWGOY et al., 2003). É possível encontrar na literatura científica análises em modelos tridimensionais (CHUNG – LI LIN et al., 1999; PALAMARA et al., 2000; JOSHI et al., 2001) com dados mais abrangentes, porém limitações de ordem técnica, como as dificuldades na fase de pré-processamento dos modelos, determinaram nossa escolha. A

confeção de somente três modelos representativos do dente hígido, somente preparado e restaurado com resina composta já fornece dados suficientes para a comparação com o EMC e a fotoelasticidade. Modelos mais complexos, como um dente com preparo classe II MOD ou preparo classe I com manutenção das cristas marginais, somente podem ser analisados na sua totalidade em modelos tridimensionais, já que nos modelos bidimensionais há sobreposição das estruturas, dificultando a interpretação dos dados.

Para a correta interpretação dos dados, optamos pela análise das tensões de *Von Misses*, que associa um único valor para o estado triaxial de tensões, seguindo uma escala de valores com cores diversas, facilitando, assim, interpretação qualitativa do estado de tensão/deformação nos modelos matemáticos (FARAH et al., 1973 & 1975; OLIVEIRA, 2002; SOARES, 2003).

Para simularmos o carregamento oclusal, confeccionamos um cilindro virtual para a aplicação da carga semelhante ao utilizado no EMC e fotoelasticidade. Os pontos de contato nas vertentes interna foram padronizados em seis diferentes localizações com aplicação de 15 N em cada um, perfazendo, assim, um total de 90 N de carregamento oclusal. Dessa maneira, simulamos de maneira mais realista possível as situações já experimentadas no EMC e na fotoelasticidade, pois o cilindro de aplicação da carga, ao pressionar a vertente interna das cúspides, entra em contato com uma pequena área do dente, não se limitando somente a dois pontos, um vestibular e outro palatino. O carregamento de 90 N é suficiente para a análise do MEF, tendo em vista que estamos estudando somente um corte longitudinal da estrutura dentária, ligamento periodontal simulado e cilindro de resina de poliestireno. Carregamentos maiores geram deformações maiores e respostas inadequadas para a interpretação dos dados.



Quadro 7: modelos representativos dos dentes hígidos (A), preparados (B) e restaurados (C) com resina composta. As áreas em destaque representam concentrações de tensão.

No modelo matemático representativo dos dentes hígidos, após o carregamento oclusal, temos concentração de tensões na região do esmalte na superfície oclusal, nos pontos de incidência da aplicação da carga e na cúspide palatina indo até a região cervical. Na região da dentina, temos concentrações de tensão no corno pulpar vestibular e na base da cúspide vestibular, sugerindo áreas suscetíveis à fadiga nessa região. A distribuição das tensões em dentes hígidos concentra-se principalmente no esmalte, que, devido ao seu alto módulo de elasticidade, repassa menor *stress* para os tecidos e estruturas subjacentes, propiciando, assim, ótima distribuição da tensão ao longo eixo do dente.

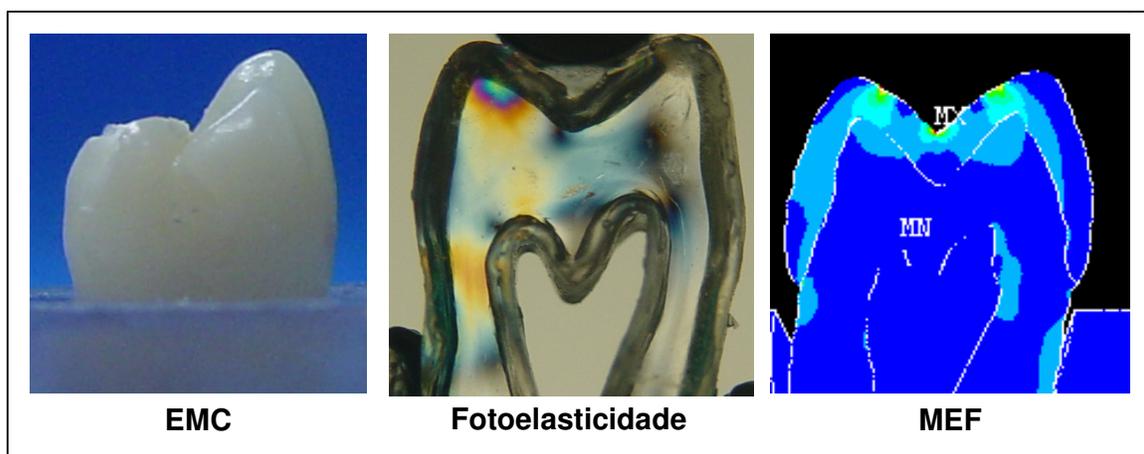
A distribuição das tensões em dentes somente preparados muda completamente em relação ao dente hígido. A concentração das tensões se dá principalmente na dentina do assoalho da cavidade e nas regiões cervicais vestibular e palatina. A ausência das cristas marginais e das vertentes internas propicia a movimentação das cúspides, gerando compressão nas regiões cervicais e nas estruturas que simulam o periodonto de inserção. A

concentração das tensões ao longo do peridonto de inserção demonstram claramente que, quanto maior a remoção das estruturas dentárias, pior a distribuição das tensões ao longo da estrutura dentária com reflexos inclusive nos tecidos de suporte. É válido lembrar que a simulação dos modelos matemáticos obedece a comportamento elástico. Em situações experimentais, ocorreria a fratura do modelo nas regiões de acúmulo das tensões antes de tamanha movimentação das cúspides.

Na simulação matemática dos dentes restaurados com resina composta, temos acentuada melhora da distribuição das tensões em relação ao modelo somente preparado. Existe concentração das tensões na superfície oclusal nas regiões correspondentes ao esmalte e à dentina. Há concentração de tensões ao longo das cúspides palatina e vestibular, porém em menor intensidade. Na região cervical vestibular, temos concentrações de tensão acentuadas em relação ao dente hígido. Na porção apical, temos concentração de tensões em pequena intensidade próximo ao ápice do dente, totalmente diferente do padrão encontrado no dente somente preparado. A restauração de resina composta trouxe melhora do comportamento biomecânico do remanescente dental em relação ao dente preparado. A restauração de resina impediu o deslocamento das cúspides, ao sofrer o carregamento oclusal de 90 N, igual ao carregamento do dente somente preparado, evidenciando a característica de reforço da estrutura dentária que a restauração adesiva possui. Ao compararmos com o dente hígido, notamos alteração do comportamento biomecânico de maneira significativa, pois a distribuição das tensões, após o preparo cavitário, foi alterada de tal forma que a restauração adesiva e suas propriedades físicas não conseguiram amenizar o dano causado pela remoção de tecido mineralizado.

Ao analisarmos as três metodologias pesquisadas, conseguimos a partir de um método experimental como o EMC, compará-lo a metodologias que não utilizam o material humano como amostra e responder a questões intrigantes como as diferenças ocorridas no padrão de fratura dos remanescentes dentários. Amostras dos grupos somente preparados ou restaurados com resina composta tiveram comportamentos distintos em relação ao dente hígido. Ao analisarmos o dente hígido, veremos que ele possui propriedades físicas

únicas, nas quais tecidos com maior módulo de elasticidade, como o esmalte e a dentina, se sobrepõem ao tecido conjuntivo pulpar, amenizando e distribuindo da melhor maneira as tensões decorrentes da sua função. Ao realizarmos o preparo cavitário, estamos causando a desorganização desse sistema, gerando áreas de acúmulo de tensões totalmente diferentes em relação ao dente hígido, conseqüentemente, determinando tipos de fratura mais abrangentes que as ocorridas em dentes que não foram tocados pelas nossas pontas diamantadas. A MEF e a fotoelasticidade ajudam a compreender os resultados encontrados no EMC, pois dentes preparados e restaurados com resina composta tiveram melhoras em relação à resistência à fratura, porém, quando ocorria a fratura, ela geralmente comprometia grandes porções do remanescente dental. Somente com um estudo mais aprofundado do complexo de tensão/deformação que ocorria no interior de nossas amostras seria possível relacionar tipos de fratura com áreas de concentração das tensões.



Quadro 8: inter-relação entre o padrão de fratura e concentração de tensões em dentes hígidos.

É preciso salientar a importância da distribuição das tensões em relação aos tipos de fratura ocorridas no EMC. Nas diversas situações pesquisadas, o padrão de fratura das amostras coincidia com áreas de concentração de tensões nos modelos virtuais. Análises qualitativas da distribuição das tensões em fotoelasticidade e MEF indicam que o preparo cavitário induz aumento do

estado de tensão/deformação no remanescente dentário e que a restauração de resina composta não é capaz de reestabelecer as condições que existiam previamente, concordando, assim, com os resultados do EMC em que o tipo de fratura dos grupos somente preparados e preparados e restaurados com resina composta direta eram completamente diferentes do grupo dos dentes hígidos.

Por este trabalho e pelos resultados obtidos, fica ainda mais evidente a necessidade de estimular modelos cavitários mínimos, restaurados com material adesivo, os chamados tratamentos minimamente invasivos. Desde o trabalho de MONDELLI et al., 1980, sabe-se a importância de se executar preparos cavitários com o mínimo de remoção de estrutura dentária. A necessidade de recuperar o remanescente dentário por meio de procedimentos restauradores para devolver a capacidade funcional e fisiológica tem feito das resinas compostas o material número um, neste momento. Este trabalho mostra que em situações nas quais a perda é grande, mesmo que parte da resistência seja adequada, há um momento, quando a força compressiva é elevada, em que a fratura é inevitável, e, aí, diferentemente do dente hígido, a fratura toma forma altamente destrutiva. Preservar, acima de tudo é um dever.

O desenvolvimento de pesquisas e metodologias, em que não é necessária a utilização de dentes ou outro material biológico, é bem-vindo ao cenário da pesquisa odontológica mundial. Desde a criação dos comitês de ética e normas reguladoras da pesquisa que visam a evitar situações abusivas, tanto para homens quanto para animais, o acesso a dentes e materiais biológicos tem-se tornado restrito. A simulação da realidade é uma nova tendência a ser explorada na pesquisa odontológica moderna. A interação com outras fontes de conhecimento, como as engenharias, é fundamental para o aprimoramento dessas novas técnicas.

Este trabalho mostra que técnicas como a fotoelasticidade e MEF são realidade atualmente. O comportamento biomecânico do remanescente dentário, após preparo e restauração com resina composta de uso direto, evidencia que os materiais atuais ainda não conseguiram realizar o mimetismo das estruturas dentárias naturais. O reforço das estruturas dentárias é evidente após a restauração com resina composta, porém a resistência à fratura não é o único parâmetro importante a ser perseguido nas nossas reabilitações do órgão

dental. Novos trabalhos e experimentos com técnicas indiretas e outros materiais restauradores são bem-vindos para a melhor interpretação dos nossos resultados.

7. Conclusões

7. Conclusões

De posse dos dados resultantes da metodologia empregada nessa pesquisa podemos concluir que

- a configuração do preparo cavitário é fator importante na resistência à fratura de pré-molares somente preparados e preparados e restaurados com resina composta de uso direto;
- a restauração de resina composta fotoativada de uso direto melhorou significativamente a resistência à fratura dos dentes preparados;
- não há diferença estatística entre dentes hígidos e preparados e restaurados com resina composta fotoativada de uso direto nas cavidades estudadas;
- o tipo de fratura dos dentes hígidos, com menor comprometimento do tecido dentário, não se repetiu nos grupos subseqüentes;
- a MEF e a fotoelasticidade apontam acentuada variação da distribuição das tensões nos modelos representativos dos grupos pesquisados;
- os modelos representativos dos dentes hígidos tiveram o melhor comportamento biomecânico;
- a restauração de resina composta não trouxe melhoras significativas do comportamento biomecânico dos dentes preparados em relação ao dente hígido após carregamento oclusal;
- há nítida correlação entre a distribuição e a concentração das tensões nos dois métodos estudados;
- existe correlação entre o tipo de fratura dos grupos pesquisados no EMC com a concentração das tensões observadas na fotoelasticidade e MEF.

8. Referências Bibliográficas

8. Referências Bibliográficas

AMORE , R. ; BÁLSAMO , M. ; DIAS , N.F. ; RODRIGUES , J.R. **Treatment of carie disease.** JBC , Curitiba , n.24 , p. 28-31 , nov./dez. , 2000.

ASSIF, D. et al. **Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques.** J. Prosthet Dent. , v.61, p. 535-42, 1989.

AUSIELLO , P. ; APICELLA , A. ; DAVIDSON , C.L. **Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis.** Dent Mater , England , n.18 , p. 295-303 , jun. 2002.

AUSIELLO, P. ; APICELLA, A. ; DAVIDSON, C.L. **3D-finite element analices of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composite.** Journal of Biomechanics, n.34, p. 1269-1277, 2001.

BARINK, M.et al. **A three-dimensional finite element model of the polimerization process in dental restorations.** Biomaterials, n. 24, p. 1427-1435, 2002.

BLACK, G.V. **A work of operative dentistry.** Medico-dental Publishing Co., Chicago, 1908.

BOWEN, R.L. **Use of epoxi resins in restorative materials.** J Dent Res, Washington, v. 35, n.3, jun. 1956.

BOWEN , R.L. **Propertions of silica-reinforced polymer for dental restorations.** J Amer Dent Ass. , v.66 , p. 57-64 , 1963.

BUONOCORE , M.G. et al. **A report on a resin composition copable of bonding to human dentin surfaces** , J Dental Res. , v.34 , p.849-853 , 1955.

BUSATO , A.L.S. ; TORRIANI , D.M.D. **Cárie Dental** in BUSATO , A.L.S. ; HERNANDEZ , P.A.G. ; MACEDO , R.P. Dentística – Restaurações Estéticas. p. 1-20 , Ed. Artes Médicas , São Paulo , 2002.

CAPEL CARDOSO , P. **Avaliação do desgaste , rugosidade e microestrutura de resinas compostas em função de ciclagem mecânica e fonte ativadora.** Tese. Faculdade de Odontologia de São Paulo. USP , 1994.

CARLINI, B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular.** 1999. 165 f. Dissertação (mestrado). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.

CATIRSE, A. B. E. B. ; GONCALVES FILHO, M. ; DINELLI, W. **Resinas compostas para dentes posteriores. Estudo in vitro da resistência à compressão em função do tempo de polimerização e material.** JBC- Jornal Brasileiro de Clínica e Estética em Odontologia v.4, n.23, set/out 2000.

CHUNG, S.M. ; JIN YAP, A.U. ; KOH, W.K. ; TSAI, K.T. ; LIM, C.T.
Measurement of Poisson's Ratio of dental composite restorative materials. J. Biomateriales n.25, p.2455-2460 , 2004.

CHUN-LI LIN et al. **Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar.** Computer methods and programs in biomedicine, n.59, p. 187-195, 1999.

CHUN-LI LIN ; CHIN-HAN CHANG ; CHING CHANG KO. **Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach.** Journal of Oral Rehabilitation n.28, p. 576-585, 2001.

COELHO DE SOUZA, F.H. **Avaliação in vitro da resistência à fratura de dentes com preparos cavitários MOD restaurados com diferentes materiais.** Dissertação. Mestrado em Odontologia: Dentística Restauradora. 78 f. Universidade Luterana do Brasil, Canoas, 2002.

CORNACCHIA et al. **Distribuição das tensões nas lesões de abfração por elementos finitos.** Arquivos em Odontologia, Belo Horizonte, v.36, n. 1 e 2, p. 101-113, jan/jun e jul/dez 2000.

DE ALPINO, P.H.P. **Resistência à fratura de dentes que receberam restaurações adesivas de resina composta e porcelana.** Dissertação de Mestrado. 161 f. Universidade Estadual Paulista, Bauru, 2000.

DILLENBURG , A.L.K. ; MEZZOMO , E. **Estudo comparativo da resistência à fratura de dentes restaurados com inlays de polímero de vidro e cerâmica.**

J Bras Clin Odontol Int , Curitiba , v.7 , n.37 , p. 39-43 , jan./fev. , 2003.

FARAH , J.W. ; CRAIG , R.G. ; SIKARSKIE , D.L.I. **Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar.** J. Biomech.

, Oxford , v.6 , p. 511-520 , 1973.

FARAH, J.W. et al. **Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations.** J Dent Res, v. 55, n.1, p.115-120, jan/feb 1976.

FENNER, D.N. ; ROBINSON, P.B. ; CHUNG, P. M-Y. **Three – dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration.** Medical Engineering and Physics, n.20, p.269-275,

1998.

FERNANDES, R.M. ; MATSUMOTO, W. ; RODRIGUES, D.M. **Influência dos princípios biomecânicos nos preparos extra e intracoronários em restaurações convencionais e adesivas.** JBC – Jornal Brasileiro de Clínica e

Estética em Odontologia, v.4, n.19, 2001.

FERNANDES NETO , A.J. , NEVES , F.D. , MOTA , A.S. **Preparos para elementos unitários** in CARDOSO , R.J.A. ; GONÇALVES , E.A.V. Oclusão

/ATM , Prótese , Prótese sobre Implante e Prótese Buco Maxilo Facial. p. 245-270 , Ed. Artes Médicas , São Paulo , 2002.

FUSAYAMA, T. et al. **Non – pressure adhesion of a new adhesive restorative resin.** J Dent Res, Washington, v. 58, n. 4, p. 1364-1370, april 1979.

HUBSCH, P.F. ; MIDDLETON, J. ; KNOX, J. **A finite element analysis of the stress at the restoration – tooth interface, comparing inlays and bulk fillings.** Biomaterials n.21 , p. 1015-1019, 2000.

HUNTER, A.J. ; FEIGLIN, B. ; WILLIAMS, J. F. **Effects of post placement on endodontically treated teeth.** J. Prosthet Dent. V.62, p. 166-72, 1989.

IMPARATO , J.C.P., et al. **Banco de dentes humanos.** Ed. Maio , Curitiba, 2003.

JOSHI, S. et al. **Mechanical performance of endodontically treated teeth.** Finite element in Analysis and Design n.37, p. 587-601, 2001.

KUROE , T. ; ITOH , H. ; CAPUTO , A. A. ; KONUMA , M. **Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration.** Quintessence Int. n. 31 , p. 267-274 , 2000.

LEE, H.E. et al. **Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar. A finite element investigation.** Journal of Dentistry n.30, p.283-290, 2002.

LEWGOY, H.R. **Finite elements study of the flexi post and flexi flange post systems in a maxillary central incisor.** Pesqui Odontol Bras v.17, n.2, p. 132-136, abril/junho 2003.

MACHADO, L.S.S. et al. **Avaliação da resistência à compressão de dentes restaurados com incrustações cerâmicas e dois cimentos resinosos.** Pesqui Odontol Bras, v. 17, suplemento 2 (anais da 20^a reunião anual da SBPQO), p. 45, 2003.

MASOTTI , A.S. ; HIRATA , R. ; CONCEIÇÃO , E.N. ; PACHECO , J.F.M. ; OSHIMA , H.M.S. **Avaliação in vivo e in vitro da resistência de união à dentina do sistema adesivo Single Bond (3M).** JBD , Curitiba , v.1 , n.2 , p. 160-164 , abr./jun. 2002.

MATTISON, G. D. **Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts.** J. Prosthet Dent. V. 48, p. 407-11, 1982.

MATTISON, G. D. ; VON FRAUNHOUFER, A. **Angulation loading effects on cast-gold endodontics posts: a photoelastic stress analysis.** J. Prosthet Dent. V.49, p. 636-38, 1983.

MINTO, A.M.P. ; DINELLI, W. ; NONAKA, T. ; THOMÉ L.H. DE C. **Estudo comparativo da resistência à fratura de pré-molares superiores íntegros e restaurados com amálgama aderido.** Pesqui Odontol Brás, v.2, n. 16, p. 121-126, 2002.

MIRANDA , C.B. ; NOYA , M.S. ; BEZERRA , R.B. ; OLIVA , E.A. de. **Resistência à fratura de pré-molares restaurados com resina composta direta e indireta.** J Bras Dent Estét , Curitiba , v. 2 , n.6 , p. 133-139 , abr./jun. 2003.

MONDELLI , J. , et al. **Fracture strength of human teeth with cavity preparations.** J. Prosthet. Dent. , Saint Louis , v. 43 , n.4 , p. 419-422 , Apr. 1980.

MONDELLI , J. ; ISHIKIRIAMA , A. ; GALAN JUNIOR , J. ; NAVARRO , M.F.L. **Preparos cavitários e restaurações.** p. 213-255 , Sarvier Editora de Livros Médicos LTDA , São Paulo , 1983.

MORI, M. et al. **Estudo da distribuição das tensões internas sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra – radicular fundido: método do elemento finito.** Rev. Odontol Univ São Paulo, v.11, n. 2 , p. 99-107, abr/jun 1997.

MUHLEMANN,H.R. ; ZANDER, H.A. **Tooth mobilith III. The mechanism of tooth mobility.** Journal of Periodontology, Chicago, v.25,n.2, p. 128, Apr. 1954.

NAKABAYASHI, N. et al. **The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates.** J Biomed Mat Res., v.16, p. 265-273, 1982.

NAVARRO , M.F.L. et al. **Resistência à fratura de dentes extraídos, íntegros e cariados, com preparos e restaurações.** Estomat Cult, São Paulo v.13, n.1, p. 56-60, 1983.

OLIVEIRA, L. C. A. **Análise comparativa de distribuição de tensões em incisivo central superior, restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares.** 2002. 149f. Dissertação (mestrado). Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araraquara, 2002.

PALAMARA, D. ; PALAMARA, J.E.A. ; TYAS, M.J. ; MESSER H.H. **Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading.** Dental Materials n.16, p. 412-419, 2000.

PEDROSA FILHO, C.F. **Avaliação da resistência à fratura de pré-molares submetidos a procedimentos restauradores diretos e indiretos.** Pesqui Odontol Bras, v.17, Suplemento 2 (anais da 20^a reunião anual da SBPQO), 2003.

PHILLIPS , R.W. et al. **One-year observations on a composite resin for class II restorations.** J Prosth. Dent. , v.26 , n.1 , 1971.

POLLACK , B. F. ; **Class II composites. Oral health** , 1988(4) , p. 23-25.

REES, J.S. ; JACOBSEN P.H. **The effect of cuspal flexure on a buccal class V restoration: a finite element study.** J. Dent, v. 26, n. 4, p. 361-367, 1998.

REES, J.S. **The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study.** Journal of Oral Rehabilitation n.29, p. 188-193, 2002.

REES, J.S. ; HAMMADEH, M. ; JAGGER, D.C. **Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study.** Eur J Oral Sci n.111, p. 149-154, 2003.

ROCHA , I.J.P.B. **Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radiculares.** Método dos elementos finitos. Tese. Faculdade de Odontologia de São Paulo. USP , 2000.

SABBAGH, J. ; VREVEN, J. ; LELOUP, G. **Dynamic and static moduli of elasticity of resin – based materials.** Dental Materials n.18, p. 64-71, 2002.

SCHARNAGL, P. **Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im “Regensburger Kausimulator” untersuchung am beispiel vollkeramischer in-cerambrucken.** 1998. 102 f. Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der

zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg,
Regensburg, 1998.

SILVERSTONE , L.M. et al. **Dental caries – A etiology pathology and prevention**. London : Macmillan Publishers , 1985.

SOARES , C.J. ; PIZI , E.C.G. ; QUEIROZ , V.S. ; PAULILLO , L.A.M. ;
MARTINS L.R.M. **Efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos**. Pesqui. Odontol. Brasil. , São Paulo , v.16 , Supl. (anais da 19^a reunião anual da SBPQO) , p.82 , n. lb 171 , 2002.

SOARES , C.J. **Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de restaurações indiretas estéticas**. Tese. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. UNICAMP , 2003.

SOARES, C.J. et al. **Fracture resistance of teeth restored with indirect composite and ceramic inlay systems**. Quintessence International v.35, n.4, p. 281-286, 2004.b

THYLSTRUP , A. ; FEJERSKOV , O. **Tratado de cariologia**. Rio de Janeiro. Cultura Médica , 1988.

TORRES , C.R.O. ; ARAÚJO , M.A.M. **Adesivos de Quinta geração – Condicionamento ácido total x primers autocondicionantes.** JBC , Curitiba, ano 4 , n.20 , p.52-60 , mar./abr. 2000.

YANG, H.S. et al. **The effects of dowel design and load direction on dowel – and – core restoration.** The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 6, p. 558-568, june 2001.

9. Anexos

9. ANEXOS

Tabela 10. – Dimensões das coroas dentárias componentes dos corpos-de-prova de interesse nesse trabalho (valores em *mm*):

Corpo-de-prova	V-L	M-D	Área	Dist. Interc.
1	9,5	6,6	62,7	5,6
2	10,08	6,78	67	4,4
3	8,4	7,7	64,68	4,5
4	8,7	7,3	63,51	5,2
5	9,4	6,8	63,92	6,9
6	10,48	7,83	81,12	6,4
7	9,2	7,4	68,08	5,1
8	9,3	6,8	63,24	4,8
9	8,55	6,5	55,25	4,8
10	8,4	7,5	63,0	4,6
11	8,8	7,0	61,6	6,4
12	9,7	7,3	70,81	5,9
13	9,6	6,9	66,24	6,0
14	9,9	6,5	64,35	5,3
15	9,4	7,7	72,38	6,0
16	9,1	6,6	60,06	5,5
17	8,78	6,92	60,03	4,8
18	8,9	7,0	62,3	4,8
19	9,72	7,35	70,81	4,9
20	9,36	7,32	67,89	6,3
21	9,3	7,3	67,89	5,3
22	9,6	6,7	64,32	6,1
23	10,33	7,08	72,1	5,3
24	8,7	8,17	70,47	4,8
25	9,18	6,93	63,48	5,5
26	9,46	6,81	63,92	5,5
27	9,52	7,28	68,4	4,3
28	9,17	8,02	72,8	4,1
29	9,94	7,74	76,23	5,6
30	9,1	8,2	74,62	4,5
31	9,56	7,55	71,25	5,2
32	9,71	7,48	71,78	5,2
33	8,53	6,54	55,25	5,4
34	7,97	7,0	55,3	4,6
35	8,37	6,55	53,95	5,2
36	10,42	7,45	76,96	6,4
37	9,41	6,7	62,98	5,4
38	9,6	6,9	66,24	4,8
39	9,7	7,3	70,81	5,8
40	8,7	6,2	53,94	4,8

41	9,0	6,8	61,2	5,4
42	9,5	7,1	67,45	5,0
43	9,5	7,7	73,15	5,4
44	9,8	7,0	68,6	5,9
45	9,1	7,0	63,7	5,3
46	9,2	7,2	66,24	5,4
47	9,2	7,3	67,16	4,2
48	8,7	6,6	55,68	5,3
49	9,8	8,0	78,4	5,1
50	9,4	6,8	63,92	6,0
51	9,5	7,1	67,45	5,8
52	11,20	8,8	98,56	5,6
53	8,45	6,8	57,12	5,1
54	8,44	7,5	63,0	4,0
55	10,1	7,7	77,77	5,8
56	9,4	7,9	74,26	5,7
57	8,9	6,6	58,74	5,0
58	8,99	8,2	72,58	5,5
59	9,7	7,7	74,69	5,6
60	9,5	7,5	71,25	6,6
61	8,5	5,4	45,9	4,9
62	9,1	8,0	72,8	5,6
63	10,04	7,5	75,0	5,6
64	9,4	7,4	69,56	5,5
65	8,1	7,3	59,13	5,0
66	9,9	7,1	70,29	6,1
67	9,0	6,9	62,1	4,2
68	8,7	6,4	55,68	4,4
69	9,2	6,6	60,72	5,2
70	8,47	6,6	54,6	5,4

Tabela 11. Distâncias M-D e metade da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo II (valores em *mm*).

Corpo-de-prova	20% (crista)	60%	20% (crista)	½ D.I.
6	1,5	4,8	1,5	3,2
9	1,3	4,2	1,3	2,4
17	1,4	4,2	1,4	2,4
21	1,4	4,4	1,4	2,6
25	1,4	4,2	1,4	2,7
26	1,3	4,2	1,3	2,7
28	1,6	4,8	1,6	2,0
45	1,4	4,2	1,4	2,6
49	1,6	4,8	1,6	2,5
54	1,5	4,5	1,5	2,0

Tabela 12. Distâncias M-D e metade da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo V (valores em *mm*).

Corpo-de-prova	20% (crista)	60%	20% (crista)	½ D.I.
1	1,3	4,0	1,3	2,8
4	1,4	4,3	1,4	2,6
13	1,4	4,2	1,4	3,0
16	1,3	4,0	1,3	2,7
23	1,4	4,2	1,4	2,6
27	1,4	4,4	1,4	2,1
34	1,4	4,2	1,4	2,3
35	1,3	4,2	1,3	2,6
41	1,3	4,2	1,3	2,7
63	1,3	4,5	1,3	2,8

Tabela 13. Distâncias M-D e metade da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo III (valores em *mm*).

Corpo-de-prova	20% (crista)	½ D.I.
5	1,3	3,4
8	1,3	2,4
15	1,5	3,0
17	1,4	2,4
20	1,5	3,1
29	1,5	2,8
32	1,5	2,6
51	1,5	2,6
53	1,3	2,5
60	1,5	2,7

Tabela 14. Distâncias M-D e metade da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo VI (valores em *mm*).

Corpo-de-prova	20% (crista)	½ D.I.
11	1,3	3,4
14	1,3	2,4
15	1,5	3,0
17	1,4	2,4
20	1,5	3,1
29	1,5	2,8
32	1,5	2,6
51	1,5	2,6
53	1,3	2,5
60	1,5	2,7

Tabela 15. Metade da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo IV (valores em *mm*).

Corpo-de-prova	$\frac{1}{2}$ D.I.
7	2,5
22	3,0
24	2,4
31	2,6
33	2,7
47	2,1
58	2,7
59	2,8
65	2,5
70	2,7

Tabela 16. Metade da distância intercuspídea dos corpos-de-prova componentes do grupo VII (valores em *mm*).

Corpo-de-prova	$\frac{1}{2}$ D.I.
2	2,2
3	2,2
10	2,3
12	2,9
19	2,4
22	3,2
55	2,9
57	2,5
61	2,5
66	3,0

9.8. Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____,
sexo _____, cor _____, residente à

telefone _____, portador do RG _____,
aceito doar o(s) dente(s) permanente(s) humano, ciente de que o(s) mesmo(s)
será(ao) utilizado(s) em pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa
da ULBRA – Canoas / RS. Estou ciente de que esse(s) dente(s) foi (foram)
extraído(s) por indicação terapêutica para melhoria da minha saúde, como
documentado em meu prontuário e, que será preservada a minha identidade na
divulgação desta pesquisa.

_____, _____ de _____ de 20____.

Assinatura do doador ou responsável

Cirurgião-Dentista: _____

CRO: _____

Assinatura

Testemunha

Coloco-me à disposição do paciente através do telefone _____.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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