

**ANA CAROLINA DE OLIVEIRA SOUZA**

**EFEITO DO PREENCHIMENTO E DO MATERIAL  
RESTAURADOR NA RESISTÊNCIA À FRATURA E  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE PRÉ-MOLARES  
SUPERIORES FRAGILIZADOS**



**2012**

**ANA CAROLINA DE OLIVEIRA SOUZA**

**EFEITO DO PREENCHIMENTO E DO MATERIAL  
RESTAURADOR NA RESISTÊNCIA À FRATURA E  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE PRÉ-MOLARES  
SUPERIORES FRAGILIZADOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof Dr. Alexandre Luiz Souto Borges

Co-Orientadora: Dra. Tathy Aparecida Xavier

São José dos Campos

2012

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:  
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para  
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos  
Campos: FOSJC/UNESP; 2010.

S89e Souza, Ana Carolina de Oliveira  
Efeito do preenchimento e do material restaurador na resistência à fratura e  
distribuição de tensões de pré-molares superiores fragilizados / Ana Carolina de  
Oliveira Souza. - São José dos Campos : [s.n.], 2012.  
105.f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de  
Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2012.  
Orientador: Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges  
Co-orientador: Tathy Aparecida Xavier.

1. Análise de elementos finitos. 2 Resinas Compostas. 3. Cerâmica. 4.  
Restaurações intracoronárias. 5. Resistência de materiais. I. Borges, Alexandre  
Luiz Souto. II. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ  
Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”. IV.  
UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD15

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da  
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

## AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por  
qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 12 de dezembro de 2012.

Assinatura :

E-mail: carol.odonto@yahoo.com.br

## **BANCA EXAMINADORA**

**Dra. Tathy Aparecida Xavier** (Co-orientadora)

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia  
UFU - Universidade Federal de Uberlândia

**Prof. Dr. Rubens Nisie Tango**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
UNESP – Univ Estadual Paulista

**Prof. Dr. Lucas Villaça Zogheib**

Centro de Ciências da Saúde  
USC- Universidade Sagrado Coração

São José dos Campos, 12 de dezembro de 2012

## DEDICATÓRIA

*A Deus,*

Por renovar minhas forças nos momentos de dúvida e me guiar sempre por caminhos seguros. Obrigada por toda proteção, sabedoria e paz que encontrei quando busquei Tua Presença.

*Aos meus queridos pais, João e Mércia*

Difícil encontrar as palavras para agradecer toda a dedicação e renúncia que vocês empregaram para nossa educação. Nem sempre vocês entenderam os caminhos que eu seguia mas em nenhum momento questionaram, apoiando incondicionalmente os meus sonhos. Dedico este trabalho a vocês!

*À minha tia Maria Auxiliadora*

Pelo carinho e apoio a mim dedicado, desde a graduação. Obrigada por tudo!

*Aos meus avós, Luíza e Pedro*

Por serem meus exemplos de amor e honestidade. Seus sábios conselhos foram valiosos em todos os momentos.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges**, por toda atenção e paciência empregada para meu aprendizado. Agradeço por estar sempre presente em todos os momentos de dúvida, explicando com toda paciência e simplicidade o “mundo científico”. Admiro imensamente sua inteligência e suas idéias! Sua dedicação como pesquisador e professor são exemplos a serem seguidos na minha vida pessoal e profissional. Obrigada por acreditar em mim!

À minha co-orientadora, **Dra. Tathy Aparecida Xavier**, por todo carinho e cuidado que dedicou para a execução deste trabalho. Obrigada por me ensinar a ter atenção nos pequenos detalhes, pelos sábios conhecimentos transmitidos e por ser sempre tão solícita! É uma grande satisfação ser orientada por você!

Ao **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**, pelo exemplo de dedicação à Odontologia e à Pesquisa. Obrigada pela confiança e pela oportunidade de fazer parte desta renomada equipe.

Aos Professores das disciplinas de Materiais Dentários e Prótese Total, **Prof Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara; Prof. Dr. Tarciso José de Arruda Paes Junior; Prof. Dr. Rubens Nisie Tango; Prof. Dr. Guilherme Saavedra; à Profa. Dra. Paula Carolina Komori e Prof. Tit. Sigmar de Mello Rode**, pela amizade e pelos grandes conhecimentos transmitidos!

Às queridas amigas **Luciana Bertini, Tatiana Giovanini, Natássia Bricks e Aline Garbim**, por traduzirem tão bem o significado da amizade. Deus foi muito bom quando me concedeu a oportunidade de conviver com pessoas tão especiais. Obrigada por todos os conselhos, pelas risadas e por estarem comigo, mesmo à distância! Amo vocês!

Às amigas e companheiras de república, **Anna Karina Costa e Priscilla Cristoforides**, pela amizade que espero levar sempre comigo. Partilhamos uma casa, segredos, momentos de dificuldade e de conquistas... Obrigada por tudo! Sentirei saudades desse trio!



## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do diretor Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli.

Ao Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pela Prof<sup>a</sup>. Titular Márcia Carneiro Valera Garakis.

Aos professores do Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora pela contribuição em minha formação acadêmica e científica.

Aos funcionários Marcos Vestalli, Fernando, Reginaldo e Marcos, sem os quais seria impossível desempenhar qualquer trabalho.

Ao Prof. Tarcisio José de Arruda Paes Júnior, pela amizade e ensinamentos transmitidos desde a graduação. Obrigada por ser meu grande incentivador e pela confiança em mim depositada. Serei sua eterna “discípula” na amada Prótese Total!

Aos secretários da seção de Pós-Graduação, Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Bruno Shiguemitsu Marques Tanaka pelas orientações e presteza.

Às amigas Fernanda Campos, Júlia Lima, Caroline Cotes, Lilian Anami, Sabrina Feitosa, Laura Lepesqueur, Marília Rippe, Sâmia Mota e Fernanda Papaiz, por todos os momentos inesquecíveis e episódios engraçados que ficarão para sempre armazenados em minha memória.

Aos amigos Alecsandro Moura, Pedro Corazza, Lucas Hian e César Bergoli, pela amizade e pela ajuda de sempre!

Aos demais amigos de Pós-Graduação, Anderson Almeida Castilho, Anelyse Arata, Arianne Coelho, Carolina da Silva Machado Martinelli, Flavia Zardo Trindade, Frederico Louzada, Elen Guerra, Humberto Lago de Castro, Marina Amaral, Mayra Cardoso, Regina Amaral dos Santos, Rodrigo Furtado de Carvalho, Susana María Salazar Marocho, Vanessa Cruz Macedo, Vivian Mayumi, pelos momentos compartilhados. Foi um prazer conviver com vocês!

À Diretora Técnica dos Serviços de Biblioteca e Documentação, Silvana Alvarez, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

Aos funcionários da Limpeza do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, dona Marinete e Juliana, pelo carinho e por nos possibilitar trabalhar em um ambiente sempre limpo e organizado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro concedido.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de São Paulo – FAPESP, pelo apoio financeiro concedido por meio de bolsa de mestrado e auxílio à pesquisa (processos: 2011/04572-3 e 2011/08961-4).

Aos meus amigos da 52ª turma por todos os anos de convivência da graduação e momentos ainda hoje compartilhados. Cada um de vocês foi e é extremamente importante para minha vida e minha formação

E a todos que, neste período da minha vida, contribuíram de alguma forma com minha formação como pessoa e também na execução deste trabalho, minha sincera gratidão.

*“Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina”*

*Cora Carolina*

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	13
<b>LISTA DE QUADROS E TABELAS</b> .....	17
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b> .....	18
<b>RESUMO</b> .....	20
<b>ABSTRACT</b> .....	22
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	24
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	29
<b>2.1 Propriedades dos materiais restauradores e preparo cavitário</b>	29
<b>2.2 Análise de elementos finitos</b> .....	40
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	44
<b>3.1 Hipóteses testadas:</b> .....	44
<b>4 MATERIAL E MÉTODO</b> .....	46
<b>4.1 Material</b> .....	46
<b>4.2 Método</b> .....	48
4.2.1 Etapa Experimental.....	48
4.2.1.1 Seleção dos dentes.....	48
4.2.1.2 Inclusão e simulação do ligamento periodontal .....	48
4.2.1.3 Remoção do suporte dentinário .....	54
4.2.1.4 Realização do tratamento endodôntico.....	55
4.2.1.5 Realização do preenchimento e preparos cavitários.....	56
4.2.1.6 Moldagem e confecção de modelos em gesso .....	58
4.2.1.7 Fixação das restaurações indiretas.....	59
4.2.1.8 Ensaio mecânico de compressão .....	60
4.2.1.9 Mapeamento das fraturas .....	61
4.2.2 Análise pelo método de elementos finitos.....	62
4.2.2.1 Geração da Geometria.....	62

4.2.2.2 Pré-processamento da AEF .....	65
4.2.2.3 Atribuição das propriedades dos materiais .....	66
4.2.2.4 Geração das Malhas .....	68
4.2.2.5 Carregamento e Fixação.....	71
<b>5 RESULTADO</b> .....	<b>73</b>
<b>5.1 Etapa experimental</b> .....	<b>73</b>
5.1.1 Mapeamento da fratura.....	76
<b>5.2 Análise de elementos finitos</b> .....	<b>77</b>
5.2.1 Pós-processamento .....	77
5.2.2 Análise da tensão máxima principal e Von Mises .....	79
5.2.2.1 Dente íntegro .....	79
5.2.2.2 Realização do preparo e remoção do suporte dentinário.....	81
5.2.2.3 Preenchimento com ionômero e resina composta sem restauração .....	82
5.2.2.4 Preenchimento com ionômero de vidro e restauração de resina indireta / cerâmica.....	83
5.2.2.5 Preenchimento com resina composta e restauração de resina indireta / cerâmica.....	84
5.2.3 Deslocamento das cúspides .....	85
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>87</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>97</b>
<b>8 REFERÊNCIAS*</b> .....	<b>98</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Medição do dente antes de inserir na cera nº 7.....	49
Figura 2 - Inserção do dente com auxílio de uma pinça clínica em cera nº 7 aquecida e líquida.....	49
Figura 3 - Dente após a imersão em cera.....	50
Figura 4 - Medição do dente com paquímetro após a imersão em cera nº 7.....	50
Figura 5 - Dente posicionado na matriz de silicone para inclusão. ....	51
Figura 6 - Inclusão do dente com resina de poliuretano. ....	51
Figura 7 - Simulação do ligamento periodontal com poliéter. ....	52
Figura 8 - Remoção do suporte dentinário.....	55
Figura 9 - Microscópio óptico adaptado com movimento nos eixos x, y e z. ....	57
Figura 10 - Sequência da realização dos preparos. A) Preparo MOD e acesso dos canais. B) Socavamento das cúspides. C) Preenchimento. D) Preparo finalizado. ....	57

Figura 11 - Molde de silicone de adição obtido pela técnica de moldagem única.....	58
Figura 12 - Dente durante o ensaio de resistência à fratura. ....	60
Figura 13 - Desenho da coroa (esmalte) do pré-molar. ....	63
Figura 14 - Desenho da dentina e ligamento periodontal (da esquerda para a direita).....	63
Figura 15 - Desenho da base de poliuretano mais o conjunto esmalte, dentina e ligamento periodontal. ....	64
Figura 16 - Desenho das estruturas internas do dente após preenchimento, tratamento endodôntico e restauração.....	64
Figura 17 - Desenho da esfera aplicadora no conjunto esmalte, dentina, ligamento periodontal e base de poliuretano.....	65
Figura 18 - Verificação da consistência geométrica do dente íntegro onde A) esfera aplicadora; B) esmalte; C) dentina; D) ligamento peiodontal; E) base de poliuretano. ....	66
Figura 19 - Condições de suporte e carregamento, em que a esfera sofrerá deslocamento enquanto a resina de poliuretano é fixa. ....	72
Figura 20 - Gráfico do tipo Boxplot apresentando os valores de medianas e intervalos inter-quartis dos valores de carga de fratura de cada grupo experimental.....	73



Figura 21 - Gráfico de colunas das médias e desvios-padrão da carga de fratura para os grupos experimentais C- (dentes preparados sem restauração), PC (dentes preenchidos com cimento de ionômero de vidro) e PR (dentes preenchidos com resina composta).....	75
Figura 22 - Gráfico de colunas das médias e desvios-padrão da carga de fratura para os grupos experimentais RS (preenchimento com RC + Signum), RE (Preenchimento com RC + E.max), CS (preenchimento com CIV + Signum), CE (Preenchimento com CIV + E.max).....	76
Figura 23 - Campo de tensão de von Mises no dente íntegro para analisar a ocorrência da simulação computacional.....	78
Figura 24 - Análise da tensão máxima principal e tensão de von Mises no dente íntegro.....	80
Figura 25 - Tensão máxima principal (A) e von Mises (B) no dente sem preenchimento e sem restauração.....	81
Figura 26 - Tensão máxima principal e tensão de von Misses do dente com preenchimento de resina composta direta (A e B) e ionômero de vidro (C e D). Cada vista foi escolhida para evidenciar o local em que a respectiva tensão apresentou maior gradiente de cores.....	82
Figura 27 - Tensão máxima principal e tensão de von Misses do dente com preenchimento de ionômero de vidro e restaurado com resina indireta (A e B) e cerâmica (C e D). Cada vista foi escolhida para evidenciar o local em que a respectiva tensão apresentou maior gradiente de cores.....	83

Figura 28 - Tensão máxima principal e tensão de von Mises do dente com preenchimento de resina composta direta e restaurado com resina indireta (A e B) e cerâmica (C e D). Cada vista foi escolhida para evidenciar o local em que a respectiva tensão apresentou maior gradiente de cores. ....	84
Figura 29 - Deslocamento dos diferentes grupos nas diferentes condições simula em análise de elemento finito. ....	85
Figura 30 - Gráfico do deslocamento das cúspides. ....	86

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Nomes comerciais, fabricante, características e lote dos produtos utilizados nos experimentos.....	46
Quadro 2 - Esquema da divisão dos grupos.....	53
Quadro 3 - Classificação do tipo de fratura.....	61
Quadro 4 - Geração das malhas nos modelos onde A) esfera aplicadora; B) base de poliuretano; C) ligamento periodontal; D) guta-percha; E) preenchimento; F) dentina; G) esmalte, H) <i>inlay</i> .....	69
Tabela 1 - Propriedades dos materiais .....	67
Tabela 2 - Análise de variância para o fator tipo de procedimento restaurador.....	74
Tabela 3 - Média e Desvio-Padrão (N), letras para contraste de médias e porcentagem de redução da carga de fratura para os grupos experimentais.....	74
Tabela 4 - Distribuição (em %) dos tipos de fratura encontrados .....	77
Tabela 5 - Valores máximos e mínimos de tensão máxima principal e região de incidência do pico máximo. ....	79

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEF	=	análise pelo método dos elementos finitos
CAD	=	<i>Computer - Aided Design</i>
C+	=	controle positivo
C-	=	controle negativo
CIV	=	cimento de ionômero de vidro
CS	=	preenchido com ionômero de vidro e restaurado com resina indireta Signum
CE	=	preenchido com ionômero de vidro e restaurado com cerâmica e.max
cm	=	Centímetro
CP	=	corpo de prova
E	=	módulo de elasticidade longitudinal
F	=	valor de F
g	=	Gramma
GL	=	grau de liberdade
GPa	=	Giga Pascal
h	=	Hora
H <sub>0</sub>	=	Hipótese nula
H <sub>1</sub>	=	Hipótese alternativa
kgf	=	quilograma-força
L	=	Lingual
min	=	Minutos
mm	=	Milímetros
MO	=	mésio-oclusal
MOD	=	mésio-ocluso-distal
MPa	=	Mega Pascal

mW/ cm <sup>2</sup>	= miliwatts por centímetro quadrado
N	= Newton
n	= tamanho da amostra
nm	= Nanômetro
P	= valor de P
PC	= preenchimento com cimento de ionômero de vidro
PR	= preenchimento com resina composta direta
QM	= quadrado médio
RS	= preenchido com resina composta direta e restaurado com resina indireta Signum
RE	= preenchido com resina composta direta e restaurado com cerâmica e.max
s	= Segundos
SQ	= soma dos quadrados
STL	= Estereolitografia
STP	= Standard for the Exchange of Produces Model Data
V	= Vestibular
µm	= Micrômetro
%	= por cento
°C	= graus Celsius
3D	= Tridimensional

Souza ACO. Efeito do preenchimento e do material restaurador na distribuição de tensões e resistência à fratura de pré-molares superiores fragilizados [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência do tipo de preenchimento e material restaurador na distribuição de tensões e resistência à fratura de pré-molares superiores tratados endodonticamente e com cúspides socavadas. Foram selecionados 40 pré-molares superiores humanos hígidos, sendo que 5 foram deixados intactos como controle (Grupo C+) e o restante realizado tratamento endodôntico e socavamento das cúspides. Cinco dentes foram separados para compor o controle negativo (Grupo C-), os demais foram divididos em dois grupos de acordo com o material de preenchimento (cimento de ionômero de vidro e resina composta) e realizados preparos para inlays. Foram então subdivididos em três grupos, sem restauração (PC: preenchimento com ionômero de vidro, PR: preenchimento com resina composta direta), restaurados com resina composta indireta (CS: preenchimento com cimento de ionômero de vidro e RS: preenchimento com resina composta direta) e os restaurados com cerâmica (CE: preenchimento com cimento de ionômero de vidro e RE: preenchimento com resina composta direta). As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso dual e armazenadas em água destilada a 37 °C por 24 h. Cada corpo de prova foi submetido a carga de compressão em máquina de ensaios universal, com velocidade de 1 mm/min. Os dados de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Os oito grupos formados foram modelados, importados pelo software Ansys 13.0, os volumes de cada geometria convertidos em elementos tetraédricos e submetidos à análise estática estrutural dentro do limite elástico e linear. Os resultados mostraram que a remoção de estrutura dentária afetou significativamente a resistência à fratura. Os menores valores foram apresentados pelo grupo controle negativo, seguido pelos grupos restaurados e preenchidos (que não apresentaram diferença estatística entre si), e todos menores que do grupo controle positivo. As diferentes combinações de preenchimento e material restaurador elevaram os níveis de resistência à fratura, mas ainda com valores muito abaixo do apresentado

pelo dente íntegro. Na análise por elementos finitos, a concentração de tensões foi menor no dente restaurado em comparação ao dente sem restauração, sendo que nos dentes restaurados, a concentração de tensão foi semelhante, independentemente do material utilizado para preenchimento e restauração. Pode-se concluir que o material restaurador combinado com os materiais de preenchimento empregados tiveram comportamentos semelhantes e não foram capazes de devolver a resistência do dente íntegro.

Palavras chave: Resistência de materiais. Restaurações intracoronárias. Cerâmica. Resinas compostas. Análise de elementos finitos.

Souza ACO. *Effect of filling and restorative materials on the stress distribution and fracture resistance of weakened premolars [dissertation]. São Jose dos Campos School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.*

## **ABSTRACT**

*The purpose of this study was to evaluate the influence of filling and restorative material on stress distribution and fracture resistance of premolars endodontically treated and weakened cuspal. Were selected 40 premolars healthy humans, 5 were left intact as controls (group C +) and others were performed endodontic treatment and removed the buccal and lingual dentin. Then 5 teeth were left to negative control (Group-C), the others were divided into two groups according to the filling material (glass ionomer and composite resin) and performed inlays prepares. They were then subdivided into three groups, no inlay restoration (PC: fill with glass ionomer, PR: fill with direct composite resin), restored with inlay made of indirect composite resin (CS: Fill glass ionomer (GIC) and RS: fill with resin composite) and restored with ceramic (EC: fill with VSD and RE: fill with resin composite). The restorations were cemented with dual cured resin cement and stored in distilled water at 37°C/24h. Each specimen was compressed until the fracture in a universal testing machine with a 1mm/min of cross head speed. The eight groups were modeled, imported by software Ansys 13.0, the volume of each geometry were converted into tetrahedric elements and subjected to static structural analysis within the elastic limit and linear. Data fracture resistance were analysed by ANOVA and Tukey's test (5%). The results showed that removal of tooth structure affected significantly the fracture resistance values, the lowest were presented by the negative control group, followed by the groups restored and filled (no statistical difference between them) and all smaller than the control group positive. The different combinations of filling and restorative materials increased levels of resistance to fracture, but still far below the values presented by the tooth intact. The stress concentration was lower for the restored groups than without restoration and there were not difference between filling and restorative materials. we concluded that, for the extension of inlay prepared, the two fillings and two restorative materials and their combination were not able to recover the strength of the healthy tooth were presented by the negative control group, followed*



*by the groups restored and filled (which showed no statistical difference between them), and all smaller than the control group positive. The different combinations of filling and restorative materials increased levels of resistance to fracture, but still far below the values presented by the tooth intact. In finite element analysis, the stress concentration was lower in comparison restored tooth in the tooth without restoration, and in the restored teeth, the stress concentration was similar regardless of the material used for filling and restoration.*

*Keywords: Material resistance. Inlays. Ceramic. Composites resins. Finite element analysis*

## 1 INTRODUÇÃO

O efeito da remoção de estrutura dentária na resistência dos dentes, assim como a solução para os problemas decorrentes da perda tecidual, tem sido um desafio na Odontologia (Elderton, 1976). Restaurações diretas falham com grande frequência e precisam ser substituídas ao longo dos anos, de modo que o novo preparo aumenta as dimensões da cavidade. Esse ciclo pode durar indefinidamente até que seja necessário o tratamento endodôntico ou não seja mais possível restaurar o dente de forma direta.

Dentes despolpados apresentam menor resistência à fratura em relação ao dente vital, principalmente pela extensa perda de dentina, tecido resiliente que confere resistência elástica a coroa dentária (Mondelli et al., 1980).

A perda de estrutura dental, devido a processos cariosos e desgastes durante os preparos cavitários, está diretamente relacionada com a diminuição da resistência do dente (Eakle et al., 1992; Khers et al., 1990). Este fato ocorre em todos os dentes e assume algumas particularidades em alguns deles.

No caso dos pré-molares superiores, a perda de estruturas como as cristas marginais leva ao rompimento de um elo de união entre as cúspides vestibular e lingual (Mondelli et al., 1980; Abate, 1993) que, associado a sua forma anatômica, aumenta significativamente sua propensão à fratura (Khers, 1990). Fatos como esse, somados à remoção do teto da câmara pulpar e alargamento dos canais radiculares, decorrentes da instrumentação para o tratamento endodôntico, levam esses níveis de tendência à fratura a patamares ainda mais elevados (Ellis et al., 1999; Mondelli, 1998). Embora não comprovadas na literatura, existem ainda especulações quanto a alterações na estrutura dentinária devido ao

tratamento endodôntico, o que contribuiria ainda mais para o enfraquecimento do dente (Howe, McKendry, 1990).

Qualquer tipo de preparo cavitário nos pré-molares, provocará o enfraquecimento destes dentes dado o efeito de cúspides alongadas pelo aumento de profundidade (Mondelli, 1980). Os preparos cavitários realizados nestes dentes fazem com que as cúspides fiquem delgadas, favorecendo a sua deflexão (Jagadish, Yogesh, 1990), principalmente nos superiores, deflexão esta que é proporcional à força mastigatória e ao comprimento da cúspide (Hood, 1991).

A deflexão das cúspides também está relacionada com o aumento da profundidade e largura da cavidade, na qual a duplicação da profundidade acarreta um aumento de oito vezes na deflexão. Mesmo que a fratura não ocorra, a deflexão das cúspides faz com que haja uma ruptura na interface dente-restauração, o que pode levar à microinfiltração e consequente recorrência de cárie (Elderton, 1976).

A conscientização dos cirurgiões-dentistas à respeito da importância da preservação das estruturas sadias dos dentes, aliada ao aperfeiçoamento dos materiais restauradores e às técnicas conservadoras, e considerando que a progressão da cárie nos dentes posteriores deixa em muitos casos, esmalte sem suporte de dentina, levou autores como Espinosa (1978) e Herrin (1986) a questionarem a indicação da remoção de todo esmalte sem suporte de dentina para prevenir a fratura, conforme indicava Black (1908).

Pensando na preservação do esmalte sem suporte, faz-se necessário o uso de materiais de preenchimento como resinas compostas, cimentos de ionômero de vidro tradicionais ou modificados por resina, de modo a evitar desgaste desnecessário do elemento dental e ainda diminuir a quantidade de material restaurador indireto.

O cimento de ionômero de vidro veio agregar propriedades importantes a um material restaurador como: liberação de flúor para o ambiente bucal, adesão química à estrutura dental e compatibilidade

favorável com os tecidos bucais, (Swift, 1988; Mount, 1994) além de atividade antibacteriana (Vermeersch et al., 2005). Tais características motivaram sua utilização e estimularam a realização de inúmeras pesquisas. Inicialmente, o cimento de ionômero de vidro era utilizado como material restaurador em pequenas cavidades de classe III e de classe V, no entanto, com modificações na proporção pó/líquido, conseguiu-se que tal material também fosse utilizado como forrador cavitário, base de restaurações, agente cimentante e selador de cicatrículas e fissuras (Mount, 1994).

Além disso, os cimentos de ionômero de vidro convencionais têm pequena contração durante a reação de presa (Feilzer, 1988) e o coeficiente de expansão térmica é próximo ao da estrutura dental (Craig, 1993). Esses fatores têm sido considerados importantes para o sucesso da efetiva união dos cimentos ionoméricos à estrutura dental e motivo para serem utilizados como materiais de suporte sob esmalte socavado (Secco et al., 1992)

Denehy e Torney (1976) foram os primeiros autores a usar a resina composta para reforçar o esmalte sem suporte, por meio da técnica do condicionamento ácido da cavidade. Muitos estudos têm demonstrado o benefício do uso das resinas para esta finalidade, já que fornecem reforço às cúspides, aumentando a resistência da estrutura dental remanescente (Soares et al., 2008c; Brunton et al., 1999; Secco, 1995; Takahashi, 2001). Rodrigues Filho e Muench (1995) assinalaram que a resina composta pode ser considerada uma base de sustentação de cúspides sem suporte em razão da retenção micromecânica proporcionada pelo sistema adesivo, recuperando a resistência dos dentes restaurados ao nível dos dentes hígidos.

O aumento da busca por estética pelos pacientes tem contribuído para o crescente declínio da utilização de restaurações metálicas e, conseqüentemente, aumento no uso dos materiais restauradores estéticos. Para os procedimentos restauradores indiretos livres de metal, existem atualmente dois sistemas básicos de uso indireto: as resinas

compostas e as cerâmicas. Apesar das diferentes propriedades, estudos evidenciam que ambos os materiais, quando unidos ao dente pela técnica adesiva, favorecem o reforço da estrutura fragilizada (Santos, Bezerra, 2005).

Muitas são as vantagens em fazer uso da técnica de restauração indireta em dentes posteriores com grande perda de estrutura, entre elas, podemos ressaltar a facilidade na obtenção do correto contato proximal com os dentes adjacentes, considerado um dos passos mais difíceis de obter pela técnica direta. Em se tratando da qualidade da polimerização, o processamento em laboratório permite maior controle da energia aplicada ao material, promovendo maior profundidade de polimerização e maior grau de conversão (Walton, 1992). Um outro fator positivo observado nesta técnica é a facilidade na realização do acabamento e polimento de restaurações *inlay/onlay*.

As resinas compostas indiretas também foram indicadas no reforço das cúspides enfraquecidas por extensos preparos cavitários intracoronários. As resinas laboratoriais disponíveis no mercado atual apresentam características biomecânicas e facilidade de construção laboratorial que as colocam como excelente alternativa estética em relação às cerâmicas (Touti, 1996).

A grande produção de cerâmicas odontológicas de boa qualidade permite ao protesista uma possibilidade enorme de escolha para a resolução dos seus casos, e quando bem indicadas, com sucesso clínico elevado. As principais desvantagens das cerâmicas são a sua fragilidade e a baixa resistência à tração (Anusavice, 1998), as quais vêm sendo superadas com a introdução de sistemas mais resistentes, tratamentos de superfície para cimentação e utilização de agentes de cimentação resinosos.

Pode-se citar ainda, como desvantagem, que as restaurações cerâmicas podem promover maior desgaste dos dentes antagonistas, principalmente se a camada de glaze for removida. No entanto,

possuem alta resistência ao desgaste e ao manchamento, assim como estabilidade de cor (Touti, 1996).

Jackson e Ferguson, em 1990, consideraram que as *inlays* e *onlays* fabricadas em resina composta e cerâmica além de estéticas têm apresentado um reforço adicional à estrutura dentária remanescente, devido ao seu potencial de adesão ao dente. Consideraram-as superiores na conservação da estrutura dental, uma vez que se torna desnecessário sacrificar cúspides para proteger o remanescente dental como se faz nas restaurações metálicas, devido à característica de reforço da técnica de cimentação adesiva.

Como pode-se observar, há diversos materiais restauradores disponíveis no mercado que, com o aprimoramento dos sistemas adesivos, passaram a ser opções viáveis, apesar da sensibilidade da técnica. Dentre estas alternativas de materiais restauradores, torna-se importante o conhecimento de suas propriedades físicas e mecânicas, o que aliado à correta indicação e execução técnica, será capaz de restabelecer a forma, função e estética.

Considerando-se a procura cada vez maior por tratamentos restauradores estéticos e a importância da realização de preparos cavitários mais conservadores, como a melhor forma de preservar a resistência dos dentes, torna-se oportuno avaliar a influência do tipo de preenchimento e do material restaurador na distribuição de tensões em pré-molares tratados endodonticamente e com cúspides socavadas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Baseado na importância do estudo da resistência à fratura em dentes fragilizados, tratados endodonticamente e com cúspides socavadas, restaurados indiretamente com cerâmica e resina indireta, foi realizada a revisão de literatura, com os trabalhos mais relevantes sobre assunto.

### 2.1 Propriedades dos materiais restauradores e preparo cavitário

Mondelli et al., em 1980, considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores era a ocorrência de falhas na geometria do preparo cavitário que podem levar à fratura do dente, realizaram um trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Pré-molares receberam preparos classe I, classe II composta e classe II complexa com profundidade de 2,5 mm e com três níveis de abertura vestibulo-lingual,  $1/4$ ,  $1/3$  e  $1/2$  da distância intercuspidal. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma diretamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção de estrutura dental reduz significativamente a resistência à fratura de dentes posteriores.

Jackson e Ferguson (1990) consideraram que *inlays* e *onlays* fabricadas em resina composta e cerâmica além de estéticas têm apresentado um reforço adicional à estrutura dentária remanescente, devido ao seu potencial de adesão ao dente. Os autores consideraram-

nas superiores na conservação da estrutura dental, uma vez que se torna desnecessário sacrificar cúspides para proteger o remanescente dental como se faz nas restaurações metálicas, devido à característica de reforço da técnica de cimentação adesiva. Entretanto, alertaram para as diferenças entre os preparos das *inlays* estéticas e das restaurações metálicas indiretas, considerando a preparação para as *inlays* estéticas bem mais fáceis de serem executadas. Comentaram que as paredes da cavidade devem divergir de 10 a 15° e os ângulos internos devem ser arredondados para permitir um melhor assentamento e evitar a concentração de tensão. As margens podem ter chanfros profundos, mas não bisel. A profundidade de desgaste deve ser de no mínimo 1,5 a 2 mm e a largura do istmo deve estar em torno de 2 mm. Advogou o uso do cimento de ionômero de vidro como base e enfatizou que os cimentos provisórios não devem conter eugenol, para não interferir na polimerização do cimento resinoso.

De acordo com Khera et al., em 1990, vários fatores contribuem para a fratura de cúspides dentárias: cárie, abrasão, erosão, maloclusão, traumas, forças mastigatórias excessivas, preparos cavitários extensos, *inlays* MOD, envelhecimento e desidratação decorrente de tratamento endodôntico. Afirmam, ainda, que os fatores mais associados com fraturas são extensas restaurações e lesões de cárie, sendo que as cúspides não funcionais são as de maior tendência à fratura. De acordo com o pressuposto de que a anatomia dentária deve ser parcialmente responsável pela susceptibilidade à fratura, os autores analisaram: a existência de diferença na espessura das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a inclinação das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a espessura do esmalte das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a inclinação da junção amelo-dentinária das cúspides vestibular e lingual. Os resultados mostraram diferenças entre os parâmetros analisados, entretanto, os autores afirmam que normalmente as fraturas ocorrem em



situações específicas de alta carga sobre os dentes ou quando uma oclusão não guiada pelo canino leva ao contato cúspides enfraquecidas. No geral, observou-se: 1) as cúspides funcionais, exceto dos pré-molares superiores, são mais espessas que as não funcionais, sendo mais resistentes; 2) as cúspides não funcionais dos molares e funcionais dos pré-molares superiores têm inclinações maiores e portanto são mais resistentes; 3) a espessura do esmalte foi tida como maior nas cúspides funcionais do que nas não funcionais, o que as torna mais resistentes, exceto nos segundos pré-molares inferiores; 4) a angulação da junção amelo-dentinária não foi significativa nos dentes superiores, mas somente nos inferiores. Concluíram que, apesar de nos molares a cúspide não funcional fraturar mais que a funcional, isto pode ser devido a sua anatomia, mas principalmente ao enfraquecimento existente. Sugerem, ainda, que as dimensões de uma restauração no que diz respeito à abertura de caixa, número de superfícies envolvidas e profundidade de desgaste são diretamente relacionados com a frequência de fraturas.

Burke et al., em 1991, se propuseram a estudar as restaurações indiretas do tipo *inlay/onlay* e consideraram que as restaurações metálicas fundidas, apesar de não estéticas, possuem maior longevidade clínica e melhor polimento de superfície quando comparadas às restaurações de resina e de cerâmica. No entanto, observaram que, diante da necessidade estética do paciente, essas restaurações podem ser utilizadas. Consideraram que as *inlays* de cerâmica são superiores às *inlays* de resina no que se diz respeito à estética superior, biocompatibilidade e maior resistência ao desgaste. Com relação às *inlays* de resina, afirmaram que estas são superiores às de cerâmica na facilidade de reparo, no menor desgaste do dente antagonista, na possibilidade de ser modificada ou repolida e na maior facilidade da técnica laboratorial.

Roulet et al., em 1993, relataram que atualmente os pacientes estão muito envolvidos com a saúde e estética bucal.

Consideraram a resina composta como a primeira alternativa para substituir as restaurações de amálgama sempre que as cavidades forem conservadoras, mas devido aos problemas que podem advir de uma restauração larga de resina num dente posterior, principalmente devido à contração de polimerização, sugeriram as restaurações indiretas para os casos mais extensos. Enfatizaram que as restaurações indiretas de resina e cerâmica, fixadas ao dente por meio de sistemas adesivos e cimentos resinosos, parecem ser boas alternativas devido ao pequeno volume de componentes resinosos que contraem dentro da cavidade, provenientes apenas da fina camada do cimento resinoso. Com relação às *inlays* cerâmicas, citaram que este tipo de restauração data de 1862. No entanto, devido à fragilidade das cerâmicas havia uma alta incidência de falhas. A mínima tensão levava à indução de trincas, as quais se espalhavam por todo o corpo da restauração. As restaurações eram fixadas aos dentes com cimento de fosfato de zinco, o qual não reforçava a união. Apontaram dois fatores que levaram o ressurgimento das cerâmicas: o aprimoramento técnico na obtenção das restaurações cerâmicas e na adesão permanente desta ao dente através dos novos sistemas adesivos e cimentos resinosos.

Touati, em 1996, num trabalho de revisão de literatura, descreveu inicialmente as vantagens das restaurações indiretas, destacando os excelentes resultados estéticos, redução na contração de polimerização, eficiência na obtenção de ponto de contato e a maior facilidade de definição de uma adequada anatomia oclusal. Os materiais estéticos disponíveis para as restaurações indiretas são as cerâmicas e resinas laboratoriais. Em relação à cerâmica, o autor destacou como vantagens: a excelente estética, conseguida pelo alto nível de translucidez, opacidade e valor; estabilidade de cor; resistência ao desgaste; habilidade de condicionamento com ácido hidrófluorídrico, que aumenta a eficiência de fixação, e a biocompatibilidade. Como desvantagens das cerâmicas, o autor destacou a susceptibilidade à

fratura previamente à cimentação, ausência de resiliência e a capacidade de produzir desgaste nos dentes antagonistas devido à sua alta dureza. O autor concluiu que as resinas laboratoriais disponíveis no mercado atual apresentam características biomecânicas e facilidade de construção laboratorial que as colocam com excelente alternativa estética às cerâmicas.

Shahrbaf et al. (2007) avaliaram o efeito da diferença de espessura da crista marginal de pré-molares superiores tratados endodonticamente e restaurados com resina composta. Após ensaio de resistência à fratura e análise dos resultados os autores observaram que o grupo com dentes hígidos obteve os maiores resultados de resistência à fratura, e que a preservação de crista marginal com espessuras de 2,0 mm, 1,5 mm e 1,0 mm pode ajudar a preservar a resistência à fratura dos dentes. Uma espessura de 0,5 mm não preserva totalmente a resistência dos dentes ao nível dos dentes íntegros, mas os valores ainda são maiores do que o grupo com preparo MOD. Os autores concluíram que a preservação da crista marginal em dentes tratados endodonticamente restaurados com resina composta atua reforçando o elemento, aumentando sua resistência à fratura.

Lee et al. (2007) avaliaram a deflexão das cúspides pela contração de polimerização durante a restauração de cavidades tipo MOD em pré-molares restaurados com compósitos e examinaram a influência da dimensão da cavidade, fator C e preparo da restauração na deflexão das cúspides. Para isso foram utilizados 30 pré-molares superiores hígidos de tamanhos similares, preparados em quatro diferentes tamanhos de cavidades MOD e divididos em 6 grupos. A largura e a profundidade da parede pulpar das cavidades foram as seguintes: Grupo 1 – 1,5 x 1,0mm; Grupo 2 – 1,5 x 2,0 mm; Grupo 3 – 3 x 1,0 mm e Grupos 4 a 6 – 3 x 2,0 mm. Os grupos de 1 a 4 foram restaurados usando apenas um incremento, o grupo 5 foi restaurado utilizando a técnica incremental e o Grupo 6, foi restaurado através de técnica indireta *inlay*. Os autores

concluíram que a deflexão das cúspides aumentou com o aumento da dimensão da cavidade e do fator C. O uso da técnica restauradora incremental ou uma restauração indireta tipo *inlay* poderia reduzir a deformação da cúspide

Navarro et al. (1983) verificaram a resistência à fratura em pré-molares superiores nas seguintes condições: com lesões de cárie situadas em diferentes faces dentárias (face oclusal, face proximal sem comprometimento da crista marginal e face proximal com comprometimento da crista), com remoção do teto da câmara pulpar e preparo tipo MOD com proteção de cúspides e cimentação das respectivas restaurações metálicas fundidas. Com base nos resultados apresentados e na análise estatística aplicada, os autores concluíram que foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre todas as condições experimentais, e que quanto maior o envolvimento das faces dentárias pela cárie, menor a resistência dos dentes às forças compressivas. Com a remoção do teto da câmara pulpar ocorreu uma queda acentuada na resistência à fratura do dente envolvido, para aproximadamente 90% menor que a dos dentes hígidos. Quando foi feita a proteção de cúspide, pela cimentação de uma restauração metálica fundida, ocorreu um aumento acentuado na resistência dentária superando inclusive a do dente hígido.

No ano de 1995, Secco et al. avaliaram a influência de materiais restauradores na recuperação da rigidez das cúspides sem suporte de dentina. Foram utilizados 42 pré-molares, divididos em 6 grupos: 1 - Dente hígido; 2 - Classe II MO; 3 - Classe II mais remoção da dentina de suporte do esmalte oclusal; 4 - Idem grupo 3, com esmalte oclusal suportado com ionômero de vidro Ketac Bond, (ESPE); 5 - Idem grupo 3, com esmalte oclusal suportado com Vitremer (3M); e, 6 - Idem grupo 3, com esmalte oclusal suportado com resina Z100 (3M). Primeiramente foram feitas leituras de extensometria e ensaio de resistência à fratura. Os resultados indicaram que a resina composta

suportando esmalte recuperou 65% da rigidez das cúspides, perdida com o preparo cavitário e diminuiu a deflexão em 75%, não diferindo do dente hígido; o ionômero fotopolimerizável recuperou 25% da rigidez e diminuiu em 42% a deflexão, não atingindo estatisticamente os valores do dente hígido, porém, foi melhor que o preparo classe II com remoção de dentina no dente não restaurado. Nenhuma condição restauradora recuperou os valores de resistência à fratura das cúspides do dente hígido. No entanto, todos os materiais suportando esmalte aumentaram a resistência à fratura do esmalte oclusal suportado artificialmente. A resina composta demonstrou, dentre todos eles, ser o material mais indicado para suportar esmalte, em função da recuperação da rigidez, deflexão e aumento da resistência à fratura do esmalte suportado.

Burke, em 1995, avaliou a resistência à fratura de coroas inseridas em pré-molares superiores extraídos, variando a técnica de cimentação. Foram utilizados 40 pré-molares com dimensões vestibulo-palatino semelhantes, com variação menor que 2,5% do tamanho médio. Os dentes foram divididos em quatro grupos, empregando a associação ou não de adesivos dentais e utilizando agente de fixação à base de resina ou cimento fosfato de zinco. A resistência à fratura de coroas de cerâmica fixadas com agente de fixação à base de resina e adesivo dental (0,77 kN) foi estatisticamente superior às coroas fixadas com cimento fosfato de zinco (0,39 kN). Essa diferença é atribuída à capacidade de ligação adesiva com a estrutura dental, proporcionando maior resistência ao conjunto dente-restauração.

Brunton et al. (1999) propuseram avaliar a resistência à fratura de pré-molares. Foram selecionados quarenta dentes divididos em quatro grupos de 10 dentes cada, dos quais três receberam preparos padronizados e o Grupo 4 foi selecionado como controle, cujos dentes permaneceram intactos. Os demais grupos preparados receberam restaurações tipo *onlay*, sendo então, realizados troquéis de gesso após a moldagem com silicone de condensação, confeccionado-se restaurações

com resina composta Belle Glass – Kerr (Grupo 1), com resina composta SR Isosit (Grupo 2) e cerâmica IPS Empress – Ivoclar (Grupo 3). Os Grupos 2 e 3 foram cimentados com cimento resinoso Variolink II em associação com sistema adesivo Syntac enquanto o Grupo 1 foi cimentado com cimento resinoso e sistema adesivo Nexus (Kerr). Após os procedimentos de restauração, os espécimes foram submetidos a testes de compressão numa máquina de ensaios que teve um cilindro de aço de 4 mm de diâmetro adaptado a uma velocidade de 1 mm/min. As médias apresentadas pelos grupos foram: Grupo 1,  $100,94 \pm 57,10$  kgf; Grupo 2,  $159,07 \pm 55,06$  kgf; Grupo 3,  $100,94 \pm 49,96$  kgf; Grupo 4,  $111,14 \pm 31,61$  kgf. Observou-se que os dentes restaurados com restaurações indiretas de resina composta mostraram valores maiores de resistência quando comparados a dentes restaurados com restaurações indiretas de resina composta fibro-reforçadas e com restaurações indiretas de cerâmica. As restaurações de resina composta apresentam maior flexibilidade e menor rigidez, conferindo ao dente uma inerente capacidade de flexão quando submetido a uma ação de forças oclusais. Relataram também que as resinas compostas apresentaram maior capacidade de absorver forças compressivas que os materiais cerâmicos e as resinas reforçadas, por apresentarem um módulo de elasticidade menor, e dessa forma, a carga é transmitida de modo mais lento ao dente. Por outro lado, as resinas fibro-reforçadas apresentam um modo de fracasso menos desastroso, quando comparadas à outra resina composta utilizada e, em relação às restaurações de cerâmica impossibilitando a propagação de trincas, além de poder ser clinicamente reparável.

Takahashi et al., em 2001, relataram que dentes tratados endodonticamente são considerados mais suscetíveis a fraturar por causa da perda de estrutura dental. O objetivo desse estudo foi avaliar o aumento de resistência à fratura de dentes pré-molares superiores que sofreram tratamento endodôntico. Quarenta pré-molares superiores humanos extraídos foram divididos em 4 grupos: I - dentes hígidos; II -

dentes com tratamento endodôntico com acesso e preparo MOD, restaurado com resina composta, sem cobertura de cúspide; III - dentes com tratamento endodôntico com preparo MOD e redução oclusal, restaurados com resina composta com cobertura de cúspide; IV - dentes com tratamento endodôntico com preparo MOD e redução oclusal, sem qualquer restauração. Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão até a fratura. A análise de variância e o teste de Tukey foram usados para comparar os resultados. Os dentes do grupo III, com cobertura de cúspide, apresentaram significativamente maior resistência à fratura, quando comparado aos grupos restaurados sem cobertura de cúspide e não restaurado. A restauração em resina composta com cobertura de cúspide pode ser considerada uma alternativa viável para restaurar pré-molares tratados endodonticamente.

Cotert et al., em 2001, compararam a resistência à fratura de dentes posteriores restaurados com cinco restaurações adesivas diferentes. Oitenta e quatro molares humanos hígidos foram incluídos neste estudo. Os dentes foram divididos em sete grupos. Os primeiros cinco grupos receberam preparos méso-ocluso-distal (MOD) e foram restaurados com (1) amálgama adesivo, (2) resina para posterior, (3) *inlay* de resina indireta, (4) *inlay* metálico e (5) *inlay* cerâmico. O sexto e sétimo grupo foram introduzidos no estudo como controles. Os dentes da amostra do grupo 6 estavam preparados mas foram testados sem restauração (grupo preparado). A amostra do grupo 7 era de dentes intactos que foram testados como hígidos. Todas as amostras foram submetidas a um carregamento axial até a fratura. Os resultados demonstraram que enquanto os dentes hígidos tiveram uma resistência significativamente mais alta que todos os outros grupos, os dentes preparados, porém, não restaurados, foram os mais fracos. Nenhuma diferença significante foi achada na resistência à fratura entre os grupos restaurados. Os autores concluíram que houve diferença estatística significante entre a resistência de fratura do grupo hígido e os demais

grupos e entre os grupos restaurados e o grupo com preparo. Porém as diferenças entre os grupos que receberam diferentes restaurações foram insignificantes, sendo, portanto, a resistência muito mais influenciada pela remoção de estrutura dental.

Santos e Bezerra (2005), avaliaram a resistência à fratura de dentes restaurados usando duas técnicas adesivas diretas e duas indiretas. Foram utilizados 40 pré-molares superiores, os quais foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de 10: Grupo 1- dentes hígidos; Grupo 2- dentes com preparo de cavidade tipo MOD tratados endodonticamente e não restaurados; Grupos 3- dentes preparados com cavidades tipo MOD e restaurados pela técnica direta (Z100 – 3M ESPE); e Grupo 4- dentes preparados com cavidades tipo MOD e restaurados com *inlays* cerâmicos (IPS Empress, Ivoclar-Vivadent). Os espécimes foram sequencialmente submetidos a um teste de compressão axial usando uma esfera de aço de 8 mm de diâmetro com velocidade de 0.5 mm/min até a fratura. As médias da força de compressão para causar fratura das cúspides dos quatro grupos experimentais foram: G1- 138,4 kg; G2- 49 kg; G3- 105,4 kg e G4- 82,7 kg. A resistência à fratura de dentes restaurados usando compósitos diretos não mostraram diferenças significantes dos dentes restaurados comparados à *inlays* cerâmicos. Nenhum dos materiais analisados foi capaz de recuperar completamente a resistência à fratura perdida durante o preparo da cavidade. Os autores concluíram que o preparo da cavidade enfraqueceu o remanescente estrutural dentário. Restaurações adesivas diretas e indiretas podem restabelecer parcialmente a resistência à fratura dos dentes enfraquecidos pelo preparo cavitário.

Siso et al., em estudo de 2007, compararam a resistência à fratura de cúspide de pré-molares superiores uni-radiculares humanos, restaurados com resinas compostas e dois tipos de pinos intraradiculares. Os autores encontraram que o grupo hígido obteve os maiores resultados de resistência à fratura e o grupo que permaneceu



sem restauração, com tratamento endodôntico e cavidade classe II, teve os piores resultados. Os grupos que foram restaurados apenas com resina composta e adesivo de um passo tiveram resultados inferiores de resistência do que os grupos restaurados com adesivo de dois passos ou com adesivos autocondicionantes associados a pinos intra radiculares. Os autores concluíram que os dentes pré-molares com cavidade MOD, tratados endodonticamente, tiveram a resistência da cúspide vestibular aumentada quando restaurados com resina composta com ou sem o uso de pinos radiculares. O adesivo de dois passos e o condicionamento total aumentaram, significativamente, a resistência à fratura do dente quando comparados ao adesivo de passo único.

No ano de 2008a, Soares et al., avaliaram a resistência à fratura e modo de fratura de 70 pré-molares superiores, divididos em 7 grupos. O grupo controle consistia em dentes íntegros. Os outros 6 grupos foram tratados endodonticamente e receberam preparo mesio-ocluso-distal direto ou indireto. Os dentes foram restaurados com 4 tipos de material: amálgama, resina composta direta, resina composta indireta e cerâmica. Foi observado que o grupo controle, composto por dentes hígidos apresentou os maiores resultados de resistência à fratura e que os grupos restaurados apresentaram melhores resultados de resistência que os grupos não restaurados. Outra observação dos autores foi que os dentes restaurados com técnicas adesivas apresentaram melhores resultados que os que utilizaram técnicas restauradoras não adesivas, como o amálgama. Os autores concluíram que dentes com maior quantidade de tecido dental remanescente ou restaurados com técnicas adesivas apresentam melhores resultados de resistência à fratura.

## 2.2 Análise de elementos finitos

Goel et al., em 1992, relataram que procedimentos restauradores são normalmente realizados para recuperar a estrutura dental, porém a redistribuição das tensões funcionais após o tratamento não é totalmente entendida. Muitos métodos restauradores são indicados pela característica de integridade do remanescente dental, porque a presença de estrutura debilitada pode levar à fratura. Para os autores, prevenir fraturas requer que se tenha o claro conceito de que se deve prevenir a remoção de estrutura dental definindo geometria adequada ao preparo cavitário e ainda antecipando a característica de transmissão de tensões da mastigação sobre a estrutura dentária remanescente. Conhecer os parâmetros internos da geometria da cavidade poderá facilitar a seleção do correto desenho da cavidade a ser empregado em situações clínicas específicas. Três desenhos de cavidades foram empregados neste estudo para analisar a concentração de tensões pelo método de elementos finitos. Após a inserção do material restaurador, a dentina experimentou uma dramática mudança no gradiente de tensões imediatamente abaixo da parede pulpar, e esta resposta foi intensificada em preparos com cavidades profundas. O esmalte também exibiu maior alteração no gradiente de tensões que a dentina. A combinação das alterações pode causar fissuras no restante da estrutura do dente, levando à fratura da cúspide imediatamente adjacente à porção mais profunda da cavidade.

Rees, em 2001, relata que já foram publicados muitos estudos de análises de elementos finitos na literatura odontológica, sendo alguns mais simplificados, analisando apenas a coroa do dente e outros mais elaborados incluindo parte ou toda a raiz, ou ainda ligamento periodontal interligado ao osso alveolar. Nesse estudo, os autores examinaram a importância das estruturas de suporte para o modelo de

análise da distribuição de tensão em um dente. Um modelo bi-dimensional de elementos finitos de um segundo pré-molar inferior foi desenvolvido, o qual incluiu o ligamento periodontal unido ao osso alveolar. Foram aplicadas duas cargas de 50 N para simular o efeito de uma carga em oclusão cêntrica. Foram produzidas análises de tensões nos eixos x e y e de cisalhamento ao longo de dois planos horizontais, um na coroa e um na região cervical. Cada uma das estruturas de suporte foi removida sistematicamente e o modelo resultante foi reanalisado. Os autores demonstraram que é particularmente importante incluir o ligamento periodontal e osso alveolar ao realizar análises de elementos finitos de dentes.

Lin et al., em 2001, relataram que o emprego de restaurações méso-ocluso-distal (MOD) na restauração de extensa lesão cáriosa depende de muitos fatores. Sabe-se que a resistência à fratura de uma restauração não é somente uma preocupação biológica, sendo que a forma da cavidade, dimensões e o estado de tensão devem ser levados em conta. Nesse estudo, um programa de auto-malhamento, recentemente desenvolvido, foi usado para gerar 30 modelos tri-dimensionais (3D) de elementos finitos que simulam a biomecânica para uma restauração em ouro tipo MOD em um segundo pré-molar superior. Foram relacionados níveis de tensão aos diferentes fatores (profundidade da parede, largura de istmo e espessura entre as paredes axiais) e para as interações entre estes fatores em relação a uma força de mordida que se concentrava na cúspide lingual. Os resultados mostraram que o aumento do volume da cavidade MOD, resultou em aumento significativo das tensões em esmalte, mas não afetou as tensões em dentina. Para todos os três parâmetros, com exceção da largura, o pico de tensão aumentou com o aumento da dimensão da cavidade. A profundidade foi o fator mais crítico que resultou em maior elevação de tensão em esmalte, enquanto a distância entre as paredes axiais foi o parâmetro mais importante em relação à dentina. Largura do istmo foi o fator que menos

interferiu na concentração de tensões. Os achados deste trabalho questionam parcialmente o conceito tradicional de que a preservação de estrutura dental reduz o risco à fratura do dente, possibilitando a otimização da configuração do preparo cavitário para uma restauração MOD.

Soares et al. (2008b) avaliaram a influência do tipo de preparo cavitário e materiais restauradores na deformação e na distribuição de tensões em pré-molares superiores tratados endodonticamente sobre condições de carregamento. Os autores utilizaram a extensometria para avaliar o nível de deformação das estruturas dentárias em cada caso, e observaram que as maiores deformações ocorreram nos grupos preparado e não restaurado e no restaurado com amálgama quando comparados com os outros grupos. O grupo dos dentes hígidos foi o que menos sofreu deformação pelo carregamento. A distribuição de tensões, que foi analisada por meio do método de elementos finitos, mostrou que o tipo de material restaurador e a remoção da estrutura dental afetaram o padrão de distribuição de tensões entre os grupos. O estudo teve como conclusão que os espécimes restaurados adesivamente se comportam de forma similar ao dente hígido, enquanto o comportamento de dentes restaurados com amálgama se assemelha mais ao de dentes não restaurados.

Ainda neste ano, Soares et al (2008c) avaliaram os efeitos de tratamentos endodônticos e restauradores na resistência à fratura de pré-molares superiores restaurados com resina composta e submetidos ao ensaio de resistência à fratura e análise pelo método de elementos finitos. Os autores demonstraram que a resistência à fratura foi completamente mantida quando preparos MOD foram restaurados com resina composta e parcialmente recuperados quando os preparos MOD associados com acesso endodôntico foram restaurados da mesma maneira. Concluíram que a restauração de resina composta tem papel importante na recuperação da resistência de dentes preparados e que o

acesso endodôntico e a restauração aumentaram a incidência de envolvimento periodontal nas fraturas.

### 3 PROPOSIÇÃO

O propósito do estudo foi avaliar, *in vitro*, a influência do tipo de preenchimento e material restaurador na carga de fratura e distribuição de tensões em dentes enfraquecidos e restaurados indiretamente, por meio de ensaio de resistência à fratura e pelo método de elementos finitos .

#### 3.1 Hipóteses testadas

Para esse estudo, dois fatores foram avaliados, preenchimento e material restaurador, sendo as hipóteses estatísticas apresentadas a seguir:

- Fator preenchimento

**H<sub>0</sub>** – Os diferentes tipos de preenchimento (ionômero de vidro e resina composta direta) não exercem influência na distribuição dos esforços e nos valores de carga de fratura nos pré-molares.

**H<sub>1</sub>** – Pelo menos um dos tipos de preenchimento exerce influência na distribuição dos esforços nos pré-molares.

- Fator material restaurador

**H<sub>0</sub>** – os diferentes tipos de materiais restauradores indiretos (cerâmica e resina composta) não influenciam na distribuição dos esforços e nos valores de carga de fratura nos pré-molares.

**H<sub>1</sub>** – Pelo menos um dos tipos de material restaurador indireto exerce influência na distribuição dos esforços nos pré-molares.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Material

Os principais materiais utilizados neste estudo, bem como seus respectivos nomes comerciais, fabricante, descrição básica e lote estão apresentados no Quadro 1.

Quadro 1 - Nomes comerciais, fabricante, características e lote dos produtos utilizados nos experimentos.

(continua)

<b>Material</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Característica</b>	<b>Lote</b>
<b>IPS e.max</b>	Ivoclar	Cerâmica dissilicato de lítio	N30995
<b>Press</b>	Vivadent		
<b>Variolink II</b>	Ivoclar	Cimento resinoso dual	M44477
	Vivadent		L46354
<b>Monobond Plus</b>	Ivoclar	Agente de silanização	M15219
	Vivadent		
<b>Signum Ceramis</b>	Heareus	Resina composta indireta	010131
<b>Adper Single Bond 2</b>	3M-ESPE	Sistema adesivo	N190472ER



Quadro 1 - Nomes comerciais, fabricante, características e lote dos produtos utilizados nos experimentos

(conclusão)

<b>Material</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Característica</b>	<b>Lote</b>
<b>Vidrion F</b>	SS White	Cimento de ionômero de vidro	Pó:0080911 Líquido:0080811
<b>Impregum-F</b>	3M-ESPE	Material de moldagem à base de poliéter	421709 420540
<b>Sof Lex</b>	3M-ESPE	Disco de acabamento	1105700188
<b>Resina F16</b>	Axon	Resina de poliuretano	SKRP-4560
<b>Express</b>	3M-ESPE	Silicone por adição	1127000396
<b>Durone IV</b>	Dentsply	Gesso tipo IV	3990020
<b>Cera</b>	Lysanda – Produtos Odontológicos	Cera rosa nº 7	2805114
<b>Guta Percha</b>	Dentsply	Guta – percha	578692D
<b>AH Plus</b>	Dentsply	Material de selamento de canais radiculares	1106001642
<b>Condac 37</b>	FGM	Ácido fosfórico 37%	150911
<b>Condac Porcelana</b>	FGM	Ácido fluorídrico 10%	110311

## 4.2 Método

### 4.2.1 Etapa Experimental

#### 4.2.1.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados 40 pré-molares superiores humanos íntegros com dimensões semelhantes, congelados por no máximo 6 meses. Estes foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, com prévio consentimento dos pacientes para utilização dos mesmos. O projeto de pesquisa foi submetido junto ao comitê de ética e aprovada sob protocolo nº 046/2011-PH/CEP. As dimensões dos dentes foram determinadas por meio de uma radiografia digitalizada e, pelo processamento de imagem no programa de análise pelo software Image Tool (UTHSCSA para Windows versão 3.0, San Antonio, TX, EUA) foram calibradas e determinadas as áreas das superfícies oclusais das coroas, com variação máxima de 10% em relação ao valor médio.

#### 4.2.1.2 Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, foi simulado o ligamento periodontal, empregando material elastomérico. Os dentes foram incluídos em resina de poliuretano F16 (Axon, Cercy, França) e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéster, Impregum-F (3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) (Soares, 2000). Para o processo de inclusão, os dentes foram demarcados com

caneta para retroprojeto distando 2 mm apicalmente da junção amelocementária.

Os dentes foram mensurados com paquímetro de precisão de 0,05 mm antes e depois da deposição da cera rosa nº 7 para assegurar a espessura padronizada de 0,3 mm, destinada ao poliéter que simulou o ligamento periodontal (Figuras 1, 2, 3 e 4).



Figura 1 - Medição do dente antes de inserir na cera nº 7.



Figura 2 - Inserção do dente com auxílio de uma pinça clínica em cera nº 7 liquefeita, até o limite previamente marcado.



Figura 3 - Dente após a imersão em cera.



Figura 4 - Verificação da espessura do ligamento periodontal simulado.

Os dentes foram fixados com adesivo à base de cianoacrilato, através da coroa, à haste de um delineador de bancada (Bio art, São Carlos, São Paulo). A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente e, sobre esta, posicionou-se uma placa de vidro sob uma matriz confeccionada em silicone de adição (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN,EUA) (Figura 5).



Figura 5 - Dente posicionado na matriz de silicone para inclusão.

A resina de poliuretano quimicamente ativada foi manipulada na proporção de 1:1 e vertida no interior da matriz. Após a completa polimerização (aproximadamente 20 min da inclusão), o conjunto foi retirado da placa de suporte (Figura 6).



Figura 6 - Inclusão do dente com resina de poliuretano.

Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos em água quente, para a remoção da cera da porção radicular. O material de moldagem, poliéter (Impregum F, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA), foi manipulado na proporção 1:1 e colocado na região radicular dos dentes que foram introduzidos sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelocementário coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliuretano. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 12 (Figura 7).








Figura 7 - Simulação do ligamento periodontal com poliéter.

Os dentes que foram previamente selecionados e numerados em sequência foram então separados randomicamente, em 8 grupos ( $n=5$ ). O grupo 1 foi constituído por dentes íntegros sem preparo cavitário. Os demais grupos foram preparados de forma que a abertura vestibulo-lingual tivesse a máxima distância entre os pontos de contato da esfera utilizada para o ensaio de resistência à fratura, de modo a permitir o contato desta com o dente e não com a restauração no momento do teste. A caixa proximal foi realizada 1mm aquém da junção amelocementária com 2 mm de profundidade e para os grupos que receberam preenchimento, a caixa oclusal foi realizada com profundidade de 3mm.

No quadro 2 podemos observar a distribuição dos grupos de acordo com seus materiais e tipos de preenchimento.




Quadro 2 - Esquema da divisão dos grupos

(continua)

GRUPOS		FORMA DO PREPARO
	<b>C+</b> (Controle positivo)	→ Dente íntegro
	<b>C-</b> (Controle negativo)	→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides → Caixa proximal: 1 mm aquém da junção amelocementária com profundidade de 2 mm
	<b>PC</b> (Preenchimento com cimento de ionômero de vidro)	→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides → Profundidade da caixa oclusal: 3 mm → Caixa proximal: 1 mm aquém da junção amelocementária com profundidade de 2 mm
	<b>PR</b> (Preenchimento com resina composta direta)	→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides → Profundidade da caixa oclusal: 3 mm → Caixa proximal: 1 mm aquém da junção amelocementária com profundidade de 2 mm
	<b>CS</b> (Preenchimento com CIV+ Resina indireta Signum)	→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides → Profundidade da caixa oclusal: 3 mm → Caixa proximal: 1 mm aquém da junção amelocementária com profundidade de 2 mm

Quadro 2 - Esquema da divisão dos grupos

(conclusão)

GRUPOS		FORMA DO PREPARO
	<b>CE</b> <b>(Preenchimento com CIV + Cerâmica e.max)</b>	→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides → Profundidade da caixa oclusal: 3 mm → Caixa proximal: 1 mm aquém da junção amelocementária com profundidade de 2 mm
	<b>RS</b> <b>(Preenchimento com resina composta + Resina indireta Signum)</b>	→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides → Profundidade da caixa oclusal: 3 mm → Caixa proximal: 1 mm aquém da junção amelocementária com profundidade de 2 mm
	<b>RE</b> <b>(Preenchimento com resina composta direta + Cerâmica e.max)</b>	→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides → Profundidade da caixa oclusal: 3mm → Caixa Proximal: 1 mm aquém da junção amelocementária com profundidade de 2 mm

## 4.2.1.3 Remoção do suporte dentinário

Primeiramente, foi feita uma abertura MOD com pontas diamantadas 3131 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação, sob refrigeração, posicionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente, 1 mm aquém da junção cimento-esmalte, por meio do auxílio de um



microscópio óptico adaptado, com movimento nos eixos x, y e z. Para socavar as cúspides, foi utilizada uma ponta diamantada 3017 esférica, com 2,5 mm de diâmetro (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil). A broca foi introduzida até o encontro da haste com a parede vestibular e lingual do preparo anteriormente realizado (Figura 8).

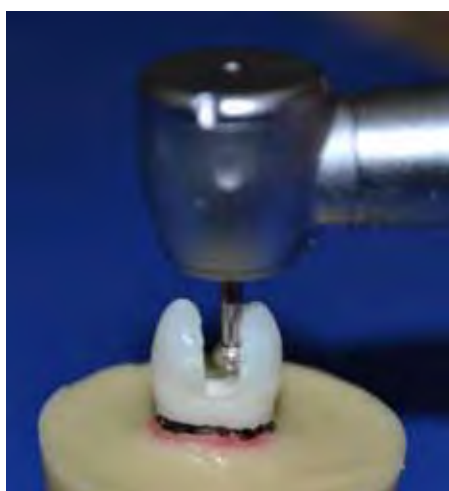


Figura 8 - Remoção do suporte dentinário.

#### 4.2.1.4 Realização do tratamento endodôntico

Para a realização do tratamento endodôntico, foram empregadas pontas diamantadas esféricas nº1014 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e broca tronco-cônica Endo Z (Maillefer Instruments S.A., Ballaigues, Suíça) para a abertura coronária. Os canais foram preparados com o auxílio de instrumentos rotatórios (BioRace, FKG Dentaire, Suíça), segundo as recomendações do fabricante. Posteriormente, os condutos foram secos com cones de papel e obturados pela inserção de guta-percha, juntamente com o cimento AH Plus (Dentsply, Petrópolis, Brasil).

#### 4.2.1.5 Realização do preenchimento e preparos cavitários

Após o tratamento endodôntico, com exceção do grupo C-, os dentes foram preenchidos com resina composta (PR, RS e RE) ou ionômero de vidro (PC, CS e CE). Para o preenchimento com resina composta, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Condac 37, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 15 s, aplicado o adesivo Single Bond (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) e fotoativados (Poly Wireless, 1100 mW/cm<sup>2</sup>, KAVO, Brasil Ind. Com. Ltda, Joinville, SC, Brasil), por 20s. Logo em seguida foram colocados incrementos de 2mm da resina composta Z350 na cor A2 (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) e fotoativados por 40s.

Para o preenchimento com ionômero de vidro (Vidrion F, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), os espécimes foram condicionados com ácido poliacrílico (o próprio líquido do Vidrion F) por 10s. Logo em seguida, o ionômero foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e injetado na cavidade com o auxílio de uma seringa, na tentativa de inserção de uma menor quantidade de bolhas e falhas. Para evitar a perda de água, depois da presa inicial, o ionômero recebeu a aplicação de uma camada de adesivo Single Bond, que foi fotopolimerizada por 20 s.

Após o preenchimento, os espécimes foram mantidos em água destilada e estufa a 37 °C por 24 h. Depois, foram novamente levados ao dispositivo para a realização dos preparos com o auxílio da broca 3131 (Figura 9).



Figura 9 - Microscópio óptico adaptado com movimento nos eixos x,y e z.

A expulsividade das paredes circundantes e paredes axiais dos preparos cavitários foi de  $6^\circ$  e os ângulos internos arredondados conforme característica da ponta diamantada 3131. Cada ponta diamantada foi utilizada para cinco preparos, sob refrigeração. A sequência da realização dos preparos pode ser exemplificada pela figura 10.

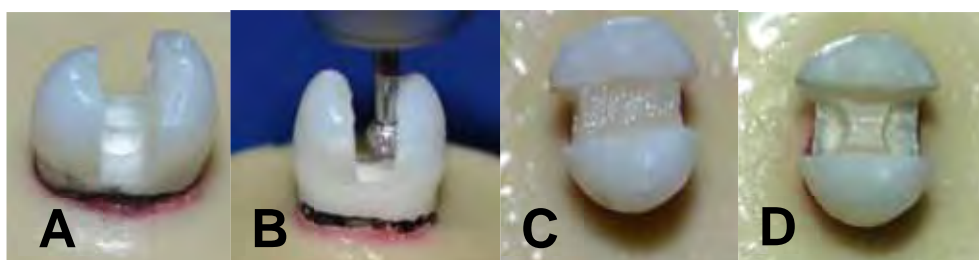


Figura 10 - Sequência da realização dos preparos. A) Preparo MOD e acesso dos canais; B) Socavamento das cúspides; C) Preenchimento; D) Preparo finalizado.

#### 4.2.1.6 Moldagem e confecção de modelos em gesso

A moldagem foi executada utilizando, como moldeira, um cilindro de PVC de 25 mm de altura e 20 mm de diâmetro e silicone por adição (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA), em moldagem de fase única (Figura 11).



Figura 11 - Molde de silicone de adição obtido pela técnica de moldagem única.

O molde foi deixado em repouso por 2 horas e vertido com gesso tipo IV, Durone IV (Dentsply, Catanduva, SP, Brasil).

Após uma hora, o modelo foi removido, os excessos de gesso eliminados e os troquéis numerados em referência à numeração inicial dos dentes. Os modelos foram enviados para o laboratório para a confecção das restaurações indiretas, com escultura da superfície oclusal semelhante em todas as restaurações.

Para a confecção das *inlays* em cerâmica, foi seguido o protocolo do fabricante, pela técnica de cera perdida. A restauração é encerada e incluída em um anel para ser eliminada em um forno próprio. No anel uma pastilha de cerâmica é colocada e o conjunto é levado ao forno específico para fundição e injeções de cerâmica que compõe o

sistema. Após efetuada a prensagem, é feito a decapagem, acabamento e glaze pela técnica de maquiagem.

Para a *inlay* em resina, primeiramente, o modelo confeccionado é isolado e a resina aplicada por incrementos e o conjunto modelo/restauração é colocado em um *box* de luz para resina fotoativável.

#### 4.2.1.7 Cimentação das restaurações indiretas

Todos os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 15 s, lavados com jato de água por 30 s e o excesso de água removido com papel absorvente. O adesivo Adper Single Bond 2 (3M-ESPE, Minnesota, EUA) foi aplicado sobre o substrato dental em duas camadas, com um leve jato de ar entre elas e fotoativado por 20 s.

A restauração indireta de resina Signum (Heareus, Hanau, Alemanha) foi limpa em cuba ultrassônica (ultra-som Elma E15H, Alemanha) contendo água destilada por 15 s e seco com jato de ar por 30 s.

Para a restauração de IPS e.max dissilicato de lítio, também foi feita a limpeza em cuba ultrassônica, aplicado gel de ácido fluorídrico a 10% na superfície interna da restauração por 20 s, lavado abundantemente, seco com jato de ar e aplicado o primer Monobond Plus por 60 s.

O agente de fixação dual Variolink II cor A2 (Ivoclar Vivadent, Bad Sackingen, Liechtenstein) foi manipulado e aplicado na porção interna das restaurações e, estas, inseridas no preparo cavitário sob pressão digital. O excesso de cimento foi removido com uma sonda exploradora e o conjunto posicionado sob aplicação de carga de 750 g por 10 min (Cordeiro,1998; Soares, 2000). A fotoativação do cimento foi feita por 40 s em cada face. As margens das restaurações foram

acabadas com discos Sof-Lex (3M-ESPE, Minnesota, EUA) e, então, armazenadas em água destilada em estufa a 37 °C por 24 h.

#### 4.2.1.8 Ensaio mecânico de compressão

Decorrido o prazo de armazenagem, os corpos-de-prova foram inseridos em dispositivo metálico que funcionou como base de sustentação e reforço do cilindro de resina. Esse conjunto foi posicionado na máquina de ensaio universal (EMIC, DL200MF-EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Paraná - Brasil).

O contato da esfera de 10,0 mm de diâmetro foi ajustado na porção central da coroa do pré-molar com o cuidado de tocar somente em dente (Figura 12). O carregamento axial de compressão foi aplicado utilizando célula de carga de 200 kgf e velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a fratura do espécime. Os valores foram obtidos em newton (N).

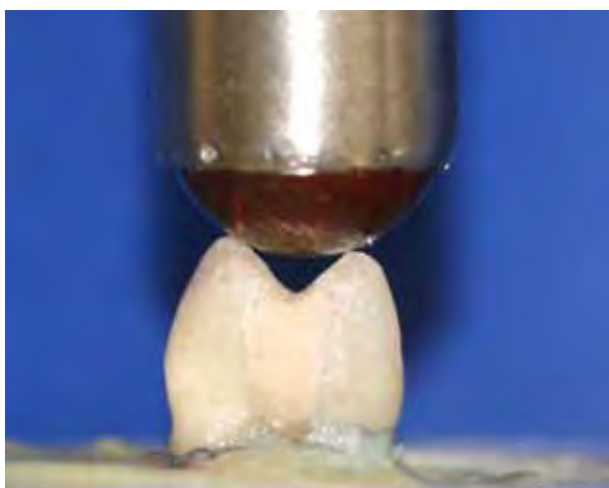


Figura 12 - Dente durante o ensaio de resistência à fratura.




Depois de obtidos os valores de carga à fratura, os dados foram submetidos ao teste de Análise de Variância e ao teste de Tukey, ambos com nível de significância de 5%

#### 4.2.1.9 Mapeamento das fraturas

Decorrido o ensaio mecânico de resistência à fratura, após análise visual macroscópica, os tipos de fratura foram classificados de acordo com o quadro 3.



Quadro 3 - Classificação do tipo de fratura

(continua)

TIPO		CARACTERÍSTICA
I		Fratura do dente ao meio
II		Fratura da cúspide no terço oclusal
III		Fratura da cúspide no terço médio

Quadro 3 - Classificação do tipo de fratura

(conclusão)

TIPO		CARACTERÍSTICA
IV		Fratura parcial da cúspide no terço cervical
V		Fratura total da cúspide no terço cervical

#### 4.2.2 Análise pelo método de elementos finitos

##### 4.2.2.1 Geração da Geometria

Para a obtenção dos modelos 3D, foi utilizado um arquivo no formato Estereolitografia (STL) da base de dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI (Campinas/SP), e transferido para um *software* CAD (*Computer-Aided Design*), Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, EUA), no qual os modelos foram produzidos seguindo o protocolo BioCAD (Yamamoto, 2011).

Nesta etapa, os modelos foram gerados a partir de linhas traçadas sobre a imagem em STL, de forma a demarcar os principais marcos anatômicos, e essas linhas referenciaram as superfícies que, por



sua vez, delimitaram os sólidos que representaram as estruturas que foram estudadas. As estruturas consideradas para a modelagem foram: esmalte, dentina (porção coronal e radicular), espaço da cavidade pulpar, ligamento periodontal, resina de poliuretano, cimento de ionômero de vidro, resina composta direta, cerâmica, resina composta indireta e a esfera aplicadora de carga (Figuras 13, 14, 15, 16 e 17).

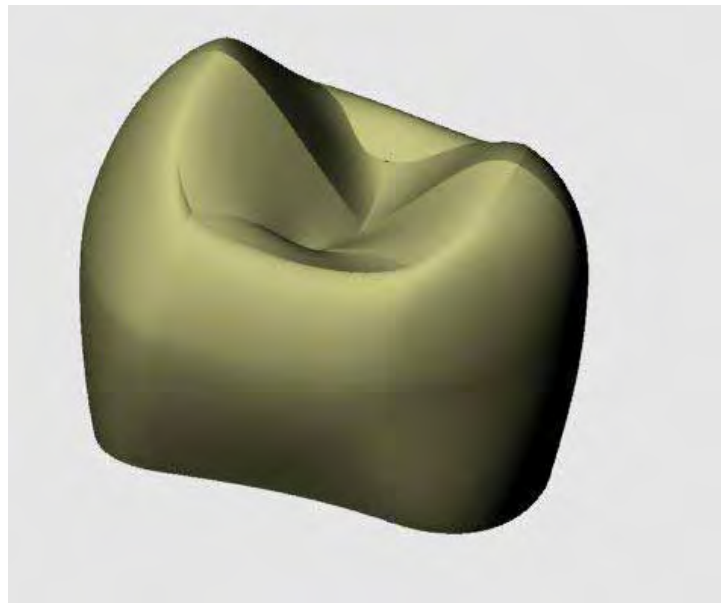


Figura 13 - Desenho da coroa (esmalte) do pré-molar.

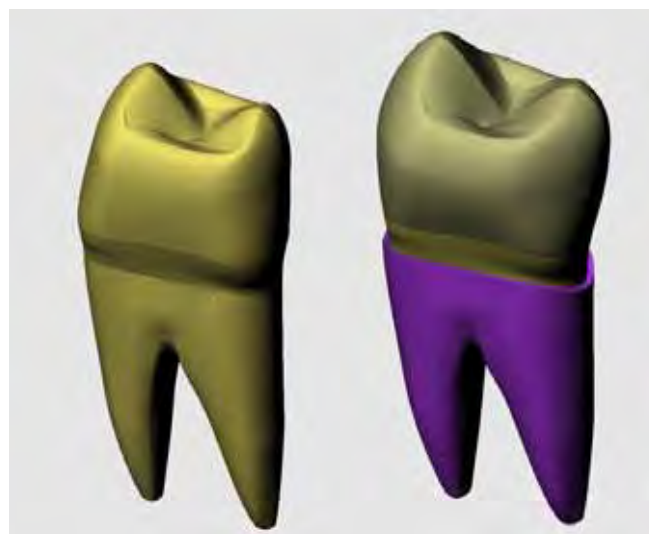


Figura 14 - Desenho da dentina e ligamento periodontal (da esquerda para a direita).

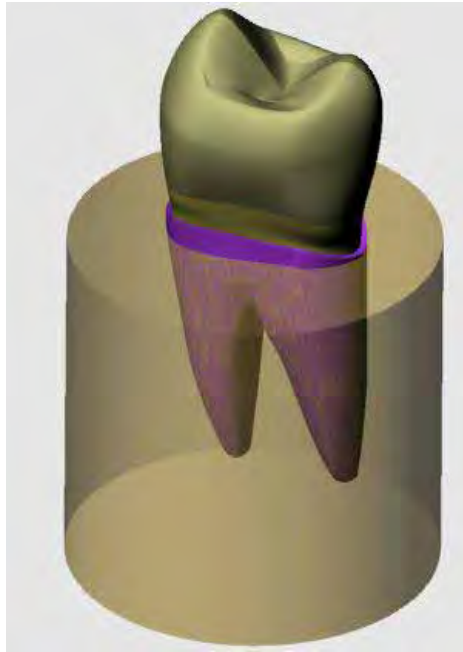


Figura 15 - Desenho da base de poliuretano mais o conjunto esmalte, dentina e ligamento periodontal.

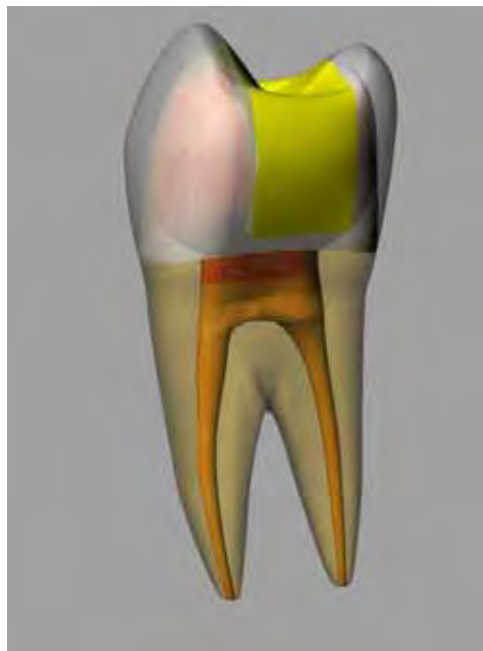


Figura 16 - Desenho das estruturas internas do dente após preenchimento, tratamento endodôntico e restauração.

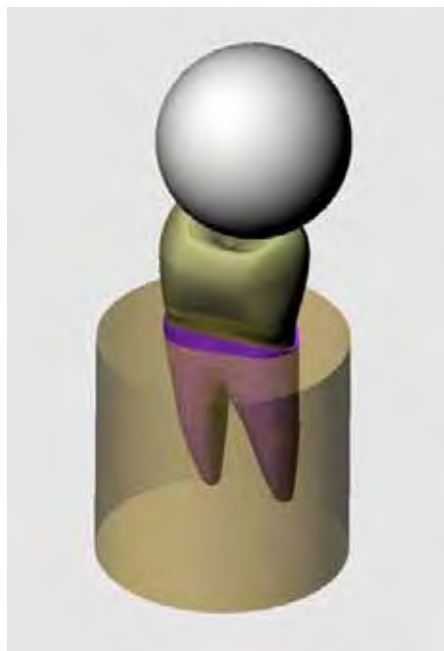


Figura 17 - Desenho da esfera aplicadora no conjunto esmalte, dentina, ligamento periodontal e base de poliuretano.

Estes volumes foram exportados em formato STP (*Standard for the Exchange of Product Model Data*) para que o software de elementos finitos pudesse ser empregado para a análise. O software utilizado para análise de elementos finitos foi o Ansys 13.0 ® (Ansys Inc, Canonsburg, PN, EUA).

#### 4.2.2.2 Pré-processamento da AEF

De posse dos modelos CAD das geometrias de estudo, inicialmente, foi necessário realizar verificações relativas à qualidade das mesmas, principalmente, no que tange à consistência das superfícies resultantes dos processos de importação pelas ferramentas de análise numérica. É de elevada importância a realização deste procedimento, uma vez que inconsistências superficiais não detectadas acabam por

influenciar negativa e decisivamente sobre a qualidade final das malhas, dos contatos e, principalmente, sobre os resultados finais (Figura 18).

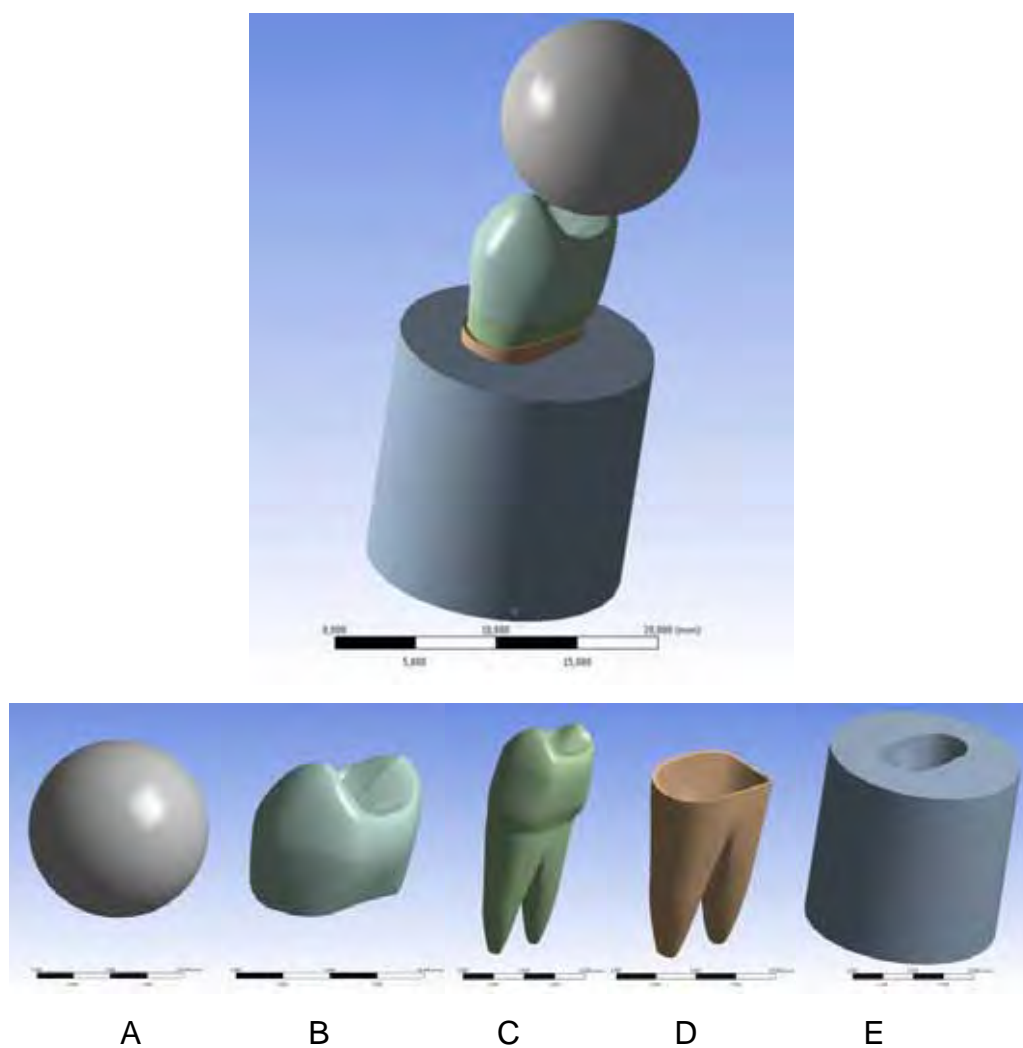


Figura 18 - Verificação da consistência geométrica do dente íntegro onde A) esfera aplicadora; B) esmalte; C) dentina; D) ligamento peiodontal; E) base de poliuretano.

#### 4.2.2.3 Atribuição das propriedades dos materiais

Após a importação das geometrias e verificação dos modelos, o procedimento subsequente consistiu na escolha dos modelos de comportamento e atribuição de propriedades específicas dos materiais

simulados. Nesta etapa, aponta-se a importância de verificar a consistência das grandezas físicas utilizadas no modelo junto à homogeneidade de sistemas métricos.

Para o caso de estudo, todos os materiais foram considerados com comportamento isotrópico, homogêneo, elástico e linear. Para o *software* entender o comportamento mecânico mencionado anteriormente, é necessário informá-lo sobre as propriedades necessárias: Módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson. As propriedades estão listadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Propriedades dos materiais

<b>Material</b>	<b>E (MPa)</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>	<b>Referência</b>
<b>Aço inox</b>	200.000	0,3	Biblioteca Ansys 13.0
<b>Dentina</b>	18.600	0,31	Soares, 2000
<b>Esmalte</b>	48.000	0,3	Holmes et al.,1996
<b>Poliuretano F16 Axson</b>	3.600	0,3	caracterização realizada no laboratório FOSJC
<b>Ligamento Signum Ceramis</b>	68.9 4.854	0,45 0,3	Holmes et al.,1996 Dado fornecido pelo Fabricante
<b>Resina Z350</b>	10.000	0,24	Dado fornecido pelo Fabricante
<b>Ionômero de vidro IPS E.max Press</b>	7.300 91.000	0,3 0,24	Agnihotri et al (2010) Albakry et al. (2003)

As propriedades dos materiais foram obtidas na literatura ou dos dados do fabricante e, para o material (resina de poliuretano) que não apresentava suas propriedades na literatura, foi utilizado o equipamento Sonelastic® (Atcp Engenharia Física, São Carlos, Brasil) para a caracterização não-destrutiva dos módulos elásticos e coeficiente de Poisson a partir das frequências (torcionais e flexionais) naturais de vibração obtidas pela técnica de excitação por impulso.

#### 4.2.2.4 Geração das Malhas

Devido à relevante complexidade geométrica, faz-se necessário obter boa discretização destes modelos (divisão da estrutura em quantidade finita de elementos), a fim de que a qualidade dos resultados não seja comprometida em função de malhas pouco representativas da geometria.

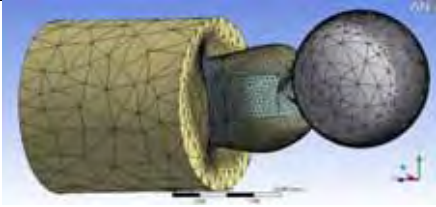

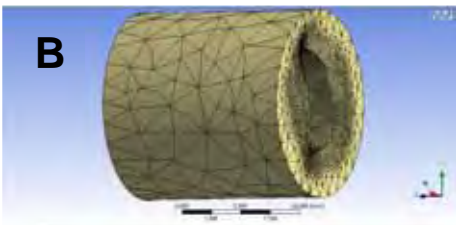
Assim, para estas geometrias, foi gerada uma malha composta por elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. O número total de nós e elementos gerados foi 262946 e 161385, respectivamente. Este tipo de elemento é o mais indicado para reproduzir geometrias complexas e curvas, como as estruturas dentárias, pois se adapta melhor espacialmente, sendo assim, uma ferramenta bastante adequada para representação de volumes de geometrias anatômicas.

Somado a isso, outro fator importante relacionado ao controle de malha consiste em compreender devidamente os fenômenos de estudo, a fim de que adensamentos da malha possam ser realizados em regiões de maior relevância do comportamento mecânico do sistema.

Por outro lado, simplificações também podem ser realizadas no modelo no intuito de controlar o adensamento da malha em geometrias que possuem regiões complexas, porém de comportamento mecânico pouco relevante para os objetivos do estudo. O controle da malha foi realizado no tamanho do elemento (0,4 mm) (Quadro 3). Foram feitos 4 controles: 1) geral, onde a transição dos elementos foi do tipo "fast", com refinamento médio; 2) tamanho de contato da geometria ligamento-base, com relevância de 40%; 3) tamanho de contato da geometria esfera-esmalte, com relevância de 40%, 4) tamanho de elemento do esmalte, dentina, inlay e preenchimento, com tamanho de elemento de 0,4 mm e refinamento "leve".


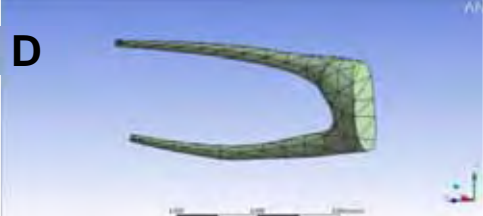
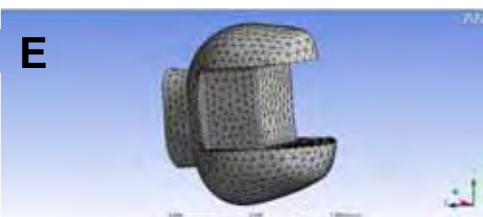
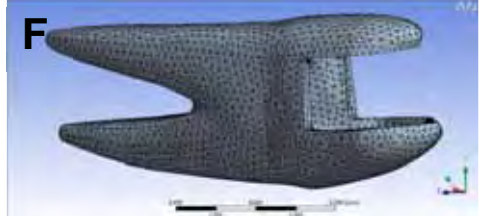


Quadro 4 – Geração das malhas nos modelos onde A) esfera aplicadora; B) base de poliuretano; C) ligamento periodontal; D) guta-percha; E) preenchimento; F) dentina; G) esmalte, H) *inlay*.

(continua)

Geometria	Nós	Elementos
	262946	161385
<b>A</b> 	33456	19440
<b>B</b> 	47163	28532

Quadro 4 – Geração das malhas nos modelos onde A) esfera aplicadora; B) base de poliuretano; C) ligamento periodontal; D) guta-percha; E) preenchimento; F) dentina; G) esmalte, H) *inlay*.

(conclusão)

Geometria	Nós	Elementos
	37272	18540
	777	317
	30521	20603
	67731	44202
	25588	16633
	20438	13118



#### 14.2.2.5 Interação multi-corpos: definição dos contatos

O relacionamento entre as geometrias determina a transmissão das tensões existentes de um elemento para o outro na região de interface, assim, foi adotado o contato colado ou o contato deslizante (“*frictionless*”), dependendo da interface.

A camada de cimento resinoso não foi simulada, pois o contato colado entre o dente e a restauração já é uma hipótese de simplificação para representar a interface adesiva, a fim de economizar quantidade de elementos, uma vez que não foi o objetivo do trabalho analisar o comportamento na interface adesiva. A camada de cimento resinoso, nesse caso, serviria somente como passagem de transmissão de tensão entre a *inlay* e o dente.

Foi atribuído contato simples (“*frictionless*”) entre a esfera e o dente, pois essa reproduz melhor a condição prática, onde o relacionamento se dá por fricção pequena entre a superfície de esmalte e a esfera aplicadora, e nas demais interfaces foi realizado o contato do tipo colado.

#### 4.2.2.6 Carregamento e Fixação

Para a simulação do ensaio de resistência à fratura, para todos os modelos: íntegro, preparado e restaurado, foi restrito o deslocamento em todas as direções na parede cilíndrica externa e na base do cilindro de poliuretano e o carregamento foi aplicado pela simulação de um deslocamento de 0,02 mm em 5 passos de 0,004 mm, paralelo ao eixo z sobre a esfera (Figura 19).

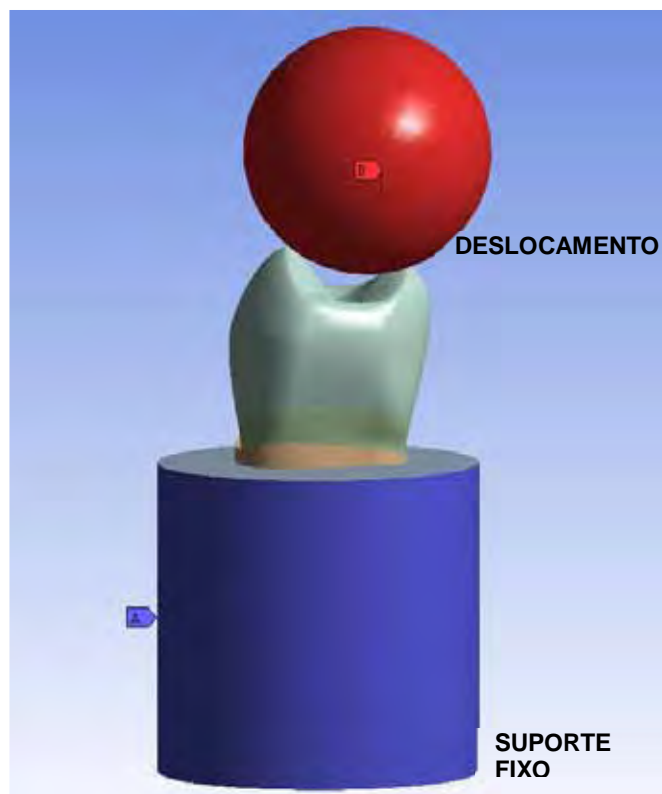


Figura 19 - Condições de suporte e carregamento, em que a esfera sofrerá deslocamento enquanto a resina de poliuretano é fixa.

Para comparação dos grupos C+, C-, PC, PR, CS, CE, RS e RE, foi realizada uma análise do tipo estrutural estática, afim de obter resultados de tensões e deslocamentos das geometrias estudadas.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Etapa experimental

A figura 20 permite observar que o grupo C+ exibe o maior valor de mediana de todos os grupos.

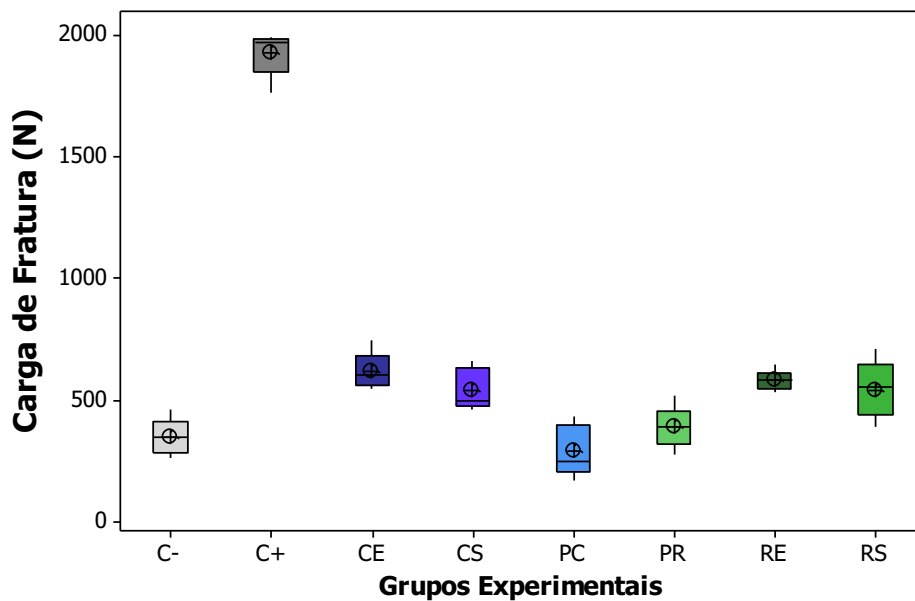


Figura 20 - Gráfico do tipo Boxplot apresentando os valores de medianas e intervalos inter-quartis dos valores de carga de fratura de cada grupo experimental.

A tabela de análise de variância (tabela 3) aponta que o fator “tipo de tratamento” teve influência significativa ( $p < 0,05$ ) sobre os valores de carga de ruptura dos pré-molares.

Tabela 2 - Análise de variância para o fator tipo de procedimento restaurador.

Fonte	GL	SQ	QM	F	P
Grupos	7	102968,7	14567,0	178,56	0,000
Resíduo	32	2610,5	81,6		
Total	39	102579,2			

O teste de comparações múltiplas de Tukey revelou que o grupo com dentes hígidos C+ ( $1931,9 \pm 95,6$  N) apresentou valores de carga de fratura significativamente maiores que os demais.

Tabela 3 - Média e Desvio-Padrão (N), letras para contraste de médias e porcentagem de redução da carga de fratura para os grupos experimentais.

Grupos Experimentais	Média	Desvio – Padrão	Conjuntos Homogêneos*	% da redução da carga de fratura em relação ao grupo hígido
C+	1931,9	$\pm 95,6$	A	0
C-	347,3	$\pm 75,8$	B	82,02
PC	291,5	$\pm 106,8$	B	84,91
PR	390,0	$\pm 85,8$	B C	79,81
RS	544,4	$\pm 119,4$	C D	71,82
CS	543,8	$\pm 83,6$	C D	71,85
RE	581,9	$\pm 40,0$	D	69,87
CE	617,8	$\pm 78,7$	D	68,02

\* Conjuntos com a mesma letra não apresentam diferenças significativas por meio do teste de Tukey ( $\alpha=0.05$ ).

O gráfico da figura 21 compara as médias de carga de fratura obtidas pelos grupos com apenas preenchimento (sem restauração: PC e PR) com o grupo controle negativo (C-).

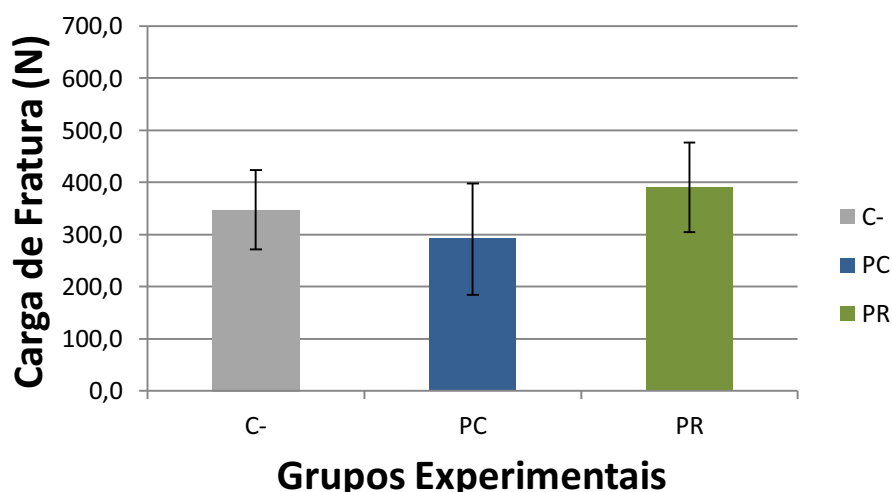


Figura 21 - Gráfico de colunas das médias e desvios-padrão da carga de fratura para os grupos experimentais C- (dentes preparados sem restauração), PC (dentes preenchidos com cimento de ionômero de vidro) e PR (dentes preenchidos com resina composta).

A tabela 3 e a figura 21 mostram que os procedimentos restauradores que realizaram somente preenchimento do preparo cavitário, tanto com resina composta (PR = 390,0 ± 85,85 N), quanto com cimento de ionômero de vidro (PC = 291,5 ± 106,8 N), não foram capazes de proporcionar maior carga de fratura aos dentes quando comparados com o grupo controle negativo (C- = 347,3 ± 75,8 N), que apresentava apenas preparo cavitário, sem a presença de qualquer material restaurador.

O gráfico da figura 22 compara as médias de carga de ruptura entre grupos preenchidos e restaurados.

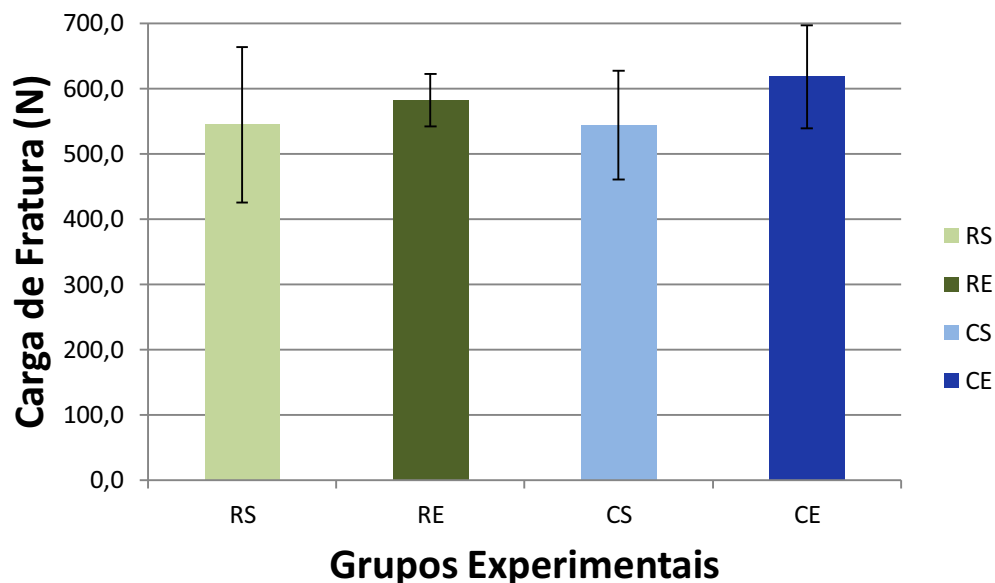


Figura 22 - Gráfico de colunas das médias e desvios-padrão da carga de fratura para os grupos experimentais RS (preenchimento com RC + Signum), RE (Preenchimento com RC + E.max), CS (preenchimento com CIV + Signum), CE (Preenchimento com CIV + E.max).

Conforme representado pela figura 22 e pela tabela 4, os pré-molares que receberam preenchimento e restauração, independentemente dos materiais utilizados, foram semelhantes entre si. (RE =  $581,9 \pm 40,0$ ; RC =  $544,4 \pm 119,4$  N; CE =  $617,8 \pm 78,7$  N; CS =  $543,8 \pm 83,6$  N). A tabela 4 mostra que todos os casos de dentes preenchidos e restaurados apresentaram cargas de fratura estatisticamente maiores que o grupo controle negativo (sem preenchimento nem restauração).

#### 5.1.1 Mapeamento da fratura

A distribuição, em porcentagem, dos tipos de fratura estão apresentados na Tabela 5.

Tabela 4– Distribuição (em %) dos tipos de fratura encontrados

Tipos de Fratura											
	Tipo I	Tipo II			Tipo III		Tipo IV		Tipo V		
		V	L	V e L	V	L	V	L	V	L	V e L
<b>C+</b>	-	-	60%	20%	-	20%	-	-	-	-	-
<b>C-</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	60%	40%
<b>PR</b>	40%	-	-	-	-	-	-	-	-	60%	-
<b>PC</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	20%	80%	-
<b>RS</b>	-	-	-	-	-	-	-	40%	-	60%	-
<b>RE</b>	-	-	-	-	-	-	-	20%	-	80%	-
<b>CS</b>	-	-	-	-	-	20%	-	-	-	80%	-
<b>CE</b>	-	-	40%	-	-	-	-	-	40%	20%	-

## 5.2 Análise de elementos finitos

### 5.2.1 Pós-processamento

Uma das formas de visualização dos resultados em análise por elementos finitos é realizada por meio de representação gráfica com faixas de cores acompanhadas de uma escala em que cada tonalidade representa uma faixa de tensões ou deformações geradas nas estruturas avaliadas.

Durante a etapa do pós-processamento, a tensão de von Mises e o deslocamento foram utilizados para avaliar a coerência da simulação realizada em relação aos contatos, fixação e carregamento.

Após esta análise, a tensão máxima principal foi estudada (sendo que valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos, a compressão). O esmalte, dentina, cerâmica e resina apresentam comportamento frágil, ou seja, iniciam a falha sob tensão de

tração, por isso a tensão máxima principal é a mais indicada para avaliar o local do provável início da falha.

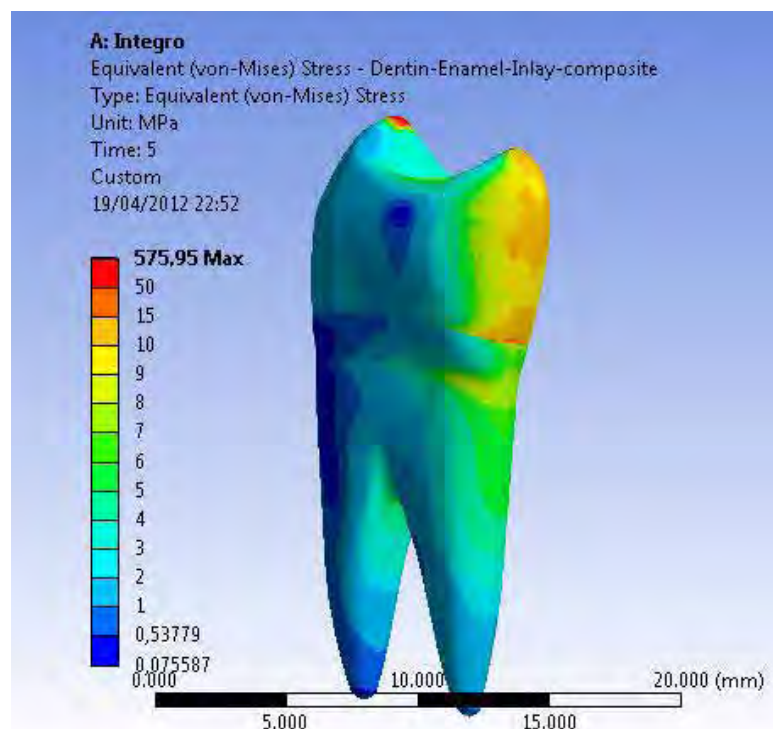


Figura 23 - Campo de tensão de von Mises no dente íntegro para analisar a ocorrência da simulação computacional.

Na Figura 23, pode-se perceber uma transmissão de energia distorcional (tensão de von Mises) coerente por toda a estrutura dentária: uma alta energia encontrada no ponto de aplicação de carga, fluindo sem grandes variações de gradientes até a região de furca e ápices radiculares.

É possível verificar também, uma concentração maior de energia na região cervical da face lingual, que se estende em direção à vestibular de maneira suave.



## 5.2.2 Análise da tensão máxima principal e Von Mises

### 5.2.2.1 Dente íntegro

Os dados dos valores máximos e mínimos de tensão máxima principal, assim como a região de incidência do valor máximo, estão apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Valores máximos e mínimos de tensão máxima principal e região de incidência do pico máximo.

(continua)

<b>Grupo</b>		<b>Valor Máximo MPa</b>	<b>Valor Mínimo MPa</b>	<b>Região</b>
<b>C+</b>	Dentina	5,70	-1,678	Furca
	Esmalte	134,62	-256,25	Na área de aplicação de carga lingual
<b>C-</b>	Dentina	47,29	-0,72	Tração no ângulo gengivo lingual e compressão na furca
	Esmalte	74,18	-97,09	Compressão no ângulo gengivo-lingual e tração na ponta de cúspide
<b>PC</b>	Dentina	3,51	-1,02	Furca
	Esmalte	77,68	-215,00	Ponta de cúspide vestibular
<b>PR</b>	Dentina	3,61	1,04	Furca
	Esmalte	80,46	-223,00	Ponta de cúspide vestibular

Tabela 5 - Valores máximos e mínimos de tensão máxima principal e região de incidência do pico máximo.

(conclusão)

	Grupo	Valor Máximo MPa	Valor Mínimo MPa	Região
CS	Dentina	3,59	-1,032	Furca
	Esmalte	80,52	-223,12	Na área de aplicação de carga vestibular
CE	Dentina	3,72	-2,7	Ângulo gengivo-lingual
	Esmalte	84,7	-233,97	Na área de aplicação de carga vestibular
RS	Dentina	3,67	-1,04	Furca
	Esmalte	82,43	-228,19	Na área de aplicação de carga vestibular
RE	Dentina	3,79	-2,49	Ângulo gengivo-lingual
	Esmalte	86,74	-239,34	Na área de aplicação de carga vestibular

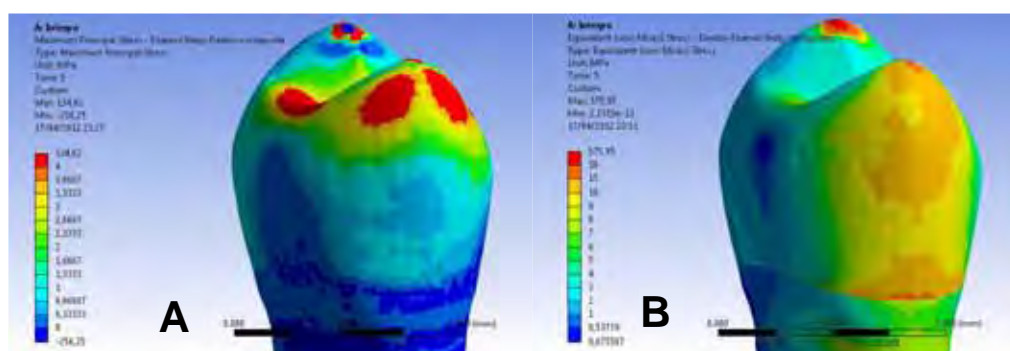


Figura 24 - Análise da tensão máxima principal e tensão de von Mises no dente íntegro.

A Figura 24 mostra a distribuição das tensões ao longo da coroa clínica do dente íntegro, e os valores de compressão encontrados (figura de cima, com tensão máxima principal) na área de aplicação da carga estão exageradamente altos devido à condição de contorno utilizada para a aplicação da carga. A cúspide lingual foi destacada nas imagens por apresentar maiores gradientes de tensões de von Mises e máxima principal.

### 5.2.2.2 Realização do preparo e remoção do suporte dentinário

A figura 25 mostra o resultado do enfraquecimento da estrutura ao realizarmos o tratamento endodôntico, remoção do suporte dentinário e das cristas marginais para o preparo MOD, onde uma tensão de tração se desenvolveu na região cervical, próximo à parede gengival do preparo. Na parede lingual, o gradiente de concentração aumentou consideravelmente comparando com o dente íntegro, sugerindo que houve um aumento de tensão de tração nessa região.

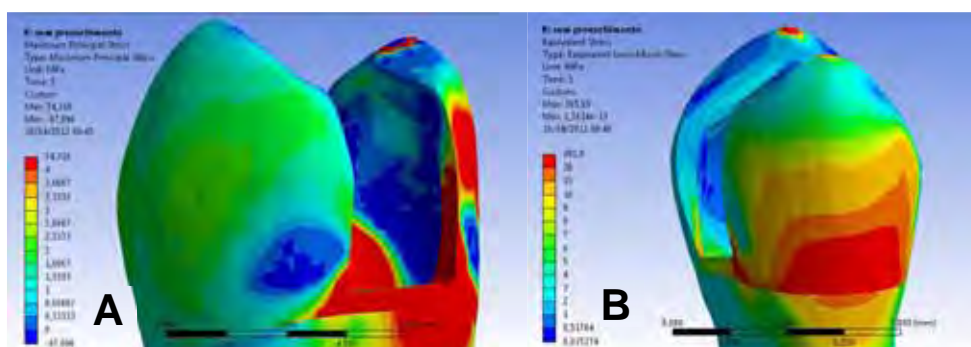


Figura 25 - Tensão máxima principal (A) e von Mises (B); no dente sem preenchimento e sem restauração.

### 5.2.2.3 Preenchimento com ionômero e resina composta sem restauração

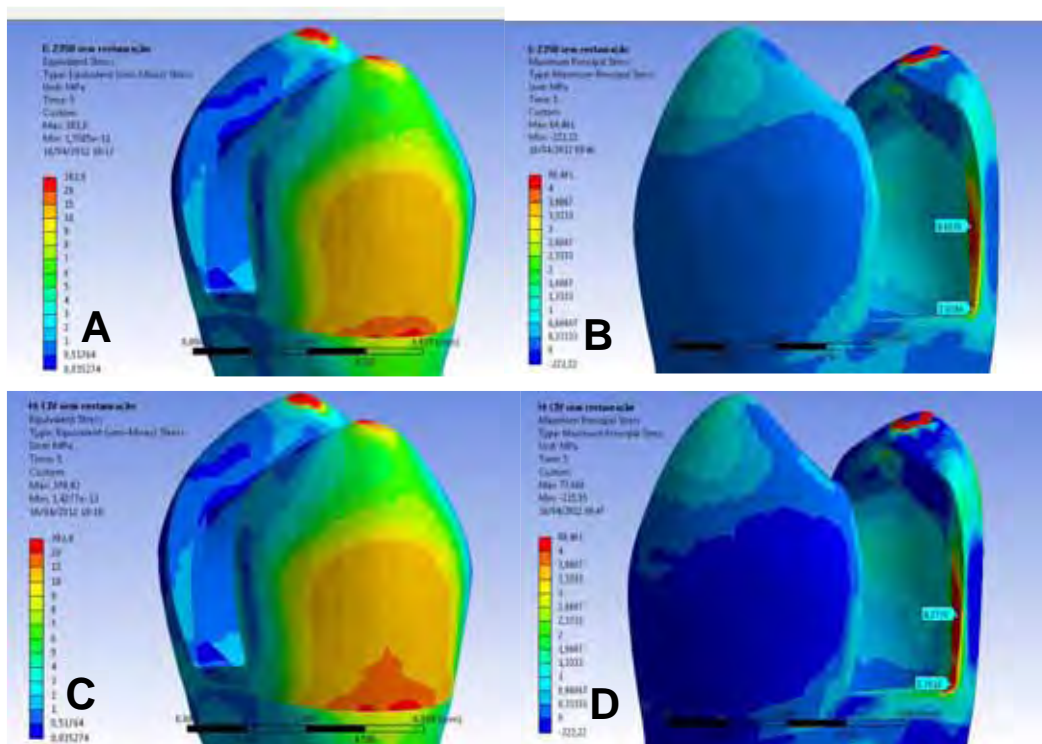


Figura 26 – Tensão máxima principal e tensão de von Mises do dente com preenchimento de resina composta direta (A e B) e ionômero de vidro (C e D). Cada vista foi escolhida para evidenciar o local em que a respectiva tensão apresentou maior gradiente de cores

Pela figura 26, podemos notar que o preenchimento diminuiu consideravelmente a concentração de tensões em relação ao dente sem restauração e sem preenchimento (Figura 25) e que estas foram maiores no grupo preenchido com ionômero de vidro.

### 5.2.2.4 Preenchimento com ionômero de vidro e restauração de resina indireta / cerâmica

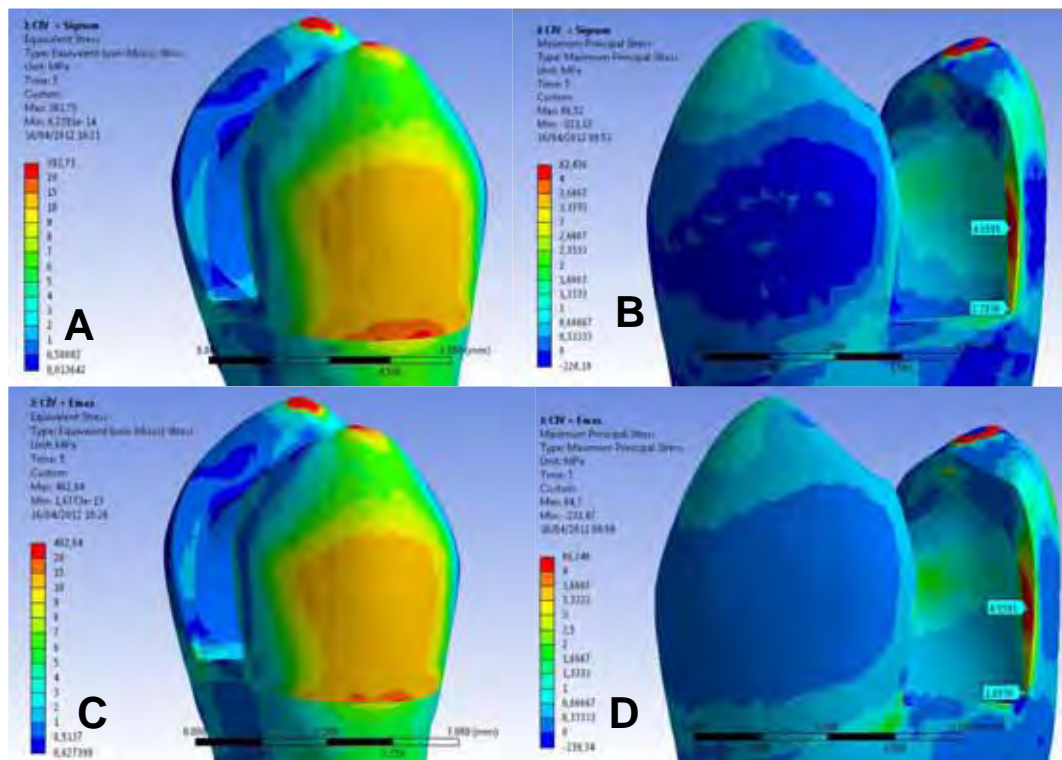


Figura 27 – Tensão máxima principal e tensão de von Mises do dente com preenchimento de ionômero de vidro e restaurado com resina indireta (A e B) e cerâmica (C e D). Cada vista foi escolhida para evidenciar o local em que a respectiva tensão apresentou maior gradiente de cores.

A Figura 27 mostra que houve um reforço das estruturas dentais devido à restauração, onde o valor de maior tração é menor do que no dente com preparo MOD sem restauração. Na parede gengival, é possível observar uma concentração de tensão de compressão devido à estabilidade que a restauração proporciona. Pode-se notar que, com a “inlay” em resina, houve uma ligeira diminuição dos valores de tração em todas as estruturas dentárias.

### 5.2.2.5 Preenchimento com resina composta e restauração de resina indireta / cerâmica

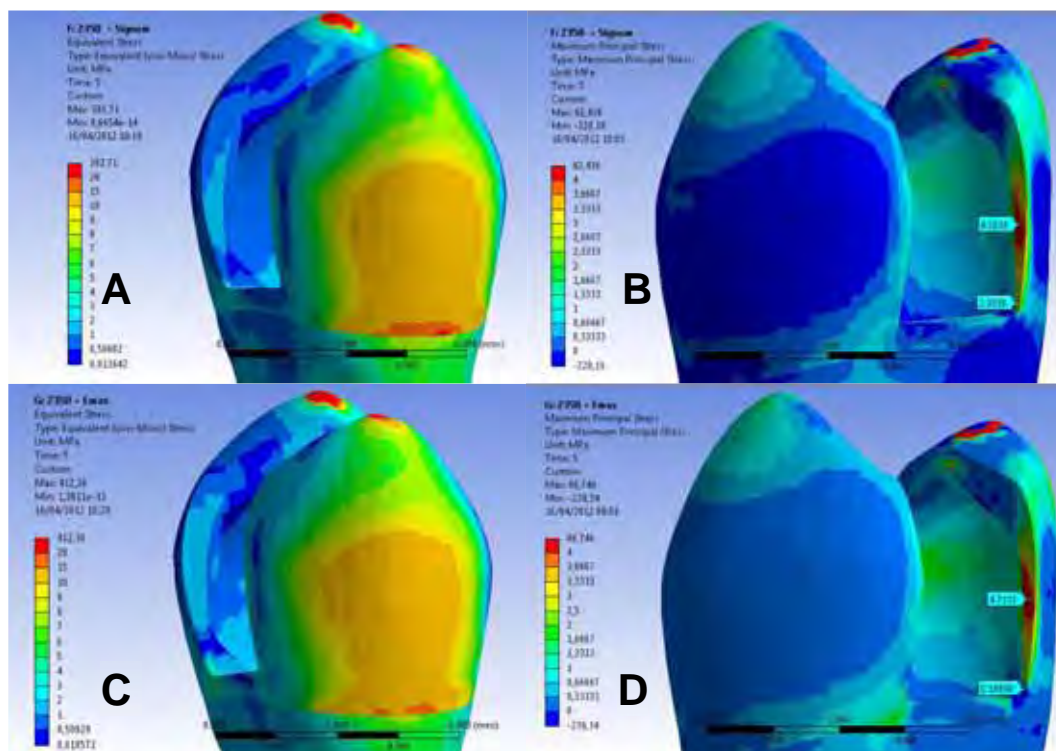


Figura 28 – Tensão máxima principal e tensão de von Mises do dente com preenchimento de resina composta direta e restaurado com resina indireta (A e B) e cerâmica (C e D). Cada vista foi escolhida para evidenciar o local em que a respectiva tensão apresentou maior gradiente de cores.

Pela análise da figura 28, podemos notar que os grupos com preenchimento de resina tiveram campos de tensões semelhantes aos dos grupos com preenchimento em ionômero de vidro, porém com algumas diferenças sutis de campo. Estes grupos apresentaram menor tração em relação aos preenchidos com ionômero de vidro, principalmente na parede gengival.



### 5.2.3 Deslocamento das cúspides

O deslocamento foi analisado no eixo Y, no sentido vestibulo-palatino, com origem no centro de massa do dente. Os resultados podem ser vistos através da figura 29.

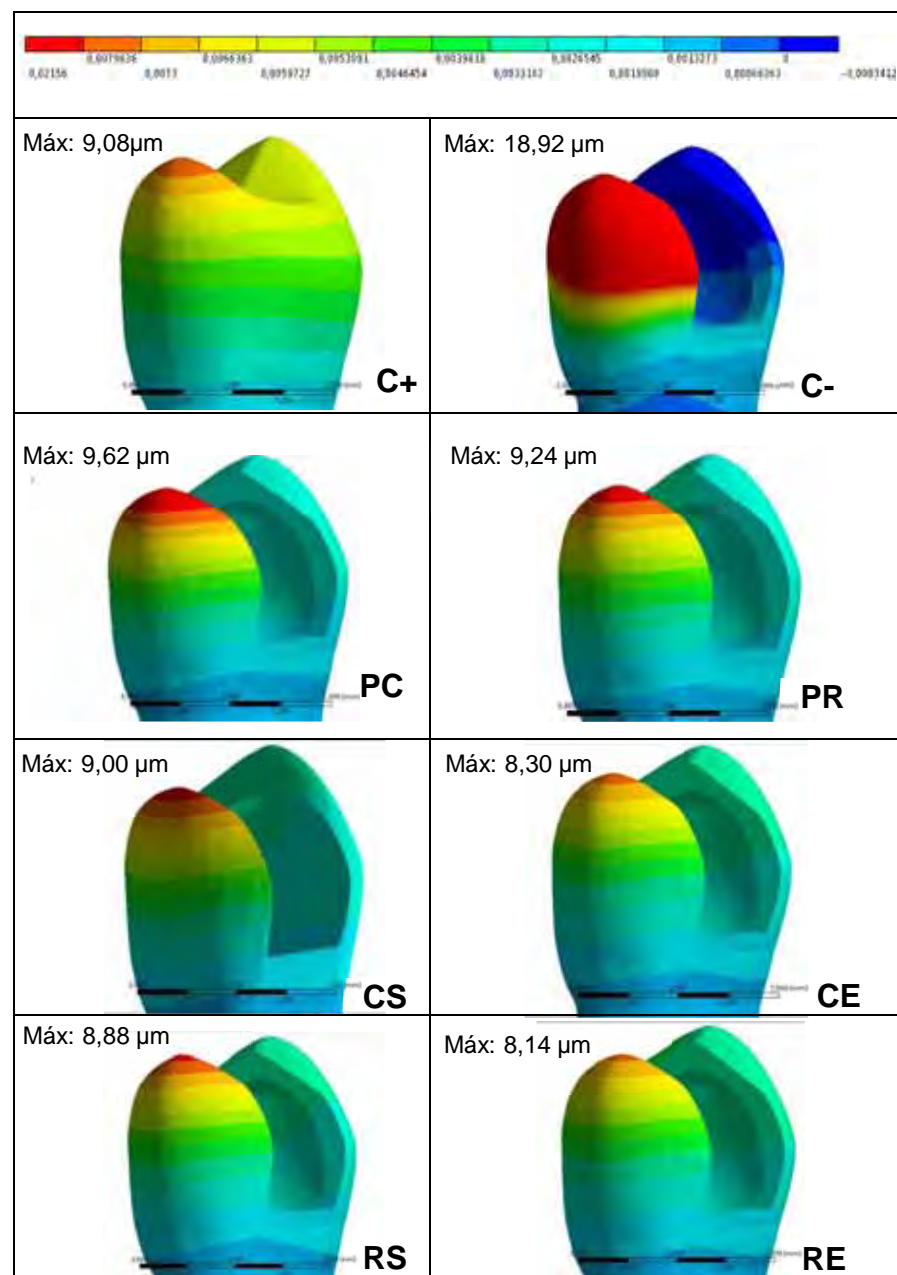


Figura 29 - Deslocamento dos diferentes grupos nas diferentes condições simuladas em análise de elemento finito.

Podemos verificar, que o deslocamento máximo no dente íntegro (9,1  $\mu\text{m}$ ) foi muito menor quando comparado ao dente sem preenchimento e sem restauração (21,5  $\mu\text{m}$ ).

Para os grupos somente com preenchimento (grupos PR e PC), foi verificado um deslocamento menor no preenchimento com resina (9,24  $\mu\text{m}$ ) do que com o preenchimento de ionômero de vidro (9,62  $\mu\text{m}$ ), porém ambos os tipos de preenchimento, mesmo sem a restauração, apresentam valores de deslocamento máximo de cúspides próximos aos correspondentes com as *inlays*, e muito menores do que o caso com dente socavado sem preenchimento e sem restauração.

Quando foi realizado o preenchimento com ionômero de vidro, o deslocamento das cúspides foi maior com a resina indireta (CS) (9  $\mu\text{m}$ ) quando comparado com a cerâmica (CE) (8,3  $\mu\text{m}$ ). O preenchimento com resina levou a valores ligeiramente menores de deslocamento para ambas as restaurações, em relação ao grupo com preenchimento em ionômero de vidro, sendo que para a restauração em cerâmica (RE), os valores continuaram sendo menores (8,1  $\mu\text{m}$ ) em relação às *inlays* em resina indireta (RS) (8,7  $\mu\text{m}$ ).

Os valores de deslocamento também podem ser vistos através da figura 30.

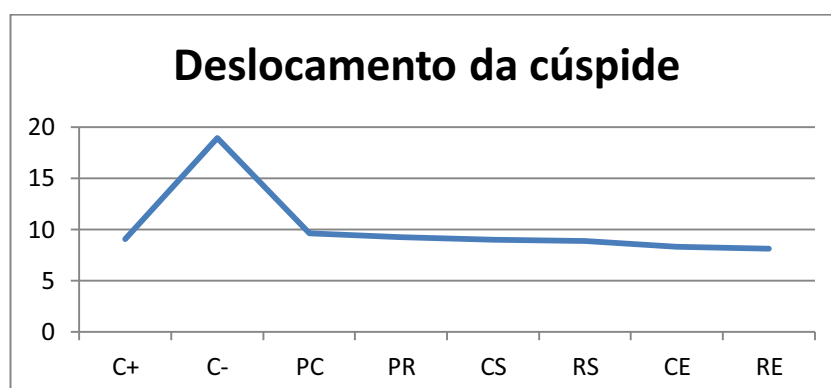


Figura 30 - Gráfico do deslocamento das cúspides.



## 6 DISCUSSÃO

A escolha da melhor opção restauradora para dentes posteriores tratados endodonticamente não é uma questão de fácil resolução. Os dentes despolpados estão mais susceptíveis à fratura em relação ao dente sadio (Linn, Messer, 1994) tanto por fatores mecânicos (perda de estrutura, rompimento do teto da câmara pulpar), como por fatores biológicos (alteração nas propriedades mecânicas da dentina). Segundo Howe e McKendry (1990), dentes com preparos MOD e acesso endodôntico têm a carga de fratura reduzida a 55% em relação a dentes que apresentam apenas o preparo cavitário tipo MOD. A resistência à fratura da restauração de um dente tratado endodonticamente diminui à medida que a quantidade de dentina removida aumenta (Mondelli, 1980). Nesse estudo, após socavar as cúspides, o valor da carga de fratura reduziu ainda mais, atingindo 17,98% do valor médio do dente íntegro.

Em virtude das exigências estéticas atuais, os materiais de maior eleição são as resinas compostas e as cerâmicas que, associadas aos sistemas adesivos e cimentos resinosos, favorecem o reforço da estrutura dental fragilizada (Delphino et al., 2002; Santos, Bezerra, 2005; Camacho et al., 2007).

As avaliações da resistência à fratura mais encontradas na literatura (Secco et al, 1995; Brunton et al, 1999; Takahashi et al, 2001; Cotert et al, 2001; Santos e Bezerra, 2005; Siso et al, 2007; Soares et al, 2008a) utilizaram testes de compressão laboratoriais, utilizando-se uma esfera de aço acoplada a uma máquina de ensaios universal, até que a fratura dos corpos de prova ocorra.

Os testes para avaliação da resistência são feitos, na maioria das vezes, com pré-molares superiores, por sua maior tendência

de deflexão das cúspides, quando submetidas ao esforço oclusal. A literatura mostra que, em investigações clínicas, os pré-molares superiores apresentam uma tendência de fratura quatro vezes maior que os inferiores (Hansen,1990). A aplicação de carga pode ser em três diferentes pontos: no material restaurador, na interface ou no esmalte. O resultado obtido depende desta decisão (Magne, Belser, 2003). No presente estudo, escolheu-se o contato em dente para verificar a pior condição de flexão nas cúspides remanescentes, assim a interface adesiva axial ficaria submetida ao pior esforço de tração e, ainda, sob a influência da rigidez dos materiais restauradores (Figura 12).

A combinação de diferentes materiais para a restauração de dentes tratados endodonticamente (RE, RS, CE e CS) aumentou os valores de carga de ruptura dos dentes apenas quando comparados ao grupo sem restauração (C-) e os grupos somente preenchidos (PR e PC), mas os valores foram ainda muito inferiores aos dos dentes hígidos (C+) (Tabela 3). Estes valores inferiores aos dentes hígidos podem ser explicados pela espessura crítica da parede radicular em dentes endodonticamente tratados, já que existe uma correlação direta entre o diâmetro da raiz e a capacidade de resistir as forças laterais e evitar a fratura (Hurmuzlu et al.,2003).

Assif et al.(2003) verificaram que o acesso endodôntico para os dentes com cristas marginais intactas tem um efeito mínimo na resistência à fratura, pois as cúspides vestibular e lingual e cristas marginais mesial e distal formam um círculo de esmalte que é importante na forma de resistência do dente. Por outro lado, a deflexão das cúspides é maior nos pré-molares endodonticamente tratados com preparo MOD. Assim, o acesso endodôntico aumenta a possibilidade de fratura devido ao aumento de deflexão das cúspides durante a função.

Outro fator contribuinte para a diminuição da resistência dentária é a diminuição da umidade dentinária devido à perda da irrigação sanguínea, resultando na alteração da resiliência do dente (Scotti, Ferrari,

2003). Desta forma, a combinação de procedimentos restauradores extensos e altas cargas oclusais aumentam consideravelmente a chance de fraturas (Soares et al., 2008).

Estudos anteriores demonstraram baixos valores de resistência à fratura para dentes com preparo MOD (Hansen et al., 1990; Hurmuzlu et al., 2003) e altos valores de deflexão (Reeh et al., 1989). No entanto, em nenhum desses havia sido simulado o socavamento das cúspides, o que pode explicar os menores valores encontrados no presente estudo. O contato esfera-dente funciona como uma cunha entre as cúspides vestibular e lingual em dentes não-restaurados, diminuindo, por conseguinte, os valores médios de resistência à fratura e promovendo tipos mais catastróficos de fraturas (Soares et al., 2008).

A propagação da fratura dentro da dentina é dependente da forma, composição e das propriedades biomecânicas do material restaurador adjacente à fratura (Sedgley, Messer, 1992). Quanto maior o módulo elástico do material restaurador, menor a deformação das estruturas dentais sob um mesmo esforço (Magne, Belser, 2003).

Segundo Yap et al. (2002), os CIV possuem propriedades que os tornam muito úteis como materiais de base de restaurações como o coeficiente de expansão térmica linear próximo ao das estruturas dentais, a promoção de uniões químicas ao esmalte e à dentina e a liberação de íons flúor nas estruturas adjacentes. Verificou-se no entanto, que todos os espécimes preenchidos com CIV mostraram fraturas com arrancamento de maiores porções do dente (tipo V). Um menor módulo de elasticidade do ionômero de vidro (7300 MPa) e uma menor resistência de união com a dentina e o cimento resinoso, comparado com a resina composta utilizada, podem ser fatores que expliquem como este material transmite a energia produzida pelo ensaio de compressão para as estruturas, levando a fraturas com piores prognósticos. Na etapa experimental do presente trabalho, apesar de as médias de cargas de ruptura com preenchimento de CIV não diferirem estatisticamente das

com preenchimento de resina, a presença do CIV como preenchimento mostrou menores valores de carga de fratura (291,5 N) que as resinas compostas (390 N). Ambos os tipos de preenchimento, apesar de não alterarem os valores de resistência em relação aos dentes sem preenchimento e sem restauração (C-), puderam atuar na resistência à trinca de fratura que se propagava, e isso explica os modos de fratura mais favoráveis destes grupos em relação ao controle negativo.

Os diferentes tipos de restauração e preenchimento não diferiram estatisticamente entre si na etapa experimental. Entretanto, os grupos restaurados com cerâmica (RE e CE) apresentaram maiores valores de carga de fratura (581,9N e 617,8N) que os correspondentes restaurados com cerâmica. Estes achados estão de acordo com Brunton et al. (1999), que relataram que as restaurações de resinas compostas indiretas apresentaram maior flexibilidade e menor rigidez, conferindo ao dente habilidade de flexão maior quando sob ação das forças oclusais em relação às restaurações indiretas de cerâmica e, conseqüentemente, levando a menores valores de resistência. No presente estudo, a carga foi aplicada nas cúspides, justamente pra verificar a carga de ruptura do dente diante os diferentes tratamentos restauradores. Segundo Camacho et al. (2007), os pré-molares apresentaram menor resistência quando a carga foi aplicada na fossa central quando comparada à carga aplicada no plano da cúspide. Segundo os mesmos autores, o diâmetro da esfera influencia positivamente ou negativamente, dependendo do tipo de restauração, isto é, de acordo com o material restaurador, o aumento no diâmetro da esfera causou fraturas de porções maiores ou menores do dente. Para os dentes restaurados com cerâmica no trabalho mencionado, o aumento do diâmetro causou fraturas com arrancamento de menores porções do dente, ao contrário dos outros materiais usados (resina composta direta, indireta e amálgama), cujo aumento do diâmetro provocou arrancamento de porções maiores. A variável “diâmetro do

carregador” é um fator interessante para ser analisado em estudos futuros.

Na odontologia, devido à formação histórica, vinculada a aspectos técnicos e biológicos, acreditando naquilo que é palpável e experimental, prevalecem ensaios mecânicos “*in vitro*” e “*in vivo*” para determinar as propriedades mecânicas e o comportamento dos materiais odontológicos. Contudo, esses métodos raramente fornecem informações do comportamento estrutural interno do material e, muitas vezes, não é possível controlar as diversas variáveis que estão presentes clinicamente. Por isso a análise de elementos finitos vem sendo amplamente utilizada como um método capaz de analisar tensões estruturais.

O Método dos Elementos Finitos é uma ferramenta matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são usados para avaliar equações diferenciais e permitir sua solução por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados (Gallagher,1975).

Uma combinação de métodos experimental e análises computacionais num mesmo estudo parece ser mais adequada do que a utilização de apenas um ou outro, uma vez que facilita a compreensão da magnitude real da resistência dos dentes aos processos de restauração e é capaz de mostrar os detalhes dos fatores causadores e os pontos de maior influência em que essas falhas podem ocorrer.

No presente estudo, a geração da malha foi feita com elementos tetraédricos com 10 nós. Para minimizar o tempo de análise computacional (que é feita para cada um dos nós), essa malha foi refinada (elementos com tamanho reduzido) apenas na região de interesse desse estudo, que corresponde à interface dente/cimento/preenchimento/restauração. A malha gerada resultou em 262946 nós e 161385 elementos. Quanto maior o número de elementos

mais detalhada e precisa é a simulação, diminuindo a imprecisão dos resultados (Quadro 3).

A visualização dos resultados de elementos finitos pode ser realizada por meio de uma escala de cores. Deste modo, pode-se interpretar e detectar como ocorreu o deslocamento do dente (ou qualquer estrutura estudada), o tipo de movimento realizado por este, qual região se deslocou em maior magnitude, ou como as tensões se distribuíram na estrutura analisada nas três dimensões do espaço (X, Y e Z), por se tratar de um modelo 3D (Lotti et al., 2006). Utilizamos o deslocamento do dente e von Mises para verificar a coerência do modelo. O deslocamento para checarmos se a compressão estava longitudinalmente ao longo eixo do dente e von Mises para verificarmos a interação entre os diferentes corpos. A análise da energia transmitida de um corpo para o outro dá a possibilidade de ratificar o comportamento dos elementos e seus contatos na região de interface.

Ao realizar a análise por elementos finitos, verificou-se uma concentração de tensões muito maior na cúspide lingual, tanto nos dentes hígidos quanto nos dentes que foram submetidos aos preparos. Estes resultados estão de acordo com nossos achados experimentais, nos quais verificamos uma maior frequência de fraturas na cúspide lingual, provavelmente devido à sua própria anatomia.

A realização de preparo MOD, socavamento das cúspides e tratamento endodôntico (grupo C-) (Figura 25) aumentou a concentração de tensão dentro da estrutura dentária. Essa tensão se desenvolveu acentuadamente na região cervical, próximo à parede gengival do preparo, o que explica o padrão de fratura com arrancamento de maior porção do dente, onde 100% das fraturas foram do tipo V, envolvendo cúspide desde a parede gengival até a junção cimento-esmalte.

Já quando foi realizado o preenchimento e restauração adesiva, houve reforço das estruturas dentais, sendo que as restaurações

em cerâmica e com preenchimento em resina direta mostraram melhor distribuição de tensões (Figura 28 C e D), o que também pode ser verificado pelo menor deslocamento deste grupo (8,1 $\mu$ m). Se a resistência de união entre as interfaces inlay/cimento/esmalte-dentina forem muito próximas, como simulado pelo contato colado em AEF, o material com maior rigidez propiciará menor deslocamento das cúspides, o que poderia ser traduzido em menor concentração de tensão, levando a maior carga para a fratura.

A associação do teste experimental de resistência à fratura e análise de elementos finitos provou que as aproximações realizadas no modelamento das estruturas, a adoção de propriedades, análise do problema dentro do limite linear elástico e a proximidade com a montagem experimental foi um instrumento eficaz para a análise de estruturas complexas, como o caso de dentes tratados endodonticamente. Entretanto, apesar de todas as vantagens deste método, deve-se ter em mente que a precisão de seus resultados dentre outros fatores, depende do grau de simplificação, geometrias envolvidas, qualidade da interação multi-corpos e acúmulo de aproximações matemáticas.

Possivelmente a análise de elementos finitos tenha superestimado a diferença entre o grupo C- e os demais grupos, pois na parte experimental há fenômenos não lineares como propagação de trincas, falhas na interface, presença de trincas pré-existentes, acomodação da ponta esférica sob o dente, deformações e comportamentos de materiais que não são simulados na análise por elementos finitos.

Os ensaios mecânicos destrutivos para análise da resistência à fratura, apesar de importantes meios de análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Eakle et al., 1992), apresentam limitações para obtenção de informações do comportamento estrutural interno do complexo dente-restauração durante a aplicação de carga, pois como

consequência desta, são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, podendo acentuar de acordo com a geometria e propriedades mecânicas, ultrapassando o regime elástico até atingir a ruptura da estrutura (Soares, 2006). Neste caso, para análise da interferência de pequenos fatores no processo restaurador torna-se necessário a associação de ensaios destrutivos com metodologias não-destrutivas experimentais (Reeh et al., 1989), favorecendo análise biomecânica sequencial e detalhada do comportamento da amostra. Desta forma, estudos futuros por meio de ensaios de extensometria também traria informações importantes sobre o comportamento destes materiais.

É importante salientar que não apenas a fratura está relacionada ao insucesso desse tipo de restauração, mas também a deflexão sofrida pelas cúspides, que pode gerar falha da interface dente-restauração, levando a microinfiltração marginal e cáries secundárias (Mondelli, 1980). Nas Figuras 27B e D podemos verificar concentração de tensão de tração na parede lingual da caixa proximal com maior intensidade quando utilizado o preenchimento de CIV, comparado ao preenchimento em resina composta direta (Figuras 28B e D). Isso pode sugerir uma possibilidade de falha por fadiga da interface adesiva inlay/cimento/esmalte-dentina mais rapidamente nesta situação.

O desgaste promovido pelo socavamento das cúspides e tratamento endodôntico, levou a um decréscimo de 82,02% na carga de fratura comparado ao grupo de dentes hígidos (Tabela 3) e de 38,8% comparado ao preparo MOD extenso sem socavamento e sem tratamento endodôntico (569,18N), obtidos por Costa (2011). Assim, o tratamento endodôntico e socavamento das cúspides influenciam nos valores de carga de fratura. Já os fatores preenchimento e material restaurador não influenciaram significativamente na carga de ruptura, rejeitando nossa hipótese inicial. Simulou-se uma condição dentária muito fragilizada, não só devido à extensão do preparo e acesso endodôntico, como também



pelo socavamento acentuado das cúspides. Deste modo, independente do tipo de material utilizado para preenchimento e restauração, estes não foram capazes de resultar em cargas de ruptura semelhantes às do dente hígido.

Neste trabalho, não foi realizado a cobertura das cúspides, justamente na tentativa de preservar ao máximo a estrutura dentária pelo uso de técnicas e materiais adesivos. Entretanto, submeteram-se estes materiais a condições extremas, de modo que a vantagem proporcionada pelo menor desgaste dental não foi capaz de suprir os baixos valores de resistência à fratura. É provável que em desgastes menores, o método para avaliar as resistências tivesse maior sensibilidade para detectar diferenças significantes entre os desempenhos dos materiais.

Costa (2011) verificou que a combinação do tamanho do preparo e os materiais restauradores influenciaram no valor da carga de fratura. Quando submetemos os mesmos materiais restaurados a uma condição muito extrema, a influência dos diferentes materiais foram insignificantes e para as situações estudadas, apresentaram um comportamento muito semelhante.

As restaurações sem cobertura de cúspide, quando submetidas a cargas axiais com contato dental, exercem verdadeiro efeito de cunha, levando a uma deflexão das cúspides. Isto torna-se mais crítico em um dente posterior despulpado, devido ao comprometimento de parte importante das estruturas dentais, principalmente as vigas de reforço, constituídas pelas cristas marginais, pontes de esmalte e teto da câmara pulpar (Hood, 1991). Contudo, é preciso ressaltar que as condições de aplicação de cargas utilizadas neste estudo são de natureza estática, quando comparadas à dinâmica das repetidas cargas às quais os dentes estão expostos na cavidade oral. Além disso, um fator crítico na avaliação dos resultados de testes com dentes extraídos é saber quais as alterações sofridas após a extração (Stampalia et al., 1986). Este fato,

juntamente com a grande variabilidade da própria anatomia dental, dificulta a padronização do estudo e pode justificar os altos valores de desvio padrão.

Estudos devem ser realizados sobre os limites aceitáveis de resistência dos dentes restaurados, bem como o aprimoramento das múltiplas variáveis existentes em estudos com objetos naturais, com o objetivo de diminuir a variabilidade dos resultados e propiciar aumento no poder do teste estatístico em detectar diferenças significantes.

O limite de desgaste da estrutura dental que proporciona segurança ao clínico para o sucesso da reabilitação dos órgãos dentais ainda é uma incógnita, o que leva a maioria dos clínicos na rede privada a tratamentos mais invasivos e na rede pública, com menores recursos a atingir completas “eutanázias dentais”, sob a alegação de previsibilidade baixa na longevidade clínica. Assim, a busca pelo material ideal diante de diferentes desgastes dentários, que seja capaz de garantir resistência, retenção, estética e acima de tudo, longevidade clínica, ainda será a grande busca da Odontologia Restauradora.

## 7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo, pôde-se concluir que:

- Os dentes hígidos apresentaram carga de fratura superior a todos os grupos;
- A realização do tratamento endodôntico e do socavamento das cúspides diminuiu os valores de carga de fratura;
- O realização somente do preenchimento não foi capaz de aumentar os valores de fratura;
- As diferentes combinações de preenchimento e material restaurador elevaram os valores de carga de fratura, mas ainda com valores inferiores em relação ao dentes hígidos;
- Não houve diferenças na carga de fratura dos dentes segundo os tipos de materiais de preenchimento (ionômero de vidro e resina composta direta) e de restauração (resina indireta e cerâmica).

## 8 REFERÊNCIAS\*

Abate PF. Resistencia de premolares endodónticamente tratados, restaurados com materiais adhesivos. Rev Asoc Odont Argent.1993 Abr/Jun; 81(2):68-70.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent. 2003;89(4):374-80.

Agnihotri H, Bhatnagar N, Rao GV, Jain V, Parkash H, Kar AK. Evaluation of the onset of failure under mechanical and thermal stresses on luting agent for metal-ceramic and metal crowns by finite element analysis. Contemp Clin Dent. 2010 Oct;1(4):227-33.

Anusavice KJ. Phillips: materiais dentários. 11 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2005

Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. J Prosthet Dent. 2003;89(5):462-5

Black GV. Operative Dentistry. Chigago: Medico Dental, 1908.

Brunton PA, Cattel P, Burke FJT, Wilson, NHF. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resinbonded restorative materials. J Prosthet Dent. 1999 Aug.;82(2):167-71.

---

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Burke FJ, Watts DC, Wilson NH, Wilson MA. Current status and rationale for composite inlays and onlays. *Br Dent J.* 1991 Apr 6;170(7):269-73

Burke, FJ. The effects of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 1995 Apr;26(4):293-30

Camacho GB, Goncalves M, Nonaka T, Osório AB. Fracture strength of restored premolars. *Am J Dent.* 2007 Apr;20(2):121-4.

Costa AKF. Influência do volume do preparo oclusal para inlays e do material restaurador na distribuição de tensão e resistência à fratura de pré-molares [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012

Craig RG. Restorative dental materials. 9. ed. St. Louis: Mosby, 1993

Cöttert HS, Sen BH, Balkan M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *Int J Prosthodont.* 2001 Jul-Aug;14(4):374-8

Delphino PHP, Francischone CE, Ishikiriyama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent.* 2002;15(6):389-94.

Denehy GE, Torney DL. Internal enamel reinforcement through micromechanical bonding. *J Prosthet Dent.* 1976 Aug;36(2):171-5.

Eakle WS, Staninec M, Lacy AM. Effect of bonded amalgam on the fracture resistance of teeth. *J Prosthet Dent.* 1992 Aug;68(2):257-60.

Elderton RJ. The prevalence of failure of restorations: a literature review. *J Dent.* 1976 Sept;4(5):207-210.

Ellis SG, Macfarlane TV, McCord JF. Influence of patient age on nature of tooth fracture. *J Prosthet Dent.* 1999 Aug;82(2):226-30.

Espinosa HD. In vitro study of resin-supported internally etched enamel. *J Prosthet Dent.* 1978 Nov;40(5):526-30.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent.* 1988 Mar;59(3):297-300.

Gallagher RH. Introduction. In: Gallagher RH. *Finite element analysis:fundamentals.* 4. ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1975. p. 1-19

Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RC.. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. *J Prosthet Dent.* 1992 Feb;67(2):174-83.

Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC: In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam.*Endod Dent Traumatol.* 1990;6(2):49-55

Herrin HK. Use of a posterior composite resin to restore teeth and support enamel: report of case. *J Am Dent Assoc.* 1986 Jun;112(6):845-6.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.*1996;75(1):140-7.

Hood JA. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. *Int Dent J.* 1991 Feb;41(1):25-32.

Howe CA, McKendry DJ. Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture. *J Am Dent Assoc.* 1990 Dec;121(6):712-5.

Hurmuzlu F, Kiremitci A, Serper A, Altundasar E, Siso SH. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *J Endod.* 2003 Dec;29(12):838-40

Jackson RD, Ferguson RW. An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int.* 1990 Jan;21(1):7-12.

Jagadish S, Yogesh BG. Fracture resistance of teeth with class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations. *Oper Dent.* 1990 Mar-Apr;15(2):42-7.

Khera SC, Askarieh Z, Jakobsen J. Adaptability of two amalgams to finished cavity walls in Class II cavity preparations. *Dent Mater.* 1990;6(1):5-9.

Khers SC, Carpenter CW, Vetter JD, Staley RN. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent.* 1990 Aug;64(2):139-47.

Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusps deflection of premolars in composite restorations. *Dent Mater.* 2007 Mar.;23(3):288-95.

Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod.* 1994 Oct;20(10):479-85.

Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):576-85.

Lopes LMP, Leitão JGM, Douglas WH. Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement. *Quintessence Int.* 1991 Aug;22(8):641-5.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11(2): 35-43.

Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23(6):543-55.

Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent.* 1980 Apr;43(4):419-22

Mondelli J. Técnicas restauradoras para dentes com tratamento endodôntico. *Rev Dent Restaur.* 1998 Jul/Set; 1(3):97-162.

Mount GJ. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent.* 1994 May-Jun; 19(3):82-90.

Navarro MFL, Franco EB, Ishikiriama A, Pereira JC, Steagall L. Resistência à fratura de dentes extraídos, íntegros e cariados, com preparos e restaurações. *Estomat. Cult.* 1983;13(1):56-60.

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH: Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989;15:512-516.

Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil.* 2001 May;28(5):425-32.

Rodrigues Filho LE, Muench A. Resistência à fratura de dentes com restaurações atípicas de diversos materiais. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1995 Oct/Dec;9(4):249-53.

Roulet JF, Lösche GM, Noack M. Inlays and Onlays. *Curr Opin Cosmet Dent.* 1993:41-54.

Santos MJ, Bezerra RB. Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. *J Can Dent Assoc.* 2005 Sep;71(8): 585.

Scotti R, Ferrari M. Pinos de Fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas. São Paulo: Artes Médicas; 2003.



Secco AS, Conceição EN, Süffert, LW. Efeito do cermet na manutenção do esmalte sem apoio de dentina em restaurações de amálgama. RGO (Porto Alegre). 1992 Jul; 33(1): 5-8.

Secco, A.S. Influência do ionômero de vidro e resina composta na sustentação do esmalte e seu efeito na deflexão, rigidez e resistência à fratura das cúspides de dentes restaurados [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP; 1995.

Sedgley CM, Messer HH: Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod 1992;18(7):332-35

ShahrbaF S, Mirzakouchaki B, Oskoui SS, Kahnāmoui MA. The effect of marginal ridge thickness on the fracture resistance of endodontically-treated, composite restored maxillary premolars. Oper Dent. 2007; 32(3):285-90.

Siso SH, Hurmuzlu F, Turgut M, Altundasar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. Int Endod J. 2007;40(3):161-8.

Soares CJ. Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP; 2000.

Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. J Prosthet Dent. 2008a; 99(1):30-7.

Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. J Prosthet Dent. 2008b;99(2):114-22.

Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont.* 2008c;17(2):114-9.

Stampalia LL, Nicholls JI, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent.* 1986 Jun;55(6):694-8

Swift, EJ. An update on glass ionomer cements. *Quintessence Int*,1988; 19(2):125-30.

Takahashi CU, De Cara AA, Contin I. Resistance to fracture of direct restorations with cuspal coverage in endodontically treated upper bicuspids. *Pesqui Odontol Bras.* 2001 Jul-Sep;15(3):247-51.

Touati, B. The evolution of aesthetic materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996 Sep;8(7):657-66; quiz 668

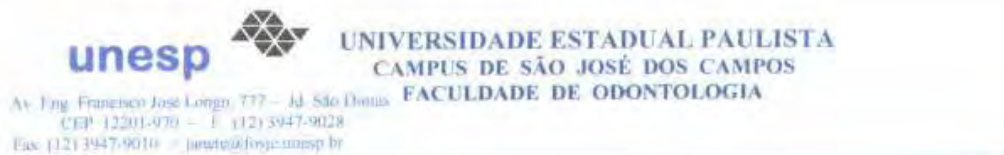
Vermeersch G, Leloup G, Delmée M, Vreven J Antibacterial activity of glass-ionomer cements, compomers and resin composites: relationship between acidity and material setting phase. *J Oral Rehabil.* 2005 May;32(5):368-74.

Walton JN. Esthetic alternatives for posterior teeth: porcelain and laboratory-processed composite resins. *J Canad Dent Ass.* 1992 Oct; 58(10):820-3.

Yamamoto ETC. Estudo de preparos e da forma da infra-estrutura na distribuição de tensões em prótese parcial fixa [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista;2011.

Yap AU, Cheang PH, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil.* 2002 Jul;29(7):682-8

ANEXO A- Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa.



**CERTIFICAMOS**, que o protocolo nº **046/2011-PH/CEP**, referente ao Projeto intitulado **“Efeito do preenchimento na distribuição de tensões e resistência à fratura de pré-molares superiores fragilizados”**, sob a responsabilidade de **ALEXANDRE LUIZ SOUTO BORGES**, tendo como orientada a aluna **Ana Carolina de Oliveira Souza**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos, conforme, Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 12 de julho de 2011.

  
Profa. Adjunto **JANETE DIAS ALMEIDA**  
Coordenadora