

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

CARLOS JOSÉ SOARES
Cirurgião Dentista

Influência da configuração do preparo cavitário
na distribuição de tensões e resistência à
fratura de restaurações indiretas estéticas

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de
Campinas, como parte dos
requisitos para obtenção do título
de Doutor em Clínica
Odontológica, área de
concentração em Dentística.

Piracicaba, 2003

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

CARLOS JOSÉ SOARES
Cirurgião Dentista

Influência da configuração do preparo cavitário
na distribuição de tensões e resistência à
fratura de restaurações indiretas estéticas

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de
Campinas, como parte dos
requisitos para obtenção do título
de Doutor em Clínica
Odontológica, área de
concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins

Banca Examinadora: Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins
Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto
Prof. Dr. Adair Luiz Stefanello Busato
Prof. Dr. José Carlos Pereira
Prof. Dr. Lourenço Corrêa Sobrinho

Piracicaba, 2003

FICHA CATALOGRÁFICA

Soares, Carlos José
Solla **Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de restaurações indiretas estéticas./ Carlos José Soares.– Piracicaba, SP: [s.n.], 2003.**
 xxi, 155p.:il.

Orientador: Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Porcelana. 2. Resinas Compostas. 3. Resistências dos Materiais. I Martins, Luis Roberto Marcondes. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III, Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/ 8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

Dedicatória

A Deus,

“Venha e siga-me! Eu tenho muito para lhe oferecer. Deixe suas tristezas, seus medos e suas inseguranças. Deixe seu orgulho, sua vaidade, seus apegos que os distanciam de mim, deixe tudo isso para trás e siga-me, siga-me com fé, esperança e amor.”

Obrigado Jesus pela possibilidade de alcançar tão alto grau de instrução. Sem sua luz e proteção nada teria sido alcançado.

Aos meus pais, Ivone e Laert,

Mais uma conquista de seu filho que representa a superação das dificuldades pelas quais vocês passaram em busca da realização de nossos sonhos. Vocês serão eternos exemplos de vida. Dedico mais esta conquista profissional a vocês. Obrigado pelo amor a mim dedicado.

Às minhas irmãs,

Pela ajuda, compreensão e carinho a mim dedicado. Esta nova vitória necessita ser compartilhada e nada mais importante do que fazê-la com a família, obrigado por fazerem parte de minha vida.

À Patrícia,

Que durante este período demonstrou companheirismo e dedicação, auxiliando-me a vencer mais este desafio. Obrigado por compartilhar comigo tão importante conquista em minha vida.

A D. Lina e familiares,

Pela ajuda, amizade e carinho a mim dedicado, durante todo este período.

Ao Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins

No primeiro momento de convivência ficou a certeza da afinidade e a forte possibilidade de estabelecimento de uma relação mais sólida. Hoje, agradeço a Deus acima de tudo, pelo amigo que conquistei, pela pessoa que você é. Obrigado pela orientação, pelo crescimento profissional e novas oportunidades que me proporcionou. Obrigado a você e a **Susi** pelo carinho e amizade a mim dedicado.

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto,

Diretor da Faculdade de Odontologia da UFU, pelo constante incentivo para que seus discípulos busquem se qualificar e assim possam crescer. Obrigado pela amizade e orientação, e cima de tudo, pela valorização que você tem depositado em mim. Farei de tudo para sempre retribuir e valorizar tal confiança.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho,

Coordenador da Pós-Graduação da FOP-UNICAMP, obrigado pela amizade, orientação profissional, incentivo e auxílio constante. Você demonstrou a possibilidade de relacionar hierarquicamente com humanismo e solidariedade. Espero poder retribuir sua atenção por toda minha carreira.

Aos Prof. Hugo Lemes Carlo, Prof. Fernando Nascimento, Profa. Dra. Jesuânia M. Guardiero Azevedo Pfeifer, Prof. Nelson Morreira Filho, Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto, Prof. Roberto Elias Campos,

Obrigado pela superação das dificuldades encontradas no passado, pela disposição em acreditar na importância de minha qualificação e pela constante valorização de meu trabalho. Orgulho-me de tê-los como colegas.

À minha amiga Eliane Gava Pizi,

Pela ajuda, compreensão e lealdade a mim dedicado. Esta vitória deve ser compartilhada com uma nova e importante amizade conquistada, obrigado por tudo que fez por mim.

Ao Prof. Dr. Henner Alberto Gomide,

Pela colaboração na minha formação acadêmica, pela valorização da minha capacidade de trabalho e acima de tudo pela confiança e amizade.

Ao Prof. Dr. Sérgio de Freitas Pedrosa,

Embora distante sua importância em minha carreira profissional sempre será valorizada, obrigado pelo esforço pela valorosa contribuição no meu crescimento profissional.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani,

Pela colaboração na minha formação, pela abertura das dependências da área de Materiais Dentários, indispensável na realização dos meus trabalhos. Seu exemplo deve ser seguido na maneira de atuar no ensino público.

Agradecimentos

- À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, casa que tanto me orgulho de fazer parte, pela oportunidade de me qualificar, viabilizando meu crescimento profissional.
- À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas em nome de seu diretor Prof. Dr. Thales da Rocha Matos Filho.
- À CAPES, pela concessão de bolsa no programa PIDCT, que tanto me auxiliou no desenvolvimento desse trabalho.
- Ao Prof. Dr. Adérito Soares da Mota e demais professores das áreas de Prótese Fixa e Removível pela ajuda e amizade demonstradas de forma singular durante todo o período que temos trabalhado juntos.
- Ao meu orientado Rodrigo Borges Fonseca pela colaboração na execução da parte experimental deste trabalho, pela sua dedicação e acima de tudo pela estreita e leal convivência e amizade que se firmou neste período.
- À minha orientada de iniciação científica Gisele Rodrigues da Silva pela importante colaboração na execução da parte experimental deste trabalho. Pela constante dedicação e responsabilidade profissional.
- Ao Prof. Anthony Abrão da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU, pela valorosa participação na execução dos Métodos de Elementos Finitos. Obrigado pela possibilidade de abertura de novas perspectiva na atuação conjunta na pesquisa.

- À colega Luana Oliveira pela convivência em nossa área e pelo auxílio na realização dos ensaios de elemento finito.
- Aos meus orientados de iniciação científica, Leonardo Celiberto e Vanessa Salvadego de Queiroz da FOP-UNICAMP e todos os alunos que trabalham comigo na FOUFU pela dedicação na realização de seus trabalhos e ainda na disposição em me auxiliar em outras atividades.
- Ao Prof. Dr. Marcelo Giannini, pela amizade, pelas oportunidades de trabalho e pelos ensinamentos transmitidos.
- Ao Prof. Dr. Francisco Hiter-Neto pela possibilidade de trabalho na área de Radiologia da FOP-UNICAMP, pela sua forma aberta de auxiliar seus alunos e pela seriedade que conduz seus trabalhos.
- Ao Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, novamente pela constante presença em nossos trabalhos, exemplo de dedicação ao curso de Pós-Graduação. Você tem grande participação em minha formação profissional.
- Ao Prof. Dr. Luiz André Freire Pimenta, pela preocupação com nossa formação atuando na direção da Dentística de forma marcante e competente, possibilitando-nos de realizar nossas atividades.
- Aos demais Profs. da Área de Dentística da FOP/UNICAMP, Dr. José Roberto Lovadino, Dra. Mônica Campos Serra e Dra. Giselle Maria Marchi
- Aos colegas Alex, Fabiana, Cláudia, Flávio, Patrícia e Fernão, Cristiane, Jose Rodrigues, Ana Karina, Ciça, Anderson pela amizade, companheirismo e convivência durante todo este período.
- À Josiane, Abgail, secretárias da área de Dentística pela solidariedade, amizade e forma carinhosa de auxiliar nas minhas funções.

- À Maria Tavares, Edilsa, Nelson e demais funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia pela colaboração, amizade, valorização do meu trabalho.
- Aos Técnicos em Prótese Dental, Guilherme de Sousa e Patrícia Vasconcelos pela construção das restaurações cerâmica e constante presteza em auxiliar os trabalhos da área de Dentística da FOUFU.
- À empresa 3M pela doação dos materiais de fixação utilizados neste experimento.
- À empresa DEGUSSA-DENTSPLY pela doação de todo material necessário para confecção das restaurações cerâmicas empregados neste trabalho, fator fundamental e decisivo na viabilização desta pesquisa.

SUMÁRIO

LISTAS.....	1
I. Figuras.....	1
II. Tabelas.....	4
III. Quadros.....	7
IV. Siglas e Abreviaturas.....	8
V. Palavras estrangeiras.....	10
RESUMO	11
ABSTRACT.....	13
1. INTRODUÇÃO	15
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1 – MÉTODO DE INCLUSÃO E LIGAMENTO PERIODONTAL.....	21
2.2 – PREPARO PARA RESTAURAÇÕES INDIRETAS E MATERIAIS RESTAURADORES.....	25
2.3 – RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS.....	34
2.4 – MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS E RELAÇÕES OCLUSAIS.....	53
3. PROPOSIÇÃO.....	65
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	67
4.1 – SELEÇÃO DOS DENTES.....	67
4.2 – INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL.....	68
4.3 – REALIZAÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS.....	71
4.4 – MOLDAGEM E CONFEÇÃO DE MODELOS EM GESSO.....	74
4.5 – CONFEÇÃO DAS RESTAURAÇÕES CERÂMICAS.....	74
4.6 – FIXAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES INDIRETAS.....	79
4.7 – ENSAIOS MECÂNICOS DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO.....	82
4.8 – CLASSIFICAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA.....	84
4.9 – ANÁLISE POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	87
4.10 – DEFINIÇÃO DA GEOMETRIA DO MODELO EXPERIMENTAL.....	87
4.11 – MALHAGEM DO MODELO.....	91
4.12 – DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS.....	93
4.13 – CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTO.....	94
4.14 – ANÁLISE DAS TENSÕES NO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF).....	95
4.15 – ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS.....	97
5. RESULTADOS.....	99
6. DISCUSSÃO	129

7. CONCLUSÃO.....	145
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	147

LISTAS

I. FIGURAS

Figura 1. A. Dentes coletados; B. Mensuração das coroas para seleção dos molares humanos inferiores.

Figura 2. Inclusão do dente e reprodução do ligamento periodontal.

Figura 3. A. Aparelho padronizador de preparo; B. Ponta diamantada posicionada para desgaste da caixa oclusal; C. Dentes com preparos representativos de cada grupo; D. Overlay conservador; E. Overlay extenso.

Figura 4. A. Molde em silicone por adição; B. Modelos em gesso tipo IV.

Figura 5. A. Aplicação de espaçador; B. Isolante sobre o troqué; C, D e E. Enceramento dos modelos para fundição.

Figura 6. A. Padrão em cera fixado através de conduto de alimentação à base formadora; B. Anel de silicone sendo preenchido com revestimento refratário; C. Anel de revestimento cristalizado; D. Forno convencional para fundição.

Figura 7. A. Cerâmica reforçada pela inclusão de leucita; B. Forno Cerampress; C. Posicionamento da pastilha a ser prensada no anel de revestimento.

Figura 8. A. Secção do anel de revestimento em posição predefinida; B. Jateamento com óxido de alumínio; C. Restaurações fixas ao resíduo de cerâmica; D. Restaurações adaptadas ao modelo mestre.

Figura 9. Tratamento de superfície da estrutura dental; A. Condicionamento com ácido fosfórico; B. Aplicação de sistema adesivo.

Figura 10. Tratamento de superfície da restauração; A. Condicionamento com ácido fluorídrico; B. Silanização da restauração.

Figura 11. Fixação das restaurações; A. Materiais empregados; B. Aplicação de carga na cimentação e fotopolimerização do cimento; C e D. Corpos-de-prova finalizados após acabamento e polimento da restauração.

Figura 12. Teste de resistência à fratura dos corpos-de-prova. A. Sistema de sustentação da amostra acoplado à célula de carga de 500kgf; B. Esfera de 6,00 mm posicionada no centro da superfície oclusal; C. Visão aproximada do dispositivo de sustentação da amostra após a fratura; D. Vista aproximada da amostra fraturada.

Figura 13. Diagrama referencial para classificação do padrão de fratura das amostras após teste de resistência à fratura dos corpos de prova.

Figura 14. A. Grupos de amostras após os ensaios de compressão para análise do padrão de fratura: Coluna 1. Hígido; Coluna 2. Preparos com abertura conservadora; Coluna 3. Preparos com abertura extensa; B. Grupo de inlay extenso demonstrando homogeneidade de padrão de fratura envolvendo a restauração e em menor número as cúspides funcionais.

Figura 15. A. Grupo de dentes hígidos; B. Fratura inlay conservador; C. Fratura inlay conservador envolvendo cúspide méso-vestibular; D. Fratura de onlay conservador envolvendo as cúspides funcionais; E. Fratura overlay.

Figura 16. Desenho em papel milimetrado de um primeiro molar inferior seccionado na altura da cúspide méso-vestibular a ser utilizado como padrão para construção de cada grupo de estudo.

Figura 17. Modelos produzidos no aplicativo *MicroStationTM* para os grupos experimentais na análise de MEF.

Figura 18. Malhagem dos modelos experimentais.

Figura 19. Características dos carregamentos empregados no método de elementos finitos.

Figura 20. Gráfico de valores de resistência à fratura para os ensaios de resistência à fratura (kgf).

II. TABELAS

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas dentais.

Tabela 2. Dados da Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 1 - Dentes hígidos**.

Tabela 3. Dados da Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 2 - Inlay conservador**.

Tabela 4. Dados da resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 3 - Inlay extenso**.

Tabela 5. Dados da resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 4 - Onlay conservador envolvendo a cúspide méso-vestibular**.

Tabela 6. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 5 - Onlay extenso envolvendo a cúspide méso-vestibular**.

Tabela 7. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 6 - Onlay conservador envolvendo todas cúspides vestibulares**.

Tabela 8. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 7 - Onlay extenso envolvendo todas cúspides vestibulares**.

Tabela 9. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 8 - Overlay conservador**.

Tabela 10. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 9 - Overlay extenso**.

Tabela 11. Análise de variância em fator único para os ensaios mecânicos de compressão ($p < 0,05$).

Tabela 12. Valores médios de resistência à fratura, desvio padrão, e distribuição por categorias estatística definida pelo teste de Tukey envolvendo todos os grupos experimentais ($p < 0,05$).

Tabela 13. Análise de variância fatorial 4X2, para os ensaios mecânicos de compressão dos grupos que receberam restaurações cerâmicas ($p < 0,05$).

Tabela 14. Desdobramento da análise de variância fatorial 4X2, para o fator tipo de preparo desconsiderando o tipo de abertura ($p < 0,05$).

Tabela 15. Desdobramento da análise de variância fatorial 4X2, para o fator tipo de abertura da cavidade desconsiderando o tipo de preparo ($p < 0,05$).

Tabela 16. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o **preparo inlay** ($p < 0,05$).

Tabela 17. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o **preparo onlay envolvendo apenas a cúspide mesio-vestibular** ($p < 0,05$).

Tabela 18. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o **preparo onlay envolvendo todas as cúspides vestibulares** ($p < 0,05$).

Tabela 19. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o **preparo overlay** ($p < 0,05$).

Tabela 20. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de preparo para a **abertura conservadora** ($p < 0,05$).

Tabela 21. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de preparo para a **abertura extensa** ($p < 0,05$).

III. QUADROS

QUADRO 1. Características dos grupos de avaliação com respectivos preparos.

QUADRO 2. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em tripoidismo (**MI**) para os dentes hígido, inlay conservador e extenso.

QUADRO 3. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em tripoidismo (**MI**) para onlay conservador e extenso com recobrimento parcial das cúspides funcionais e overlay.

QUADRO 4. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em lateralidade (**Trabalho**) para os dentes hígidos, inlay conservador e extenso.

QUADRO 5. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em lateralidade (**Trabalho**) para onlay conservador e extenso com recobrimento parcial e overlay.

QUADRO 6. Análise variando o material restaurador, cerâmica ou cerômero, com carga em tripoidismo (**MI**) para os inlay conservador e extenso.

QUADRO 7. Análise variando o material restaurador, cerâmica ou cerômero, com carga em tripoidismo (**MI**) para os onlay conservador e extenso com recobrimento total das cúspides funcionais.

QUADRO 8. Análise variando o material restaurador, cerâmica ou cerômero, com carga em tripoidismo (**MI**) para os overlay conservador e extenso.

IV. SIGLAS E ABREVIATURAS:

CAD-CAM - Computer Aided Design/Computed Aided Manufactured, Sistema computadorizado de confecção de cerâmica

3D - Tridimensional

Fig. - Figura

Hz - Unidade de frequência de ondas (Hertz)

kgf - Unidade de força – carga aplicada (quilograma força)

KN - Unidade de pressão - carga aplicada (quilonewton)

MD - Dimensão mésio-distal dos dentes

MO - Classificação de cavidade (mésio-oclusal)

MOD - Classificação de cavidade (mésio-ocluso-distal)

MEF - Método de elementos finitos

MI - Máxima Intercuspidação

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

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm² - Unidade de área (milímetro quadrado)

mW/cm² - Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

nm - Unidade de comprimento (nanômetro)

N.^o - Número

N - Unidade de pressão - carga aplicada (Newton)

PVC - Polivinil cloreto rígido

p - Probabilidade

RCI - Restauração em resina composta indireta

VL - Dimensões dos dentes (vestíbulo-lingual)

X - Amplitude (número de aumento)

& - e (comercial)

$\pm$ - Mais ou menos

α - N ível de confiabilidade

% - Porcentagem

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

$^{\circ}\text{C}$ - Unidade de temperatura (graus Celsius)

$^{\circ}$ - unidade de angulação (graus)

V. PALAVRAS ESTRANGEIRAS

ANOVA - Análise de variância

Dual - Sistema de cura que associa a polimerização química e física, pela ativação com luz (dupla polimerização).

et al .- Abreviatura de “et alii” (e outros).

In vitro - Experimento desenvolvido em ambiente laboratorial.

Inlay - Restauração indireta com preparo intra-coronário.

Onlay - Restauração indireta envolvendo cobertura de cúspide.

Overlay - Restauração indireta envolvendo cobertura de todas as cúspides.

Primer - Modificador de superfície.

Tags - Prolongamentos de resina.

RESUMO

Este trabalho teve por objetivo avaliar a influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de molares restaurados com restaurações indiretas estéticas. Na primeira parte deste estudo (ensaio mecânico de fratura), noventa molares inferiores humanos hígidos com forma semelhante foram coletados e divididos em 9 grupos. Os dentes foram incluídos em resina de poliestireno e com material elastomérico foi reproduzido o ligamento periodontal. O grupo 1 foi constituído por dentes hígidos e os demais grupos definidos por preparos; 2) inlay conservador; 3) inlay extenso; 4) onlay com abertura conservadora [G2] com cobertura da cúspide mésio-vestibular; 5) onlay com abertura extensa [G3] com cobertura da cúspide mésio-vestibular; 6) onlay com abertura conservadora [G2] com cobertura de todas as cúspides vestibulares; 7) onlay com abertura extensa [G3] com cobertura de todas as cúspides vestibulares; 8) overlay com abertura conservadora [G2] - cobertura de todas as cúspides; 9) overlay com abertura extensa [G3] - cobertura de todas as cúspides. Os dentes foram moldados, as restaurações confeccionadas em cerâmica, Cergogold (Degussa), e então fixadas adesivamente. Após a fixação, os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C em 100% de umidade por 24 horas e então submetidos ao ensaio de fratura em máquina de ensaio universal, EMIC 500DL, com velocidade de 0,5 mm/minuto. Na segunda parte deste estudo (análise de elementos finitos) foi produzido desenho de um corte vestibulo-lingual de molar inferior com dimensões representativas dos dentes selecionados. O desenho foi digitalizado em aplicativo MycroStation, reproduzindo os grupos 1, 2, 3, 4, 7, 8 e 9, que receberam restaurações em cerâmica e cerômero, sendo submetidos a ensaios de tensões através de elementos finitos, empregando o programa Ansys 6.1. Os valores de resistência à fratura foram submetidos a análise de variância em fator único, demonstrando que houve diferenças entre os grupos analisados. O teste de Tukey ($\alpha = 0.05$) demonstrou que o grupo de dentes hígidos apresentou resistência significativamente superior aos demais grupos. Para os grupos restaurados empregou-se análise de variância fatorial 4X2 e verificou-se significância para o fator tipo de preparo, para a interação entre os fatores

extensão e tipo de preparo e não houve significância para o fator extensão isoladamente. O teste de Tukey foi então aplicado para a interação, verificando que o fator extensão do preparo foi significativo apenas para os preparos onlay com recobrimento de apenas uma cúspide e overlay. Em relação à abertura conservadora, o preparo onlay recobrindo apenas uma cúspide apresentou a menor resistência quando comparado ao inlay e onlay recobrindo duas cúspides. Por outro lado, em relação à abertura extensa, o preparo do tipo overlay mostrou menor resistência que os demais com diferença significativa em relação aos preparos inlay e onlay que envolvia as duas cúspides vestibulares. A análise comparativa para o padrão de distribuição de tensões para a análise em MI mostrou que houve sensível concentração de tensões na cúspide funcional e que as diferentes configurações de preparo mostraram pequenas variações da distribuição de tensões nesta região. Já no movimento de lateralidade, as tensões foram acentuadas nos modelos com abertura extensa. Quando se comparou o efeito do material restaurador, verificou-se maior concentração de tensões no interior da restauração cerâmica e maior transmissão de tensões à estrutura dental para as restaurações em cerômero. Ao analisar a concentração de tensões verificadas no MEF e as características de fraturas ocorridas nos ensaios mecânicos observou-se a existência de correlação direta entre os resultados dos métodos de estudo.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the cavity preparation influence on the tension distribution and on the fracture resistance over human molar teeth restored with esthetic indirect restoration. In the first part of this study, ninety sound intact human mandibular molars with similar geometry were collected and distributed into nine groups. The teeth were embedded in polystyrene resin in such a way that the periodontal ligament was reproduced. The group 1 was represented by sound intact teeth and the next ones were defined according to their cavity preparation: 2) conservative inlay; 3) extensive inlay; 4) onlay with a conservative occlusal opening (G2) covering the mesiobuccal cusp; 5) onlay with a extensive occlusal opening (G3) covering the mesiobuccal cusp; 6) onlay with a conservative occlusal opening (G2) covering all the buccal cusps; 7) onlay with a extensive occlusal opening (G3) covering all the vestibular cusps; 8) overlay with a conservative occlusal opening (G2); 9) overlay with a extensive occlusal opening (G3). A polyvinilsiloxane impression was taken from each tooth; its restoration was made with a ceramic material, Cergogold (Degussa), and then fixed with an adhesive cement. The fracture resistance test was performed 24 hours after the adhesive fixation on a Universal Test Machine, Instron 4411, with a crosshead speed of 0,5mm/minute. In the second part of this study, a buccolingual section drawing, with representative dimensions of the natural teeth, was used to the finite element analysis. This drawing was digitalized by means of MycroStation applicative, reproducing the groups 1, 2, 3, 4, 7, 8 e 9, now restored with ceramic and ceromer, and transferred to the Ansys 6.1 computer program to perform the tension tests by finite element analysis. The fracture resistance data were submitted to a statistical analysis by one-way ANOVA, which showed significant differences among the groups. ANOVA was followed by Tukey test ($\alpha= 0.05$), which showed a significant higher fracture resistance of the sound intact teeth over the other groups. Two-way ANOVA was employed in order to verify the differences among the cavity preparation types, without considering the preparation extension, but considering significant the interaction among these two factors. The Tukey test was applied to this interaction, showing that the cavity preparation extension was significant just for onlays covering one cusp and for overlays. Concerning to the conservative

occlusal opening preparation the onlay covering one cusp showed lower resistance than either the inlay or the onlay covering all the buccal cusps. On the other side, concerning to the extensive occlusal opening preparation the overlay showed lower resistance than the other groups with significant difference among either the inlays or the onlays covering all the buccal cusps. The comparative analysis of the tension distribution in habitual maximum inter-cuspidation showed a sensible tension concentration on the functional cusp and the different cavity preparation shows little variation of this pattern. Instead, on the laterality the tension is accentuated on the teeth with extensive cavity preparation. When it was compared the effect of the restorative material, it was verified a tension concentration on the ceramic restorations, and a higher transmission of these tension to the tooth structure on the ceromer restorations. It was verified that it seems to exist a close interaction among the tension concentration and the fracture resistance according to the fracture tooth characteristics of each group on the mechanical testing.

1. INTRODUÇÃO

A presença de extensas lesões de cárie, fraturas e restaurações insatisfatórias conduzem o clínico a grande indefinição na seleção do procedimento restaurador a ser empregado. O limite definido entre a indicação de compósitos em dentes posteriores pela técnica direta e o emprego de técnicas restauradoras indiretas é fator de extrema complexidade, envolvendo fatores estéticos, biomecânicos, anatômicos e financeiros (FERNANDES NETO *et al.*, 2002), apresentando marcantes aspectos de subjetividade.

Quando se opta pelo emprego de restaurações indiretas, o profissional depara-se com nova situação conflitante: a configuração geométrica do preparo cavitário (MORIN *et al.*, 1984; STEELE & JOHNSON, 1999; ETEMADI *et al.*, 1999, MORIMOTO *et al.*, 2002). Nas restaurações metálicas fundidas, o recobrimento total das cúspides não funcionais e, principalmente, as cúspides funcionais, é fator decisivo para melhor distribuir as tensões (FISHER *et al.*, 1974). Como a fixação das restaurações metálicas é prioritariamente feita com cimento fosfato de zinco, não há união adesiva entre a restauração e o dente, sendo indicado o recobrimento total das cúspides para aumentar a resistência da estrutura dental (EAKLE & STANINEC, 1992; FERNANDES NETO *et al.*, 2002).

O conceito que anteriormente norteava as restaurações metálicas continua sendo largamente empregado nos procedimentos adesivos indiretos confeccionados em cerâmica ou cerômero, sem levar em consideração a característica de união entre a estrutura dental, sistema adesivo, cimento resinoso e material restaurador (SCHERRER *et al.*, 1994; CORDEIRO & MARTINS, 1998).

O recobrimento das cúspides acaba sendo indiscriminadamente executado, idealizando que este procedimento possa determinar maior longevidade clínica às restaurações, podendo ser preconizada remoção desnecessária de estrutura dental sadia, substituindo-a por material restaurador (MONDELLI *et al.*, 1980, MORIN *et al.*, 1984; EDELHOFF & SORENSEN, 2002).

Por outro lado, os materiais restauradores cerâmicos empregados na confecção de restaurações indiretas em dentes posteriores possuem propriedades mecânicas e características estruturais que requerem configurações específicas de preparos cavitários (BURKE *et al.*, 1993; BURKE & WATTS, 1994). As cerâmicas apresentam desempenho clínico satisfatório (KELLY *et al.*, 1996), excelente estética (KELLY *et al.*, 1996; TOUATI, 1996), alta resistência ao desgaste e biocompatibilidade. No entanto, os materiais cerâmicos são frágeis, apresentando baixa resistência à tração e limitada capacidade de deformação (BANKS, 1990; HONDRUM, 1992).

Na tentativa de superar as principais limitações dos materiais cerâmicos, a indústria busca o desenvolvimento de novos materiais poliméricos de aplicação indireta (TOUATI, 1996; TOUATI & AIDAN, 1997). Estes materiais apresentam algumas propriedades mecânicas semelhantes à estrutura dental, sendo caracterizado por muitos como materiais que conseguem distribuir de forma satisfatória as cargas oclusais em dentes posteriores (TOUATI, 1996; TOUATI & AIDAN, 1997). Por outro lado, SOARES & MARTINS, 2000, demonstraram que o padrão de fratura das restaurações cerâmicas foi menos comprometedor que nas resinas indiretas, provavelmente porque estes transmitem tensões que excedem a resistência intrínseca da estrutura dental, levando a fratura do conjunto.

Esta dicotomia de comportamento submete o profissional à incerteza da real necessidade de extensão do preparo cavitário que caracterizará o recobrimento ou não das diferentes cúspides dos dentes posteriores, principalmente porque a adequação do preparo cavitário ao material restaurador terá influência sobre a resistência à fratura do elemento dental.

Os métodos laboratoriais empregados na análise da influência de característica de preparos cavitários na resistência à fratura se concentram na realização de ensaios mecânicos de fratura (MONDELLI *et al.*, 1980; BURKE *et al.*, 1993; BURKE & WATTS, em 1994; STEELE & JOHNSON, 1999; BURKE, 1999; BRUNTON *et al.*, 1999; MORIMOTO *et al.*, 2002), análise de tensões por métodos de fotoelasticidade (FISHER *et al.*, 1974) e também pela análise por métodos de elementos finitos (CARVALHO & MATSON, 1990; LIN *et al.*(a), em 2001; LIN *et al.*(b), em 2001).

O ensaio de resistência à fratura é um importante método de avaliação da carga máxima suportada pelo dente, possibilitando a análise comparativa da resistência e tipo de falha ocorrido entre diferentes procedimentos restauradores (SOARES & MARTINS, 2000). No entanto é difícil concordar que este método possa representar claramente a fratura que se dá clinicamente, que é caracterizada basicamente pelo processo de fadiga.

De acordo com FARAH *et al.*, 1973, enquanto a fotoelasticidade mostra um desenho claro da distribuição de tensões de maneira qualitativa, o método dos elementos finitos mostra uma avaliação mais minuciosa do completo estado de tensão-deformação, de forma quantitativa. O método de análise por elemento finito é um modelo matemático a ser empregado na análise das concentrações de

tensões e deformações sofridas por um corpo submetido à aplicação de carga (FARAH *et al.*, 1973). Esta análise pode ser executada em modelo bidimensional (SAKAGUCHI *et al.*, 1991) e com maior complexidade nos modelos tridimensionais (LIN *et al.*(b)., 2001; RUBIN *et al.*, 1983). Importantes características da estrutura dental têm sido demonstradas de forma adequada pelo uso de modelos bidimensionais (SAKAGUCHI *et al.*, 1991; MAGNE *et al.*, 2002; REES, 2001). O modelo bi-dimensional considerado como uma estrutura plana, apesar de ser uma simplificação, em se tratando de um molar inferior, não compromete a viabilidade da análise MEF (SAKAGUCHI *et al.*, 1991). Estudos utilizando o método de elementos finitos têm se mostrado como instrumento valioso na análise da distribuição de tensões nas restaurações de dentes posteriores (MAGNE *et al.*, 2002; REES, 2001).

Para uma avaliação “*in vitro*” que possa referenciar melhor o profissional na solução do paradigma entre a conservação de estrutura e aumento da resistência de restaurações cerâmicas, parece ser importante ampliar os métodos de avaliação, buscando alternativas que apresentem a possibilidade de analisar a influência de variáveis como a forma do preparo cavitário na conseqüente falha do conjunto dente-restauração. A análise da compatibilidade entre as propriedades mecânicas dos materiais restauradores e da estrutura dental pode auxiliar na opção pelo material que melhor está indicado para uma situação clínica específica e características de preparo que ofereçam menores riscos de fraturas das restaurações.

Diante desta análise entende-se ser fundamental a avaliação da influência da configuração geométrica determinada pela extensão do preparo cavitário e do

material restaurador na concentração de tensões e da forma do preparo na resistência à fratura de molares restaurados com incrustações estéticas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – MÉTODO DE INCLUSÃO E LIGAMENTO PERIODONTAL

COODLIDGE, em 1937, avaliou a espessura da membrana periodontal e suas variações em 172 dentes humanos, através de medições feitas na região próxima à crista alveolar, no terço médio da raiz e no ápice. As médias dessas espessuras foram: na crista alveolar em torno de 0,39 mm, 0,17mm no centro da raiz e 0,21 mm próximo ao seu ápice. O autor observou que essas espessuras variavam com a faixa etária, diminuindo com o avanço da idade e com a posição dos dentes no arco dental, sendo menor em dentes posteriores, por exercerem grande função oclusal.

MÜHLEMANN & ZANDER, em 1954, afirmaram que há boas razões para admitir que o deslocamento inicial da raiz corresponde a uma posição funcional de prontidão em relação à força de tração. A magnitude dessa força é variável de indivíduo para indivíduo, de dente para dente, e depende sobretudo, das estruturas e organização do ligamento periodontal. Os autores afirmaram que o valor da mobilidade inicial para dentes anquilosados é zero, sendo toda a carga aplicada sobre o dente transferida diretamente às estruturas adjacentes.

SCHARNAGL, em 1998, avaliou a simulação do ligamento periodontal na realização de testes de resistência à fratura em restaurações indiretas confeccionadas em cerâmica, In Ceram. Inicialmente foram realizados testes de

movimentação dental em mandíbulas de porcos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido no ligamento artificial. A simulação do ligamento foi realizada com diversos materiais elásticos, silicone por adição, poliéter, silicone de condensação de consistência leve e pesada. Os melhores resultados foram obtidos com o emprego do material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M-ESPE), aplicado em associação com o adesivo do material. O autor relatou que o ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões e as fraturas ocorridas em experimentos laboratoriais.

BEHR *et al.*, em 1999, avaliaram a resistência à fratura e adaptação marginal de próteses adesivas, variando o tipo de preparo. Foram utilizados terceiros molares humanos extraídos com reprodução do ligamento periodontal, obtido a partir da cobertura das raízes com uma camada de 1 mm de material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M-ESPE), e posteriormente incluídos em um bloco de resina de poliestireno. Os dentes foram preparados e moldados com silicone por adição, e as restaurações, confeccionadas no sistema Targis/Vectris (IVOCLAR). As próteses adesivas foram fixadas e a adaptação marginal medida com a técnica semiquantitativa, por meio de obtenção de réplicas e posterior análise em microscopia eletrônica de varredura. As amostras foram então submetidas a um carregamento de compressão com velocidade de 1mm/minuto, aplicada no centro do pântico. Os autores verificaram que mais de 60% das restaurações apresentaram margens perfeitas e que não houve diferença na resistência à fratura entre as duas formas de preparo.

Objetivando avaliar a influência de pinos intra-radiculares pré-fabricados na resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente, CARLINI, em 1999, empregou a reprodução artificial do ligamento periodontal. O processo descrito é iniciado com o recobrimento da raiz com uma fina camada de cera nº. 7, obtido pela imersão do dente em um recipiente contendo cera plastificada. O dente foi então fixado a um delineador, com objetivo de posicioná-lo corretamente na inclusão em cilindro de PVC. O cilindro é invertido em uma placa perfurada e preenchido com resina de poliestireno. Após a polimerização, o dente foi retirado do cilindro, com água aquecida e limpo com jatos de bicarbonato e água. Para fixação do dente e reprodução do ligamento periodontal foi empregado um adesivo à base de Uretano, utilizado na colocação de vidros automotivos. O autor relatou que a reprodução do ligamento periodontal tornou o padrão de fratura mais semelhante ao que se verifica clinicamente.

SOARES *et al.*, em 2002, analisaram a influência do método de inclusão e de reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de incisivos bovinos. Oitenta dentes foram selecionados, 40 foram incluídos em resina acrílica e a outra metade em resina de poliestireno. O processo de simulação do ligamento periodontal foi executado com quatro métodos: 1-Sem ligamento; 2 – Material de moldagem a base de poliéter, Impregum F; 3 – Material de moldagem a base de polissulfeto, Permelastic; 4 – Material de fixação de vidro automotivos a base de borracha de poliuretano, sendo produzida dez amostras por grupo. Os corpos de prova foram armazenados por 24 horas em 100% de umidade e então

foram submetidos a um carregamento na porção palatina, de forma tangencial, reproduzindo o carregamento presente nos dentes superiores anteriores. Os testes foram realizados em máquina de ensaio universal Instron 4411, com velocidade de 0,5mm/minuto até a fratura. Os padrões de fraturas foram classificados em relação a parâmetros pré-estabelecidos: a - fratura coronária; b - fratura na transição da coroa para o cilindro de resina; c - fratura com invasão parcial do espaço biológico; d - fratura radicular. Os resultados demonstram que o método de inclusão e o procedimento de reprodução do ligamento periodontal podem influenciar nos testes de resistência à fratura. O valor de resistência à fratura foi pouco influenciado pela presença do ligamento, porém o padrão de fratura foi altamente influenciado pela reprodução do ligamento periodontal. Os autores concluíram que a associação da inclusão com resina de poliestireno e a reprodução do ligamento com Impregum F parece ser o mais indicado para os testes de resistência à fratura.

2.2 – PREPARO CAVITÁRIO PARA RESTAURAÇÕES INDIRETAS E MATERIAIS RESTAURADORES

Descrevendo uma revisão da literatura que envolve as características da porcelana dental, BANKS, em 1990, verificou-se que a maioria dos materiais cerâmicos possui baixo limite de deformação, por volta de 0,1%. Com isso qualquer vergamento pode ser capaz de induzir trincas que propagarão rapidamente pelo interior do material, resultando na completa fratura da restauração. O autor destacou que o condicionamento ácido da cerâmica, aliado ao uso de adesivos que promovam a hibridização da estrutura dental e de agentes de fixação à base de resina, melhora a retenção, reduz a infiltração marginal e aumenta a resistência aos esforços mastigatórios.

HONDRUM, em 1992, numa revisão das vantagens e desvantagens do uso de cerâmica na restauração de dentes anteriores e posteriores, destacou a resistência do material e os fatores relacionados com essa propriedade. Como maior desvantagem, o autor ressaltou a susceptibilidade à fratura no momento da colocação, mastigação ou em decorrência de trauma oclusal, aspecto que está relacionado a vários fatores como a degradação da união da sílica-oxigênio, a indução de falhas durante a confecção, a limitada capacidade de distribuir esforços mastigatórios localizados e a baixa resistência à deformação. O autor ressaltou que o mecanismo mais comum de falhas das cerâmicas dentais está relacionado à variação de cargas oclusais, ocasionando a fadiga do material.

SCHERRER *et al.*, em 1994, realizaram um estudo buscando determinar a resistência à fratura da cerâmica em função da espessura de película do material de cimentação. Foram confeccionadas barras de porcelana fixadas a blocos de resina com cimento fosfato de zinco e cimento resinoso. A espessura de cimento resinoso variou entre $26\pm 11\text{ }\mu\text{m}$ a $297\pm 48\text{ }\mu\text{m}$. Um carregamento de compressão foi aplicado sobre o centro do conjunto, formado pela barra de cerâmica, agente de fixação em diferentes espessuras e o bloco de resina, a uma velocidade de 0,5mm/minuto. Os resultados demonstraram para a cerâmica fixada com agente de fixação a base de resina que houve um decréscimo gradual na resistência à fratura com o aumento da espessura da película, porém essa variação tornou-se significativa quando ultrapassou $300\mu\text{m}$. Os autores concluíram que a resistência à fratura da cerâmica fixada com agente de fixação a base de resina parece não sofrer influência da espessura de película do cimento, desde que ela esteja abaixo de $300\text{ }\mu\text{m}$.

Em 1996, KELLY *et al.*, realizaram um trabalho de revisão de literatura em que descreveram as características da porcelana feldspática, também denominada de porcelana convencional, como sendo um material composto por uma estrutura vítrea, constituída basicamente por quartzo, feldspato e coalin. Os sistemas modernos de porcelanas feldspáticas são reforçadas com óxidos de alumínio ou leucita tornando-as mais resistentes à propagação de fratura. Os materiais cerâmicos, segundo os autores, são capazes de reproduzir com naturalidade a anatomia e características estéticas da estrutura dental com bom desempenho clínico.

Num trabalho de revisão abordando aspectos sobre materiais restauradores indiretos, TOUATI, em 1996, 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. Com o advento da porcelana Duceram LFC (Degussa), que apresenta uma temperatura de cocção de aproximadamente 660°C, conseguiram-se melhorias técnicas com as quais pode-se produzir uma melhor adaptação das margens sobre o modelo de gesso, aumentando a precisão marginal. Como desvantagens das cerâmicas, o autor destacou a susceptibilidade à fratura previamente a cimentação e ausência de resiliência, fazendo com que as tensões sejam rapidamente traduzidas à interface adesiva. Outro aspecto negativo é a capacidade de produzir desgaste nos dentes antagonistas devido a sua alta dureza. O autor relatou a evolução das resinas laboratoriais, que iniciou com as resinas de micropartículas lançadas no início dos anos 80, denominadas por ele de primeira geração, (Isosit-IVOCAR, Dentacolor-HERAEUS KULZER, Visiogen-3M-ESPE), para os novos sistemas que incluem os materiais Targis (IVOCAR), Artglass (HERAEUS KULZER), e Belle Glass (KERR). Estas novas resinas

laboratoriais apresentam alta resistência flexural, entre 120 e 160 MPa, alto módulo de elasticidade, entre 8.500 e 12.000 MPa, e são classificados como polímeros cerâmicos, cerômeros ou resinas laboratoriais de segunda geração. O sistema Targis apresenta cerca de 80% de peso e 67% em volume de partículas inorgânicas, resistência flexural de 160 MPa e módulo de elasticidade 10.000 MPa. O sistema Artglass possui por volta de 72% em peso e 58% em volume de carga inorgânica, resistência flexural de 120 MPa e um módulo de elasticidade de 9.000 MPa. Por outro lado, o sistema Solidex (SHOFU) apresentou excelente qualidade estética, porém não deve ser classificado da mesma forma, devido a sua composição e módulo de elasticidade, pois apresenta cerca de 53% de peso e 39 % de volume de partículas e 61% de componentes orgânicos, sendo classificado pelo autor como resina intermediária. 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.

TOUATI & AIDAN, em 1997, discutiram as propriedades mecânicas e indicações clínicas de novos compósitos laboratoriais. A primeira geração de resinas compostas indiretas, Dentacolor (HERAEUS KULZER), SR Isosit N (IVOCLAR), Visio-Gem (ESPE), eram resinas de micropartícula, com altos níveis de falhas, baixa resistência flexural (60 a 80 MPa), baixo módulo de elasticidade (2000 a 3500 MPa) e reduzida resistência ao desgaste em decorrência do alto conteúdo de matriz. Recentemente foram lançados novos compósitos laboratoriais que completam em melhor nível as porcelanas. Esses novos materiais

apresentam uma variação de resistência flexural entre 120 e 180 MPa, uma alta porcentagem de carga microhíbrida por volume, 66% de carga e 33% de matriz, com mínima contração de polimerização e resistência ao desgaste semelhante ao esmalte. De acordo com esses critérios os autores classificaram, como compósitos de segunda geração, os materiais Conquest (JENERIC/PENTRON), Artglass (HERAEUS KULZER), Columbus (CENDRIX & METAUX), Targis (IVOCLAR) e Belle Glass HP (KERR). Os sistemas Targis e Conquest apresentam um processo de pós-polimerização com aplicação de calor e luz. Já o material Belle Glass HP possui uma unidade polimerizadora que emprega calor e pressão de nitrogênio, sempre com objetivo de melhorar as propriedades mecânicas do material. As resinas de segunda geração são de composição microhíbrida, com alta densidade de carga, com tamanhos entre 1-5 micrometros, na maioria vidro de bário e cerâmica. Os autores relataram ainda que outros compósitos como o Cesead (KURARAY), Solidex (SHOFU), Vita Zeta (VIDENT), são também de composição microhíbrida, porém apresentaram maior quantidade de componente orgânico, não apresentaram as mesmas propriedades mecânicas, contudo, isso não significa que não possam apresentar bons resultados clínicos.

Num artigo de revisão da literatura ROSENBLUM & SCHULMAN, em 1997, descreveram os diversos tipos de sistemas cerâmicos para confecção de restaurações sem metal. Os autores destacaram a diferença na denominação dada à cerâmica, que é um mineral não metálico sem componente orgânico, e à porcelana, que é um tipo de cerâmica usada há mais de 3000 anos, composta basicamente por três minerais encontrados na natureza: o quartzo, o feldspato e o

coalin. A porcelana Duceram LFC (DEGUSSA) é uma categoria relativamente nova de material restaurador, referido como cerâmica hidrotérmica de baixa fusão, composta de um vidro amorfo contendo íons hidroxilas. Esse material apresenta uma estrutura não cristalina com maior densidade, superior resistência flexural e menor dureza que as cerâmicas convencionais. O mecanismo de construção desse material é feito em duas etapas, iniciando com a construção de uma base de porcelana Duceram para metalocerâmica, que é sinterizada a 930° C, seguida da aplicação da porcelana Duceram LFC, que é queimada a uma temperatura relativamente baixa, 660°C, técnica que, segundo o autor, não envolve procedimentos complicados nem equipamentos específicos.

ETEMADI *et al.*, em 1999, avaliaram o preparo cavitário para restaurações cerâmica a serem aplicadas clinicamente. Este estudo examinou a geometria do preparo cavitário em modelos de gesso especial construído por clínicos especialistas para restaurações unitárias e para coroas totais a serem confeccionadas em cerâmica e então comprados com os princípios definidos para prover resistência e retenção firmadas na literatura. Cinquenta e sete modelos de gesso para onlay e 46 para coroa total foram incluídos neste estudo. Comparações foram feitas em relação a um preparo com características pré-definidas. As caixas proximais apresentaram retenções e desgaste oclusal resultantes da remoção de amálgama, fato muito comumente encontrado. Esta falha em área retentiva foi mais evidente nos preparos onlay. Verificou-se uma abertura mais larga na distal que na mesial. Os ângulos internos e a divergência das paredes foram definidos em aproximadamente 20°, com relativa acentuação

da abertura de istmo na caixa oclusal. Existiu grande variação na redução da superfície oclusal na região de fossa central e na definição de cobertura de cúspide. A implicação destas diferentes configurações no sucesso, em longo prazo, das restaurações indiretas em cerâmica devem ser resolvidas.

EDELHOFF & SORENSEN, em 2002, analisaram a quantia de estrutura dental removida em vários tipos de preparos inovadores e convencionais projetados para prótese fixa. Quatro dentes em resina Typodont, representando pré-molares inferiores e superiores foram preparados em várias configurações: caixa adesiva (1); asa e entalhe adesivo (2); inlay mesio-oclusal ou disto-oclusal (3); inlay mesio-ocluso-distal (4); onlay mesio-ocluso-distal (5); coroa parcial (6); meia coroa (só molares) (7); coroa total com 0,8mm de desgaste e término em chanfrado (8); coroa total com 1,0mm de desgaste com término em ombro arredondado (9); e coroa total com 1,4mm de redução axial com término em ombro na vestibular e chanfrado na lingual (10). Depois do preparo dos dentes (10 por grupo), a raiz foi separada da coroa anatômica na junção de cimento-esmalte. A remoção de estrutura dental foi medida em um balança de alta-precisão. Foram denominados os preparos 2 e 10 para restaurações metálicas, considerando todos os outros preparos para restaurações em cerâmica pura. A remoção de estrutura dental de todos os dentes testados foi comparada. A caixa adesiva e o inlay foram os preparos menos invasivos variando de aproximadamente 5,5% (1) para 27,2% (3) de remoção de estrutura dental. Coroas totais foram os preparos mais invasivos, variando de 67,5% (8) para 75,6% (10). A remoção de estrutura dental requerida para o grupo 10 era quase 14 vezes maior que para um preparo do

grupo 1. A remoção de estrutura dental também foi influenciada pela morfologia do dente. O sistema de medição usado neste estudo foi um método preciso de quantificar a remoção de estrutura dental para preparos de próteses fixas. As configurações de preparos inovadores estudados neste trabalho demonstraram remover quantias significativamente menores de estrutura dental gerando um prognóstico melhor ao dente restaurado.

FERNANDES NETO *et al.*, 2002, descrevendo sobre preparos para restaurações parciais em dentes posteriores relataram que com a evolução dos materiais restauradores diretos a solução restauradora para preparo inlay deve prioritariamente ser priorizada pela técnica direta. Contudo quando se opta por restaurações indiretas abre-se uma nova discussão sobre a forma e extensão do preparo. Para os autores, restaurações retidas por aspectos puramente friccionais devem ser associadas ao recobrimento total de cúspides e ainda envolver o terço oclusal das cúspides vestibulares dos dentes inferiores e palatinas dos dentes superiores. Em relação às restaurações adesivas, confeccionadas em cerâmica ou cerômeros, os autores apresentaram que estas possuem características diferenciadas pela ação de formação de corpo único entre a estrutura remanescente o material de fixação e a restauração indireta, o que minimizaria ou até mesmo eliminaria o efeito cunha. Contudo os autores relacionaram a conservação parcial de estrutura dental com a complexidade do preparo, o que geraria dúvidas como: quando confiar em uma parede de dentina e esmalte? Qual a espessura mínima para a sua manutenção? E, até onde envolver desgaste de estrutura dental resultará em aumento de retenção e estabilidade? Os autores

concluíram que estas respostas são complexas e podem resultar em fracasso da restauração, definindo por hora a indicação de recobrimento de cúspides envolvida por considerável perda de estrutura dental que resulte em espessura mínima de 1,5mm com definição de um preparo com término em ombro com ângulo interno arredondado e abertura de caixa oclusal de 2,0mm no mínimo, com paredes divergentes.

2.3 - RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS

MONDELLI *et al.*, em 1980, considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores seja a ocorrência de falhas na geometria do preparo cavitário que podem levar a 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 complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, de profundidade de 2,5 mm com abertura vestibulo-lingual, 1/4, 1/3 e 1/2 da distância intercuspidal. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma inversamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção de estrutura dental reduz significativamente a resistência à fratura de dentes posteriores.

MORIN *et al.*, em 1984, realizaram um experimento com a fixação de extensômetros em 12 pré-molares superiores nos quais foram realizados preparos MOD. Um carregamento oclusal foi realizado através de uma prensa hidráulica e a flexão das cúspides foram mensuradas usando-se um extensômetro. Dois procedimentos restauradores adesivos e três não adesivos foram testados para cada dente. Os dois procedimentos adesivos mostraram significativamente maior reforço às cúspides que os procedimentos não adesivos. Entre os procedimentos não adesivos existiu uma sensível variação com uma restauração em resina não aderida mostrando capacidade de reforço da estrutura dental. A deformação nas cúspides submetida a um carregamento oclusal em uma restauração aderida pelo

processo de condicionamento ácido mostrou-se menos nociva que quando comparada a procedimentos não adesivos.

DIETSCHI *et al.*, em 1990, relataram em seu estudo que a adaptação marginal e a resistência à fratura são provavelmente os fatores que mais influenciam o sucesso das restaurações indiretas. Os materiais cerâmicos apresentam alta resistência à compressão e baixa resistência à tração e flexão, sendo, portanto, altamente friáveis, necessitando de uma ligação adesiva ao dente. Os autores propuseram, então, avaliar a resistência à fratura de “inlays” confeccionados com três sistemas cerâmicos fixados com dois cimentos. Sessenta molares foram selecionados e receberam preparos MOD com dimensões de 2,5 mm de profundidade na caixa oclusal e 4 mm nas caixas proximais, 2 mm de abertura de istmo na caixa oclusal e 4 mm nas caixas proximais. Dez dentes foram mantidos como controle sem receber preparos cavitários. Os preparos foram moldados com silicone por adição, e as restaurações, confeccionadas com cerâmica Vitadur N (VITA), Vitadur com inclusão de alumina e Ceramco II (DENTSPLY). Metade dos dentes de cada grupo foi cimentada com agente de fixação a base de resina e a outra, com cimento de ionômero de vidro. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade a 37 ° C. A resistência à fratura foi obtida através da aplicação de um carregamento axial numa velocidade de 1mm/minuto por meio de uma esfera de 2 mm de diâmetro no centro do dente. Os resultados obtidos pelos grupos na ordem decrescente foram: dentes íntegros (362,0 Kgf), grupo restaurado com cerâmica Vitadur N com reforço de alumina, fixada com agente de fixação a base de resina (273,5 Kgf); Vitadur N fixadas com agente de fixação a base de resina (206,0 Kgf); Ceramco II fixada

com agente de fixação a base de resina (169,5 Kgf); Vitadur N com ionômero (158,2 Kgf); e Ceramco II com ionômero de vidro (145,5 Kgf). A análise ao microscópio eletrônico revelou que a união entre a cerâmica, agente de fixação à base de resina e esmalte excede a ligação à dentina e que a força de união à cerâmica excede a força coesiva do esmalte.

EAKLE & STANINEC, em 1992, realizaram um estudo com a proposta deste de determinar se a adesão de inlays a estrutura dental produzida pela fixação poderia aumentar a resistência à fratura de dentes. Pares de pré-molares extraídos foram preparados com cavidades MOD, e restaurados com inlays de ouro. Um dos dentes foi restaurado com inlay de ouro que foi jateado com óxido de alumínio e cimentado com um cimento resinoso adesivo associado ao processo de hibridização da estrutura dental. Para os dentes do grupo controle foi fixado com fosfato de zinco. Os dentes foram termociclados e submetidos a um carregamento até a fratura. Os dentes que foram restaurados com inlays fixados adesivamente apresentaram resistência à fratura significativamente maior que o grupo controle.

BURKE *et al.*, em 1993, relataram que se tem dado muita atenção à necessidade ou não de recobrimento de cúspides na realização de preparos para restaurações indiretas. Contudo, pouco se observa a respeito da influência da inclinação das paredes do preparo na resistência à fratura. Com isso, os autores propuseram avaliar a influência da inclinação de 2, 4, 6° das paredes circundantes do preparo sobre a facilidade de confecção e a resistência à fratura de pré-

molares restaurados com “inlays” de resina laboratorial Brilliant (COLTENE), fixados com agente de fixação a base de resina de dupla polimerização. As amostras foram submetidas a uma carga de compressão utilizando, para um grupo, esferas de 4 mm de diâmetro e, para o outro, cilindros de 4 mm de diâmetro. As amostras fraturadas foram analisadas, classificando-se o padrão de fratura em cinco níveis: I - para amostras com mínima fratura de dente ou “inlay”, II – fratura menor que metade do “inlay”, III – fratura do “inlay” ao meio, IV-amostra com mais da metade do “inlay” fraturado e removido, e V – para a fratura total do dente e/ou “inlay”. Os autores verificaram que a esfera, que dificulta o posicionamento da mostra na aplicação da força, proporciona, contudo, um padrão de fratura menos traumático. A inclinação das paredes de 4° apresentou melhor desempenho, devido à maior facilidade de execução e menor ocorrência de fraturas altamente comprometedoras ao dente.

BURKE & WATTS, em 1994, propuseram avaliar a resistência à fratura de coroas totais confeccionadas em cerâmica, variando a expulsividade das paredes do preparo em 6 e 8°. Foram selecionados 30 pré-molares, limpos e embutidos até 2mm do limite amelo-cementário em cilindros metálico. 10 dentes foram mantidos como controle e 20 dentes receberam preparos totais com expulsividade de 6 e 8°. Os dentes foram moldados com silicone por adição, e as coroas, confeccionadas em cerâmica feldspática, Mirage (CHAMALEON DENTAL) e fixadas com agente de fixação a base de resina. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade por 24 horas, sendo então submetidos a um carregamento axial de compressão, a uma velocidade de 1mm/minuto. O valor médio da resistência à fratura do grupo

que empregou preparo com expulsividade de 6° foi de 0,77 KN, para os dentes com preparos com 8° de expulsividade foi de 0,71KN e 0,97 KN para os dentes íntegros. Os autores concluíram que não houve diferenças entre os grupos que receberam preparos com 6° de expulsividade e os dentes íntegros.

A resistência à fratura pode ser influenciada, segundo BURKE *et al.*, em 1994, pelo tamanho da cavidade, propriedades físicas do material restaurador e sistema de fixação utilizado. Pensando nisso, os autores propuseram avaliar o efeito da variação da técnica de fixação na resistência à fratura de dentes tratados com restaurações indiretas de resina compostas. Foram selecionados 60 molares superiores com dimensões padronizadas, com variação máxima de 2,5% em relação à média. Os dentes foram preparados com inclinação de 4°, abertura de istmo de 1/2 e 1/3 da distância vestibulo-lingual, com a parede gengival posicionada entre 1 e 2 mm do limite amelo-cementário e ângulo áxio-pulpar arredondado. Uma base de 0,5 mm de Ketac-Bond (ESPE) foi aplicada sobre a parede de fundo do preparo. As amostras foram moldadas com silicone por adição, e as restaurações, confeccionadas com o sistema Brilliant (COLTENE). Os “inlays” foram fixados e após 4 horas submetidos a um carregamento axial de compressão numa velocidade de 1mm/minuto até a fratura da restauração. A força máxima foi anotada, e então avaliado o padrão de fratura conforme uma escala de classificação em cinco níveis, sendo I - para amostras com mínima fratura de dente ou “inlay”, II – fratura menor que metade do “inlay”, III – Fratura do “inlay” ao meio, IV- amostra com mais da metade do “inlay” fraturado e removido e, V – para a fratura total do dente e/ou “inlay”. Os resultados revelaram uma grande variação

no padrão de fratura entre os dentes de um mesmo grupo, sendo mais freqüentes as fraturas severas. Não se verificaram diferenças entre os preparos com 1/2 e 1/3 de abertura vestibulo-lingual. Os dentes fixados com cimento à base de monômero 4 META (0,85 KN) conseguiram valores estatisticamente semelhantes à resistência dos dentes íntegros (0,99 KN), com padrões de fratura menos traumático.

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 a base de resina ou cimento fosfato de zinco. A resistência à fratura de coroas de cerâmica fixadas com agente de fixação a base de resina e adesivo dental (0,77 KN) foi estatisticamente superior às coroas fixadas com cimento fosfato de zinco (0,39KN). Essa diferença é atribuída à capacidade de ligação adesiva com a estrutura dental, proporcionando maior resistência ao conjunto dente-restauração.

MAK *et al.*, em 1997, avaliaram a resistência à fratura de pré-molares restaurados com coroas totais confeccionadas em quatro sistemas cerâmicos. Foram selecionados 40 pré-molares entre os 88 coletados que apresentavam medidas vestibulo-lingual com diferenças inferiores a 2,5% do tamanho médio. Os dentes foram preparados e moldados com silicone por adição. O processo de

confeção foi desenvolvido seguindo as orientações dos fabricantes dos materiais: porcelana feldspática, Mirage (CHAMALEON); cerâmica fundida, Empress (IVOCLAR); vidro ceramizado, Dicor (DENTSPLY); Cerâmica aluminizada Vitadur N (VITA). Os testes foram desenvolvidos com a aplicação de um carregamento axial de compressão a uma velocidade de 1mm/minuto e posteriormente analisado o padrão de fratura em cinco níveis: I - para amostras com mínima fratura de dente ou “inlay”, II – fratura menor que metade do “inlay”, III – Fratura do “inlay” ao meio, IV- amostra com mais da metade do “inlay” fraturado e removido e, V – para a fratura total do dente e/ou “inlay”. Os resultados foram analisados estatisticamente, demonstrando que a resistência à fratura dos dentes restaurados com a cerâmica Dicor foi estatisticamente superior aos grupos restaurados com a cerâmica feldspática e a cerâmica aluminizada, contudo apresentaram resultados semelhantes aos dentes restaurados com cerâmica Empress.

NEIVA *et al.*, em 1998, avaliaram a resistência à fratura e a amplitude da adaptação marginal de coroas confeccionadas em três sistemas cerâmicos: IPS Empress (IVOCLAR), Procera (NOBELPHARMA) e In-Ceram (VITA). Foram obtidas em resina Vident 60 réplicas de preparo para coroa total, um material que apresenta módulo de elasticidade semelhante à dentina humana, que é passível de condicionamento com ácido fosfórico, produzindo microrretenção. As coroas foram fixadas com agente de fixação a base de resina Panavia 21(Kuraray) e submetidos a um carregamento axial de compressão a uma velocidade de 0,5 mm/minuto. Os resultados demonstraram que não houve diferenças significativas entre os valores médios de resistência à fratura da cerâmica IPS Empress (222,45

Kgf); Procera (194,20 Kgf); In-Ceram (218,80 Kgf). Em relação à abertura da fenda marginal, medida em microscopia ótica num aumento de até 64X, a análise dos resultados demonstrou que o Procera (225 μ m) apresentou desadaptação significativamente superior aos outros dois sistemas analisados, IPS Empress (90 μ m) e In-Ceram (135 μ m). Essa diferença de comportamento foi atribuída às variações nas técnicas de confecção laboratorial.

CORDEIRO & MARTINS, em 1998, realizou um trabalho com objetivo de avaliar a influência dos agentes de fixação sobre a resistência à fratura de “inlays” cerâmicos. Foram utilizados 50 molares inferiores de humanos, com tamanhos semelhantes, que receberam preparos MOD com expulsividade de 6°. Os dentes foram moldados com silicone por adição, e as restaurações, confeccionadas com a cerâmica Duceram LFC (DEGUSSA), pela técnica do troquéel refratário. As restaurações foram fixadas com cimento fosfato de zinco, três cimentos resinosos e um grupo em que não foi aplicado nenhum material de cimentação. A restauração foi inserida no preparo e aplicada uma carga de 5Kgf por 10 minutos numa prensa hidráulica, com objetivo de padronizar a linha de cimentação. Os dentes foram submetidos a um carregamento de compressão na superfície oclusal por meio de uma esfera de 4mm acoplada a uma máquina de ensaio universal Instron, numa velocidade de 1mm/minuto. Os resultados demonstraram que as restaurações de cerâmica pura apresentaram baixa resistência prévia à cimentação (8,9 Kgf). Os melhores resultados foram obtidos com os cimentos resinosos Opal (201,2 Kgf), Resin Cement (206,7 Kgf) e Enforce (243,1 Kgf), com

valores semelhantes entre si e estatisticamente superiores ao cimento fosfato de zinco (143,1 Kgf).

GEURTSEN & GARCIA-GODOY, em 1999, revelaram que vários trabalhos têm demonstrado que a síndrome de trinca do dente é um problema comum na prática dental, o qual pode levar a extração do dente parcialmente fraturado. Predominantemente os dentes restaurados sofrem mais com este problema de fratura dental. Portanto é importante definir parâmetros para a definição do preparo cavitário. Com isso a cobertura parcial ou total de cúspides ou até mesmo a realização de coroas totais, o emprego de restaurações adesivas têm sido propostos para reforçar dentes restaurados. Embora visões contraditórias têm sido publicadas, há evidências de que o uso de amálgama adesivo e restaurações em resina compostas não recuperam a resistência à fratura de dentes com cavidades ocluso-proximais na magnitude dos dentes hígidos. Restaurações indiretas em resinas compostas e inlays em cerâmica, no entanto, aumentam a resistência a fraturas iguais ou superiores ao dente hígido. No entanto é recomendado que um dente debilitado com cavidades extensas deva ser protegido pelo recobrimento total de cúspides por restaurações metálicas ou cerâmicas, fixadas adesivamente.

Segundo BURKE, em 1999, estudos anteriores têm demonstrado uma resistência à fratura satisfatória das restaurações cerâmicas fixadas com cimentos resinosos e adesivos dentais. Com isso, o autor propôs avaliar a resistência à fratura de coroas confeccionadas em uma nova cerâmica reforçada com leucita, Fortress (Chamaleon Dental), fixadas em 10 pré-molares, com dimensões

semelhantes, utilizando um agente de fixação a base de resina de dupla polimerização. Os dentes foram submetidos a um carregamento axial de compressão a uma velocidade de 1,0 mm por minuto. Os resultados demonstraram que a resistência média da cerâmica reforçada com leucita (0,88 KN) não apresentou diferença em relação a coroas confeccionadas em porcelana feldspática (0,77KN).

STEELE & JOHNSON, em 1999, relataram que a recente introdução de novos sistemas adesivos conduziu alguns autores a sugerir que dente tratado endodonticamente poderia ser restaurado com uma restauração adesiva como alternativa ao uso de coroa total ou onlay. Para analisar a resistência à fratura de 56 pré-molares superiores intactos e livres de cárie foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em sete grupos que foram restaurados como segue: 1- dentes hígidos; 2- apenas com acesso ao canal; 3- preparo MOD e RCI; preparo MOD, RCI, e restauração de amálgama; preparo MOD, RCI, e amálgama com 4-META agente unindo; preparo MOD, RCI, e restauração de resina composta; e preparo MOD, e resina composta com sistema adesivo a base de 4-META. Os dentes foram submetidos à carga de compressão em máquina de ensaio universal. Dentes hígidos e os dentes com preparo reduzido ao acesso demonstraram resistência à fratura semelhantes. Dentro das condições deste estudo não houve nenhuma diferença significativa na resistência à fratura entre os grupos experimentais.

BRUNTON *et al.*, em 1999, relataram que a busca por alternativas ao amálgama, em decorrência do medo da possível contaminação com mercúrio e a expectativa estética, popularizou o uso de materiais restauradores estéticos em dentes posteriores. As restaurações diretas apresentam dificuldades de execução e alta contração de polimerização, acentuando a busca por soluções de tais problemas. Preocupados com isso, os autores propuseram avaliar a resistência à fratura sob força de compressão de pré-molares restaurados com “onlays” confeccionados com três materiais: uma resina indireta, Isosit (IVOCLAR), uma resina reforçada, Belle Glass (KERR), e uma cerâmica, Empress (IVOCLAR). Foram selecionados 40 pré-molares, medidos com paquímetro digital (MITUTOYO), que apresentavam tamanhos variando em 2,5% do valor médio. Os dentes receberam preparos padronizados com emprego de uma réplica posicionada no sistema de preparo Celay (Mikrona), e, em seguida, foram incluídos até 2mm do limite amelo-cementário. As restaurações “onlays” foram cimentadas com adesivo Syntac (Vivadent) e agente de fixação a base de resina Variolink (Vivadent), sendo então armazenadas por 24 horas a 37 °C. As amostras foram submetidas a um carregamento de compressão em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 1mm/minuto, através de um cilindro de 4 mm de diâmetro posicionado no centro da superfície oclusal. Os dentes íntegros apresentaram resistência média de $1,09 \pm 0,31$ KN, enquanto o grupo restaurado com o sistema SR Isosit apresentou resistência de $1,56 \pm 0,54$ KN. Por outro lado, com a cerâmica Empress, obteve-se valor médio de $0,99 \pm 0,49$ KN e a resina reforçada Belle Glass apresentou valor médio de $0,99 \pm 0,54$ KN. Os autores relataram 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.

SOARES & MARTINS, em 2000, avaliaram a resistência à fratura de “inlays” confeccionados em quatro sistemas restauradores indiretos, porcelana feldspática Duceram LFC (*DEGUSSA*) e três resinas laboratoriais, Solidex (*SHOFU*), Artglass (*HERAEUS KULZER*) e Targis (*IVOCLAR*). Foram selecionados 60 molares inferiores, com dimensões semelhantes, que foram incluídos em cilindros de resina com reprodução do ligamento periodontal. Os dentes receberam preparos MOD com 6º de expulsividade, realizados em aparelho padronizador. Em seguida, foram moldados com silicone por adição e as restaurações confeccionadas seguindo as orientações dos fabricantes. As restaurações foram fixadas empregando a associação do sistema adesivo Single Bond e o cimento resinoso Rely X (*3M-ESPE*), sob carga de 5kg por 5 minutos. As amostras foram então submetidas a um carregamento axial de compressão com velocidade de 0,5 mm/minuto aplicado no centro do dente com esfera de 4mm até a completa fratura da restauração. Os dentes fraturados foram analisados, classificando-se o padrão de fratura em cinco níveis. Os autores verificaram que os dentes restaurados com Duceram LFC ($205,44 \pm 39,51 \text{Kgf}$), apresentaram resistência média estatisticamente inferior aos grupos que receberam “inlays” confeccionados com os compósitos Solidex ($293,16 \pm 45,86 \text{Kgf}$), Artglass ($299,87 \pm 41,08 \text{Kgf}$) e Targis ($304,23 \pm 52,52 \text{Kgf}$), não havendo diferenças entre os três compósitos laboratoriais. O padrão de fratura das

amostras restauradas com cerâmica foi menos comprometedor que aqueles verificados nos dentes restaurados com compósitos laboratoriais.

BREMER & GEURTSEN, em 2001, propuseram determinar a resistência de fratura de dentes restaurados com vários tipos de restaurações adesivas. Cinquenta molares humanos livres de cárie foram divididos aleatoriamente em cinco grupos com 10 dentes cada. Cavidades de MOD foram preparadas em 40 molares com uma largura na direção vestibulo-lingual de 50% da distância intercuspidal. As cavidades foram restauradas com os seguintes materiais: Cerec, IPS Empress (cerâmicas), Arabesk ou Charisma F (resina compostas). O grupo controle consistiu em 10 molares que não foram preparados. Todos os 50 dentes foram submetidos a um carregamento oclusal em máquina de ensaio universal até a fratura. Os resultados demonstram que não houve nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores dos dentes íntegros (2,102 N) e os dentes com as restaurações em Cerec (2,139 N). Porém, ambos os grupos demonstraram uma diferença significativa ($p < 0,05$) quando comparado com os dentes restaurados com a cerâmica IPS Empress (1,459 N) e resina composta Arabesk (1,459 N). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os últimos dois grupos. O grupo restaurado com Charisma F (1,562 N) não demonstrou nenhuma diferença significativa quando comparado com todos os outros grupos inclusive controle ($p > 0,05$). Uma recuperação da resistência de molares é possível por meio de uma restauração adesiva na forma de uma ancoragem interna, sendo porém dependente do material restaurador utilizado.

TAKAHASHI *et al.*, em 2001, relatando que dentes tratados endodonticamente são considerados mais suscetíveis a fraturar por causa da perda de estrutura dental. O objetivo deste estudo foi avaliar o aumento de resistência a 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 ANOVA e o teste de Tukey foi usado 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 mésio-ocluso-distal (MOD) e foram restaurados com (1) amálgama adesivo, (2) resina para posterior, (3) inlay direto, (4) inlay metálico e (5) inlay cerâmico. O sexto e

sétimo grupo foram introduzidos no estudo como controles. Amostras do grupo 6 estavam preparadas mas foi testado sem restauração (grupo preparado). Amostras de grupo 7 eram dentes intactos e foram testadas 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, os não restaurados foram os mais fracos. Nenhuma diferença significativa foi achada em resistência à fratura entre os grupos restaurados. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa 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.

SENE & MONDELLI, em 2002, realizaram um experimento objetivando analisar a quantidade de estrutura dental perdida após o preparo cavitário para restaurações diretas e indiretas e a relação deste fator com a resistência à fratura de pré-molares humanos. Sessenta pré-molares foram divididos em 6 grupos e receberam preparos com abertura de $1/2$, $1/3$ e $1/4$ da distância intercuspídea para restaurações diretas em resina e para inlays em resina indireta. As amostras foram pesadas antes do preparo em balança analítica e novamente pesadas após a realização do preparo. Os preparos foram então submetidos a ensaios de compressão em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5mm/minuto. Os autores concluíram que cavidades com $1/4$ de abertura para restaurações

indiretas removem 41,2% a mais de estrutura dental que o preparo para restaurações diretas com mesma abertura; os preparos com 1/3 da distância intercuspídea remove 53,7% mais estrutura para o preparo indireto em relação ao preparo para restauração direta. Para a abertura de 1/2 este percentual fica em torno de 39,7%. Em relação à resistência à fratura, os valores médios para os preparos que receberiam restaurações diretas foram de 187,65 kgf; 143,62kgf; 74,10kgf para as aberturas de 1/4, 1/3 e 1/2 respectivamente; por outro lado para os dentes com preparos para restaurações indiretas a resistência foi de 164,22kgf; 101,92kgf e 50,35kgf; respectivamente as aberturas de 1/4, 1/3 e 1/2. Os autores concluem que o preparo para restaurações indiretas causa perda de maior quantidade de estrutura e resultam em menor resistência.

MORIMOTO *et al.*, em 2002, desenvolveram um experimento com objetivo de comparar o comportamento de dentes com preparos inlays e overlays, restaurados com porcelana cimentada adesivamente. Foram empregados 30 pré-molares superiores íntegros distribuídos aleatoriamente em 3 grupos: 1) íntegros; 2) inlays e 3) overlays. Os preparos inlays eram do tipo MOD com 1/2 da distância intercuspídea e os preparos overlays eram tipo MOD com recobrimento das cúspides vestibular e palatina. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de compressão axial. Os valores médios de fratura foram de 120,0 kgf; 120,3 kgf e 117,3 kgf respectivamente para os grupos 1, 2 e 3. Análises estatísticas indicaram que não houve diferença entre os grupos ($p > 0,05$). As inlays obtiveram valores de fratura semelhantes aos das overlays, porém os preparos com recobrimento de cúspides resultam em perda de estrutura sadia, podendo interferir também na

estética e oclusão. Os padrões de fratura para os dentes íntegros foram 70% do tipo moderada (Padrão II) e 30% do tipo simples (Padrão I); para as overlays foram 70% do tipo simples (Padrão I), 10% do tipo moderada (Padrão II) e 20% do tipo severa (Padrão III), enquanto que para as inlays, 70% foram do tipo simples e 30% do tipo moderada. As inlays e overlays conseguiram recuperar a rigidez das cúspides de forma semelhante aos valores encontrados para os dentes íntegros. A indicação clássica que afirma que a partir de 1/3 da distância intercuspídea as cúspides devem ser recobertas, deve ser questionada quando do uso de restaurações cerâmicas cimentadas adesivamente.

RODRIGUES *et al.*, em 2002, avaliaram comparativamente a resistência à fratura de dentes restaurados com resina e “inlays” de cerâmica. Vinte e seis terceiros molares humanos hígidos foram selecionados e armazenados em solução salina. Os dentes foram aleatoriamente divididos em 4 grupos: G1: grupo controle (n = 5) - sem preparo cavitário; G2: (n = 5) - preparos cavitários MOD padronizados foram realizados, mas não restaurados; G3: resina (n = 8) - os preparos cavitários foram restaurados usando adesivo dentinário (Single Bond - 3M) e resina composta (P60 - 3M), e G4: cerâmica (n = 8) - os preparos foram restaurados utilizando adesivo dentinário (Single Bond - 3M), cimento resinoso (Rely X ARC - 3M) e “inlays” de cerâmica (IPS - Ivoclar). As cavidades MOD foram confeccionadas com 1/3 da distância intercuspídea. Os materiais foram utilizados de acordo com as instruções do fabricante e polimerizados com um fotopolimerizador XL3000 (3M). Após o polimento os espécimes foram submetidos a uma carga compressiva em uma máquina de ensaio universal (Kratos), com

velocidade de 0,5 cm/min. As médias foram calculadas em MPa, de acordo com a área de superfície: G1= $48,46 \pm 21,42$, G2 = $20,37 \pm 4,09$, G3 = $40,21 \pm 11,91$, e G4 = $26,86 \pm 5,63$. Os dados foram submetidos à análise estatística (ANOVA e Tukey). G2 e G4 foram similares com valores inferiores ao G1 ($p < 0,05$). G3 exibiu resultados similares ao G1, apresentando resistência superior ao G2 ($p < 0,05$). O preparo cavitário reduziu a resistência dentária à fratura e as restaurações de resina aumentaram essa resistência próximo ao grupo controle.

2.4 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS E RELAÇÕES OCLUSAIS

THRESHER & SAITO, em 1973, com intuito de investigar a distribuição de tensões em dentes humanos e a maneira como as cargas são distribuídas aos dentes e estruturas de suporte, utilizaram o MEF. Questionando também a fidelidade de modelos de elementos finitos que consideraram o dente humano como homogêneo, os autores investigaram um modelo não homogêneo, atribuindo diferentes valores ao módulo de elasticidade das estruturas dentárias. Foi observado que uma força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do dente, resultará em tensões transferidas ao osso circundante radicular, provocando tração e compressão, sendo que os maiores deslocamentos ocorreram na região cervical do dente e que o ponto de menor valor de tensão localizou no centro da raiz, ou seja, local de inserção do pino. Os autores concluíram também que na análise através do MEF, é importante considerar o dente como não homogêneo para determinar os níveis de tensões.

FARAH *et al.*, em 1973, analisando as tensões desenvolvidas em primeiro molar restaurado com coroa total, utilizaram o método dos elementos finitos e fotoelasticidade. Segundo os autores, a utilização de dois métodos para análise de um mesmo problema justifica-se pelo fato de estes métodos se complementarem permitindo um estudo minucioso da distribuição de tensões. Em ambos os métodos foram construídos primeiro molar restaurado com uma coroa total em ouro, variando os valores de carga. No método de fotoelasticidade foram confeccionados dez modelos axissimétricos onde em todos modelos os valores da

tensão cisalhante máxima foram proporcionais à ordem de franja. No MEF, também foi confeccionado um modelo axissimétrico, a magnitude de tensões foi estabelecida pelo critério de Von Mises, mostrando as mesmas áreas de concentração de tensões encontradas no método de fotoelasticidade. De acordo com os autores, enquanto a fotoelasticidade mostrou um desenho claro da distribuição de tensões de maneira qualitativa, o método dos elementos finitos representou uma avaliação mais minuciosa do completo estado de tensão/deformação, de forma quantitativa.

FISHER *et al.*, em 1974, analisaram a distribuição de tensões em modelos bi e tri-dimensionais em restaurações inlays e onlays metálicos, os autores descreveram que a concentração de tensões ocorreu em áreas críticas dos dentes quando são inseridas restaurações inlays MOD. Elevadas concentração de tensões foram vistas no ângulo linguo-pulpar e vestibulo-pulpar quando uma carga foi aplicada no centro da superfície oclusal e também quando a carga foi distribuída em três pontos (tripoidismo - A, B e C). Maiores concentrações de tensões foram vistas nas paredes do istmo oclusal para o preparo tipo inlay metálico em relação à restauração com recobrimento total de cúspide. Os autores relacionaram ainda o perigo do preparo inlay metálico na concentração de tensões quando se relaciona a dentes tratados endodonticamente.

RUBIN *et al.*, em 1983, relatam que muito tem se feito para tentar analisar o efeito da distribuição de tensões em dentes a serem restaurados e dentes com alterações estruturais. Os autores relataram a vasta aplicabilidade do método de

elementos finitos na avaliação da interação do osso com o ligamento periodontal, da forma de preparo para restaurações parciais e totais, da resultante de contração e alterações térmicas vistas nos procedimentos restauradores e até no efeito de movimentações ortodônticas. O problema do dente é que ele não é homogêneo sendo formado por diferentes tecidos que possuem características e propriedades mecânicas altamente variadas. Os autores descreveram o método de elemento finitos como sendo uma resolução matemática de através de equações que envolvem as propriedades mecânicas dos materiais. Os autores realizaram um experimento em modelo tri-dimensional para verificar a distribuição de tensões em um molar inferior e usaram como valores para o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, que segundo os autores são propriedades suficientes para realização de um experimento quando o modelo é considerado isotrópico, de $4,1 \times 10^4$ Mpa, e 0,30, para a polpa usou-se 2,07MPa e 0,45 e para a dentina de $1,9 \times 10^4$ e 0,31. Os autores concluíram que o método de elemento finito empregando modelo tri-dimensional já naquela época poderia dentro das limitações encontradas servir de meio apropriado para a realização de análise acerca de propriedades de materiais e estruturas dentais.

CARVALHO & MATSON, em 1990, analisaram a distribuição de tensão que acontece em restaurações metálicas construídas em liga de ouro tipo II e em cobre-alumínio, com preparos cavitários do tipo inlay e overlay em um primeiro molar inferior, empregando o método de elementos finitos. A conclusão foi que o desempenho mecânico de ambos os materiais foi bem parecido. Concentração de tensão foi verificada na estrutura dental próxima à restauração em relação a um

dente hígido. O preparo extra-coronário resultou em melhor distribuição de tensão na dentina que o preparo com extensão intra-coronária. Na região próxima ao ângulo áxio-pulpar acontece a maior concentração de tensão na cavidade independente da liga empregada.

SAKAGUCHI *et al.*, em 1991, realizaram um experimento com o método de elementos finitos para avaliar a formação e distribuição de tensões em dente natural submetido ao hábito de bruxismo. Os autores analisaram que este método é um precioso parceiro do pesquisador na realização de experimentos que pode contribuir para análise de falhas ocorridas clinicamente. Os autores utilizaram também a associação com método experimental que empregou a construção de modelo físico nos quais foram fixados extensômetros na face vestibular e lingual da coroa de dente extraído. Um modelo bi-dimensional de um pré-molar foi reproduzido para realizar ensaios de elementos finitos que validariam os ensaios experimentais. Os resultados do método de elementos finitos mostraram grande concordância com os resultados experimentais.

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 a fratura. Para os autores, prevenir fraturas requer que se tenha o claro conceito de que deve-se prevenir a remoção de estrutura dental definindo geometria adequada

ao preparo cavitário e ainda antecipando a característica de transmissão de tensões no remanescente dental. 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 prepares com cavidades profundas. O esmalte também exibiu maior alteração no gradiente de tensões que a dentina. A combinação de mudanças pode resultar em trincas na estrutura remanescente, principalmente nas cúspides adjacentes ao ângulo cavosuperficial.

HOLMES *et al.*, em 1996, selecionaram o método dos elementos finitos para determinar a distribuição de tensões na dentina radicular de dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos fundidos de diferentes diâmetros, em seis situações, através do programa ANSYS (Versão 4.4), aplicou-se uma carga de 100N na ponta de cúspide lingual, com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os autores empregaram neste experimento os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson respectivamente de 0,0689 e 0,45 para o ligamento periodontal e 13,7 e 0,30 para o osso cortical e de 1,37 e 0,30 para o osso esponjoso. Os autores concluíram entre outros aspectos que o método de elementos finitos é um importante aliado na avaliação de aspectos que podem resultar em fratura dental.

OLIVEIRA, em 1997, relata que a força é uma entidade capaz de promover deformação em um corpo ou modificar o seu movimento, sendo a força mastigatória resultante da contração dos músculos do sistema estomatognático. Esta força segundo o autor varia em relação à raça, sexo, idade e presença de hábitos parafuncionais. A distribuição desta intensidade de carga entre os dentes é também variável sendo a concentrada no molar muito superior aquela que encontrada no incisivo central. De acordo com o autor, a concentração de carga no primeiro molar inferior varia entre 41,3 a 89,9 kgf, intensidade esta que é distribuída em toda a superfície coronária, justificando o maior volume coronário deste elemento dental.

ABU-HASSAN *et al.*, em 2000, analisando que a configuração do tipo de término pode influenciar no prognóstico da restauração, já que esta área está sujeita a várias ações químicas e mecânicas durante a função, propuseram um estudo para determinar a distribuição de tensões que se desenvolvem na região marginal quando o dente é sujeito a cargas verticais e horizontais. Restaurações onlays com três tipos de termos cervicais, ombro, chanfrado e bisel foram construídos e através do método de elementos finitos em modelos 3D com carregamento vertical e horizontal em três locais diferentes foram analisadas para verificar a influência do término cervical na concentração de tensões. Os resultados mostram que as forças horizontais atuam sobre a restauração gerando maiores tensões em relação às forças verticais. Os autores concluíram ainda que

os términos em bisel e chanfrado concentram mais tensões que o término em ombro com ângulo interno arredondado.

LANG *et al.*, em 2001, relataram que o método de elemento finito (MEF) executa uma análise matemática para predizer força estimada para a resistência, porém nenhuma metodologia está isenta de erros. Portanto os autores se propuseram demonstrar as vantagens de combinar ensaios mecânicos e dados de análise por elementos finitos para determinar a resistência de barras em cerâmicas com diferentes espessuras e arranjos estruturais. Oito modelos de barras cerâmicas foram modelados para a análise em elemento finito. Quatro das vigas modeladas apresentaram os mesmos arranjos de camadas que espécimes analisadas em estudo previamente publicado. Os outros 4 tipos de barras modeladas proveram arranjos de camadas intermediárias não avaliadas previamente. Uma força foi aplicada no centro do topo de cada barra até a fratura. A análise de elemento finito foi executada e os dados foram comparados com o ensaio mecânico realizados. Os dados de MEF dos 8 modelos demonstraram uma diminuição linear da capacidade de suportar carga com a diminuição da espessura da camada de infra-estrutura e aumento da camada de cerâmica de cobertura. Nenhum método existente é perfeito por testar a resistência dos materiais odontológicos. A melhor aproximação é usar os resultados de ensaios mecânicos e análise de elementos finitos que juntos podem prover dados mais fidedignos e válidos que aqueles obtidos em qualquer método isoladamente.

REES, em 2001, relata que já foram publicados muitos estudos de análises de elemento finitos na literatura dental sendo que alguns destes têm analisado apenas a coroa do dente, outros incluíram parte ou toda a raiz, enquanto outros incluíram o ligamento periodontal interligado ao osso alveolar. Neste 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 elemento finito de um segundo pré-molar inferior foi desenvolvido, o qual incluiu o ligamento periodontal unido ao osso alveolar. Foram aplicadas duas cargas de 50N para simular o efeito de uma carga em oclusão cêntrica. Foram produzidas análises de tensões x, 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 re-analisado. Os autores demonstraram que é particularmente importante incluir o ligamento periodontal e osso alveolar quando se busca empreender análises de elementos finitos de dentes.

LIN *et al.*, em 2001 (a), relataram que o emprego de restaurações mésio-ocluso-distal (MOD) na restauração de extensa lesão cáries depende de muitos fatores. É atualmente reconhecida 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. No estudo presente, um programa de auto-malhamento, recentemente desenvolvido foi usado para gerar 30 modelos tri-dimensionais (3D) de elementos finitos (MEF) 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 em se aumentando o volume da cavidade MOD, resultou em aumento significativo das tensões em esmalte, mas não afetou as tensões em dentina. A alternância dos parâmetros analisados resultou em alteração significativa no pico de tensões ($p < 0,05$). 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 à distância entre as paredes axiais foi o parâmetro mais importante em relação à dentina. Largura 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.

LIN *et al.*, em 2001 (b), relataram que muitas pesquisas evidenciam elevada correlação entre a fratura de dentes e a geometria do preparo cavitário, e ainda, a relação entre materiais adesivos e não-adesivos e as paredes de cavidade sob diferentes condições de forças oclusais também poderiam alterar as respostas mecânicas em um dente restaurado. Este estudo, empregando um procedimento de auto-malhagem investigou as interações mecânicas entre condições de diferentes interfaces e parâmetros de cavidade como profundidade da parede pulpar sob diferentes funções de mastigação. Os resultados indicaram que quando

a força oclusal era diretamente aplicada no dente, poderia aumentar as tensões desfavoráveis de forma dramática. Quando a fixação de superfícies foi simulada como condição de contato entre o tecido dental e material restaurador verificou-se que o potencial de fratura aumentou de forma exponencial. Para a análise da profundidade da parede pulpar, foram observados maiores riscos de fratura para cavidades MOD mais profundas, sendo essencial a permanência de uma parede pulpar de no mínimo 1,0 mm acima da parede gengival.

OLIVEIRA, em 2002, avaliou a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular do incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares, através dos métodos de fotoelasticidade e elementos finitos. Foi construído um modelo bidimensional representativo do incisivo central superior e aplicada uma carga de 100 N no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados foram expressos em função da Tensão de Von Mises - S_x e S_y , e valor da Ordem de Franja, para o Método de Elementos Finitos e Fotoelasticidade, respectivamente.

MAGNE *et al.*, em 2002, realizaram um estudo com propósito de analisar o uso de modelo bi-dimensional de elemento finito para simular tensões na superfície e interface de próteses adesivas de 3 elementos, feita com 6 materiais restauradores diferentes, e ainda investigar a influência de 3 configurações de terminos de preparo na distribuição de tensão no complexo dente/restauração. Um corte transversal no sentido mesio-distal de uma prótese de três elementos foi digitalizado e então criado um modelo bi-dimensional reproduzindo a membrana

periodontal e osso alveolar. Materiais restauradores diferentes (ouro, alumina, zirconia, vidro-cerâmico, compósito e fibra de reforço e compósito) e diferentes configurações de preparo foram empregados. Os valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson foram respectivamente de 96,0 e 0,25 para a cerâmica prensada e de 8,3 e 0,24 para a resina de fixação. Uma carga oclusal vertical de 50N simulada foi aplicada ao pântico. A tensão principal dentro dos materiais restauradores, tensões transferidas a conexão dente/restauração, foram calculadas em MPa. Todos os materiais e modelo de preparo exibiram um padrão de tensão semelhante, com uma área de compressão definida ao lado da oclusal do pântico, uma zona elástica na porção gengival do pântico, e picos de tensões de tração nas áreas de conexão de retentores com o pântico.

3. PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi:

1 – Avaliar a influência do preparo cavitário na resistência e padrão de fratura de molares inferiores humanos, variando a extensão do preparo cavitário restaurados com incrustações cerâmicas;

2 - Quantificar e comparar a distribuição de tensões mensuradas através de elementos finitos num modelo bi-dimensional, com carregamento em tripoidismo e em lateralidade no lado de trabalho, variando o material restaurador: cerâmica ou cerômero;

3 - Relacionar os valores obtidos na análise do padrão e resistência à fratura à análise de distribuição de tensões das restaurações em cerâmica.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 90 molares inferiores humanos hígidos com dimensões semelhantes, que foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com prévio consentimento dos pacientes que estavam cientes do uso dos dentes nesta pesquisa. As dimensões dos dentes foram determinadas pela medição com micrômetro digital nos sentidos méso-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) da superfície oclusal. Idealizando o molar como sendo um retângulo com lados definidos, pelas medidas MD e VL, foi determinada a área da superfície oclusal. Foram selecionados dentes que apresentavam área da coroa na superfície oclusal com variação máxima de 10% em relação ao valor médio.

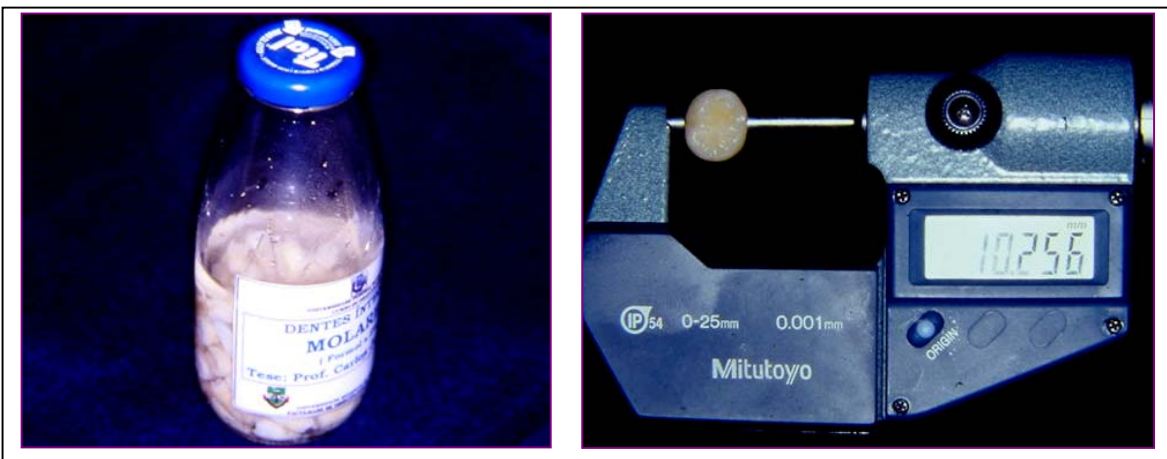


Figura 1. Dentes coletados; Mensuração das coroas para seleção dos molares humanos inferiores.

4.2 INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo (MÜHLEMANN & ZANDER, 1954), foi simulado o ligamento periodontal, empregando material elastomérico (CARLINI, 1999). O dente foi incluído em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter, Impregum-F (SOARES *et al.*, 2002). Para desenvolvimento do processo de inclusão, o dente foi demarcado com caneta para retroprojektor distando 2mm apicalmente da junção amelo-cementária e a porção radicular recoberta com cera nº. 7 (Fig. 2A e B). Então, o dente foi fixado com cera pegajosa, através da coroa, à haste de um delineador protético. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente, e sobre esta, foi posicionado um cilindro de PVC e um filme radiográfico nº 1, com perfuração central de 10mm, obtida com um vazador para couro nº 10. O dente foi fixado à película, com cera pegajosa (Fig. 2C). Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15 mm. Um Cilindro de PVC com 25 mm de altura e 18 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz do dente (Fig. 2D). Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorrido 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte (Fig 2E). Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com jato de bicarbonato e água. O material de moldagem Impregum F, (SCHARNAGL, 1998; SOARES *et al.*, 2002), foi inserido no alvéolo (Fig. 2F) e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelo-cementário coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno. Após a

polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n. 11 e as amostras armazenadas em água destilada em refrigerador (Fig. 2G e H).



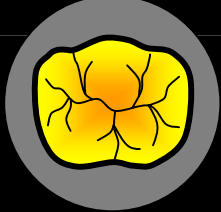
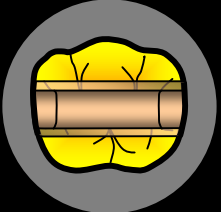
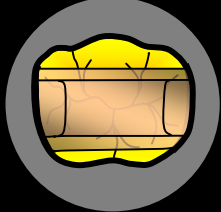
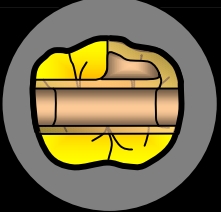
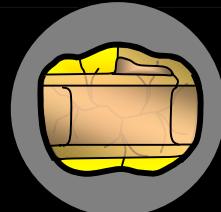
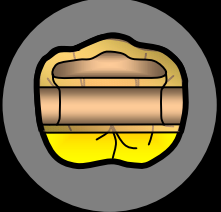
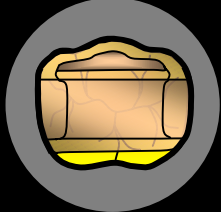
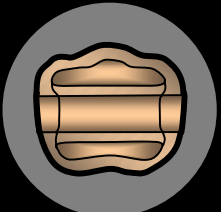
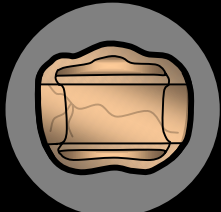
Figura 2. Processo de Inclusão do dente e simulação do ligamento periodontal.

4.3 REALIZAÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS

Os dentes foram numerados seqüencialmente e então separados aleatoriamente em 9 grupos de 10. O grupo 1 foi constituído por dentes íntegros sem preparo cavitário. Os demais grupos receberam preparos com características de configuração detalhadas no Quadro 1. Os preparos foram feitos com pontas diamantadas n. 2131 e 3131 (KG Sorensen), posicionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente, determinando expulsividade de 6º nas paredes circundantes e nas paredes axiais dos preparos cavitários, e ângulos internos arredondados. Cada ponta diamantada foi utilizada para cinco preparos. O preparo cavitário foi realizado em aparelho padronizador de desgaste que possui dois eixos de coordenadas controladas por micrômetros (SOARES & MARTINS, 2000).

O preparo conservador foi definido com 2,5mm de abertura vestibulo-lingual; 2,5 mm de profundidade na caixa oclusal em relação ao centro da superfície oclusal. As caixas proximais apresentaram 4,0 mm de extensão cervico-oclusal e 2,0 mm espessura da parede gengival. O preparo extenso foi definido com abertura vestibulo-lingual de 5,0mm e as demais dimensões semelhantes ao anterior. O desgaste da cúspide foi feito com redução cervico-incisal de 2,5mm em relação à cúspide, e o término de 1,5 mm na forma de ombro arredondado (ABU-HASSAN *et al.*, 2000).

QUADRO 1. Características dos grupos de preparos.

		Grupo 1 <i>Dente hígido</i> Sem preparo cavitário	
Grupo 2 <i>Inlay conservador</i> 1. Abertura vestibulo-lingual de 2,5 mm; 2. Profundidade caixa oclusal 2,5 mm em relação ao fundo de sulco; 3. Profundidade caixa proximal de 4,0 mm.		Grupo 3 <i>Inlay extenso</i> 1. Abertura vestibulo-lingual de 5,0 mm; 2. Profundidade caixa oclusal 2,5 mm em relação ao fundo de sulco; 3. Profundidade caixa proximal de 4,0mm.	
Grupo 4 <i>Onlay (G2) recobrindo a cúspide méso-vestibular</i> 1. Característica grupo 2; 2. Recobrimento com 2,5 mm da cúspide Méso-vestibular; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura em relação à ponta da cúspide.		Grupo 5 <i>Onlay (G3) recobrindo a cúspide méso-vestibular.</i> 1. Característica grupo 3; 2. Recobrimento com 2,5 mm da cúspide Méso-vestibular; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.	
Grupo 6 <i>Onlay (G2) recobrindo as cúspides vestibulares</i> 1. Característica grupo 2; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides vestibulares; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.		Grupo 7 <i>Onlay (G3) recobrindo as cúspides vestibulares</i> 1. Característica grupo 3; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides vestibulares; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.	
Grupo 8 <i>Overlay (G2) recobrindo todas as cúspides</i> 1. Característica grupo 2; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.		Grupo 9 <i>Overlay (G3) recobrindo todas as cúspides</i> 1. Característica grupo 3; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.	

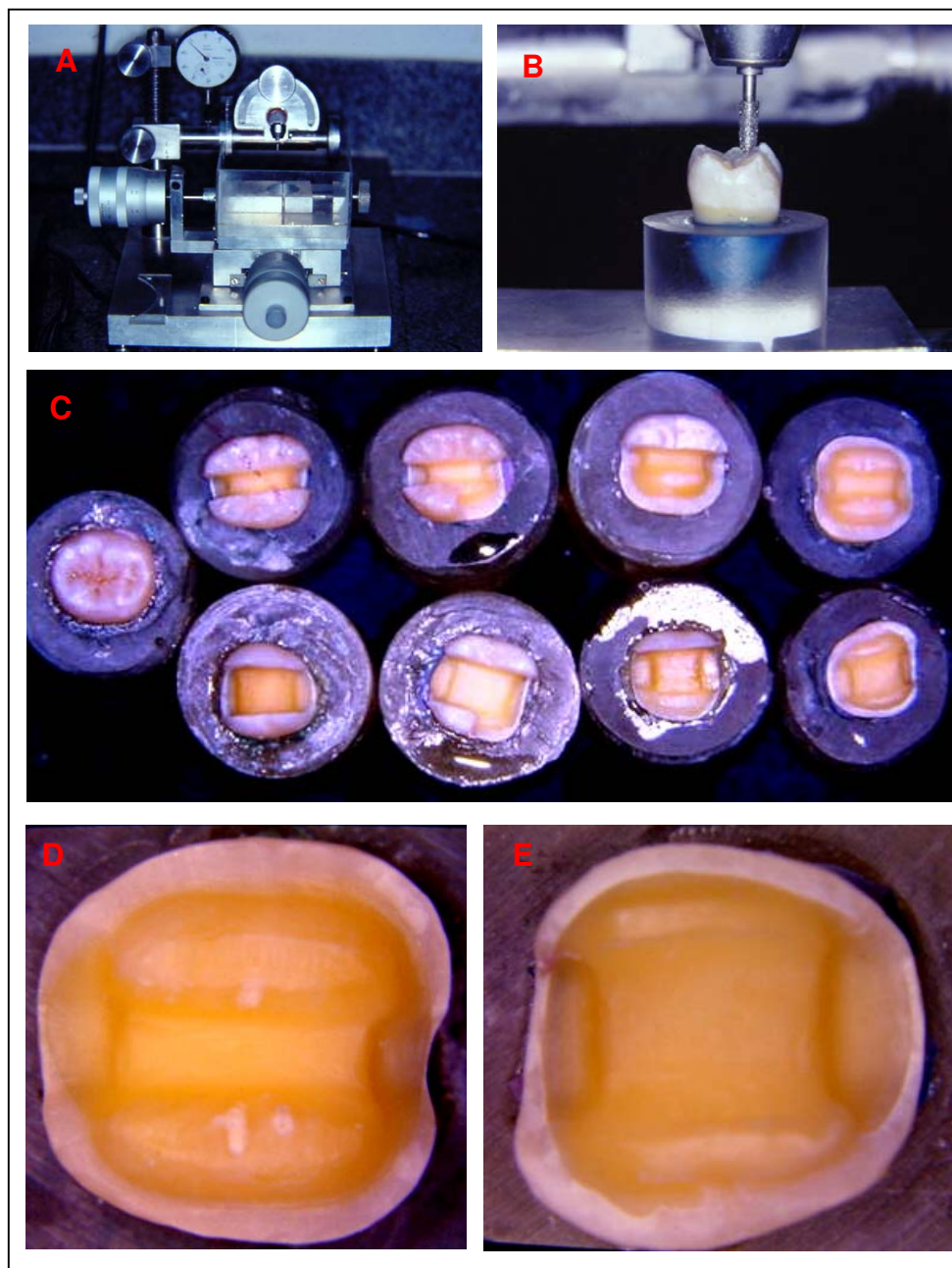


Figura 3. A. Aparelho padronizador de preparo; B. Ponta diamantada posicionada para desgaste da caixa oclusal; C. Dentes com preparos representativos de cada grupo; D. Overlay conservador; E. Overlay extenso.

4.4 MOLDAGEM E CONFECÇÃO DE MODELOS EM GESSO

A moldagem foi executada empregando como moldeira construída com um cilindro de PVC de 12,5 mm fixados a puxador metálico (SOARES & MARTINS, 2000), e silicone por adição, Panasil (KETENBACH), em uma moldagem em fase única (Fig. 4A). O molde foi deixado em repouso por 2 horas, e então vazado com gesso tipo IV, Velmix (KERR), após 1 hora o modelo foi removido, os excessos de gesso eliminados e os troquéis numerados em referência à numeração inicial dos dentes (Fig. 4B).

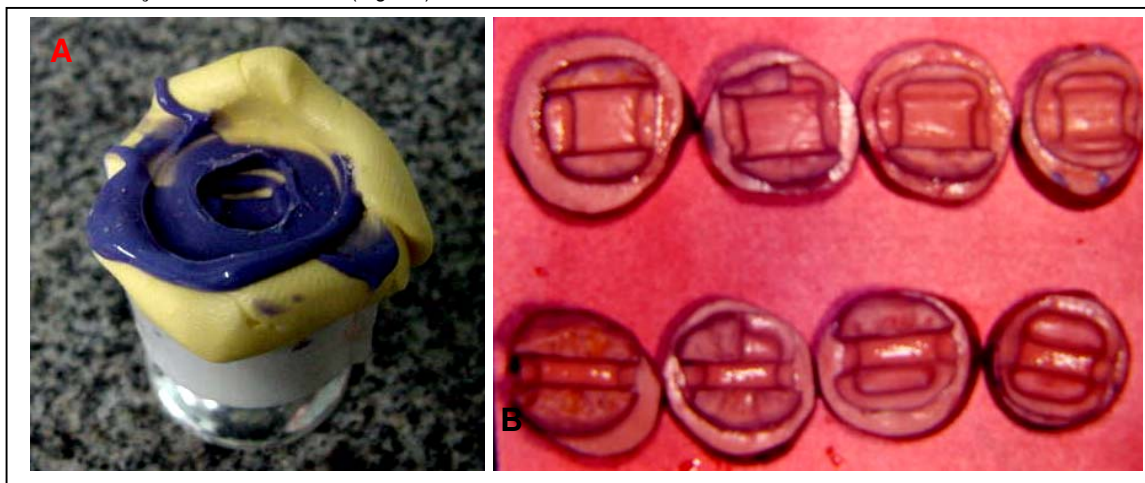


Figura 4. A. Molde em silicone por adição, Panasil; B. Modelos em gesso tipo IV.

4.5 CONFECÇÃO DAS RESTAURAÇÕES CERÂMICAS

As restaurações dos grupos 2 a 9 foram confeccionadas em cerâmica prensada, Cergogold (DEGUSSA). Os troquéis em gesso foram isolados com aplicação de duas camadas de espaçador (DEGUSSA) e o padrão de fundição foi construído em cera (DEGUSSA), pela técnica de enceramento progressivo (Fig. 5).

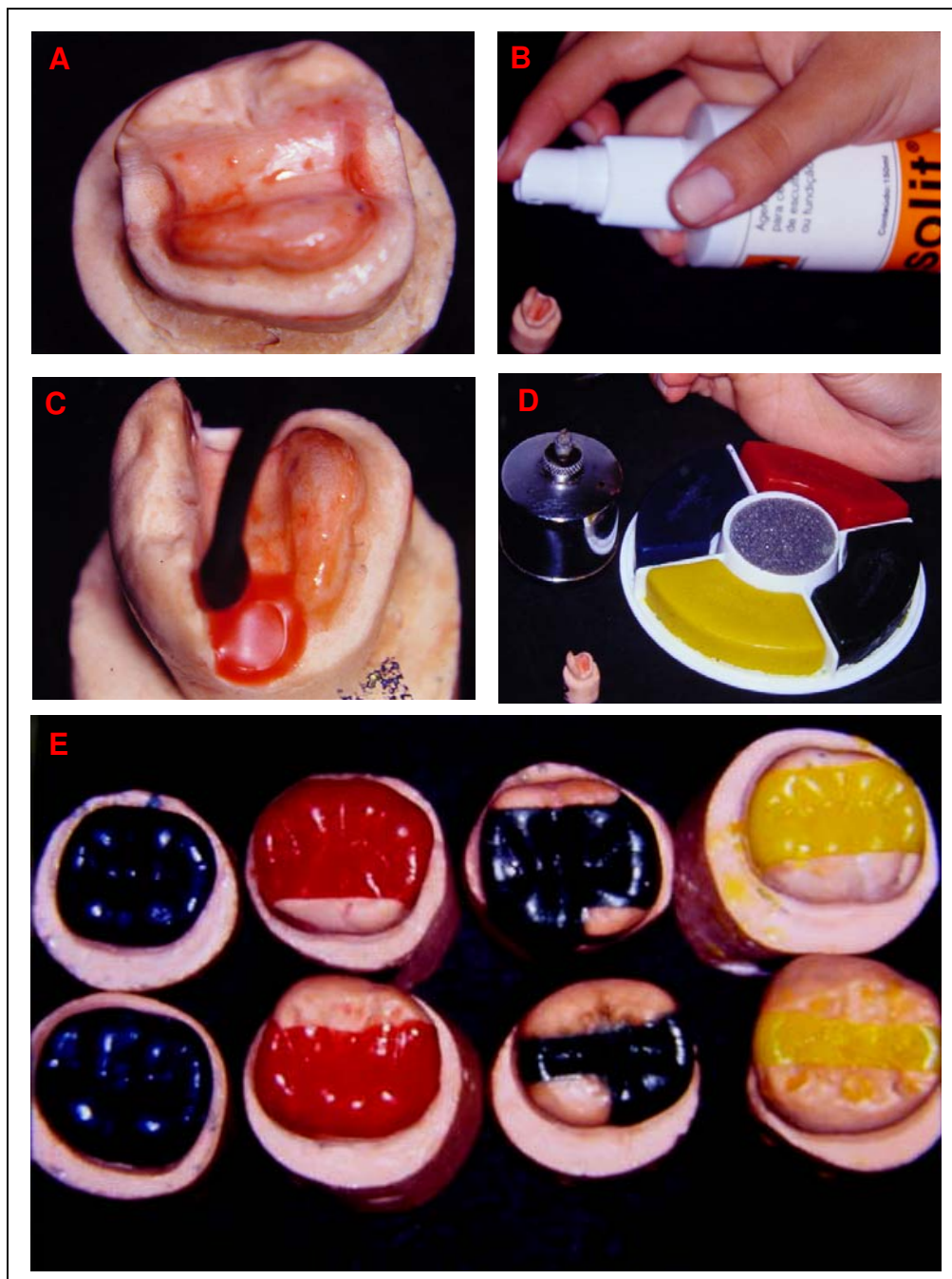


Figura 5. A. Aplicação de espaçador; B. Isolante sobre o troqué; C, D e E. Enceramento dos modelos para inclusão.

A inclusão em revestimento refratário, CergoFit (DEGUSSA) dos padrões em cera foi feita em anel de inclusão especial para o sistema Cergogold (Fig 6 A e B). Após a cristalização do revestimento, o conjunto foi levado ao forno à

temperatura de 850°C por 90 minutos para eliminação da cera e expansão do revestimento refratário (Fig 6 C e D).



Figura 6. A. Padrão em cera fixado através de conduto de alimentação a base formadora; B. Anel de silicone sendo preenchido com revestimento refratário; C. Anel de revestimento cristalizado; D. Forno convencional para fundição.

O cilindro de revestimento foi removido do forno e imediatamente um pastilha de cerâmica, Cergogold (DEGUSSA) na cor D3, foi posicionada em conjunto com êmbolo de óxido de alumínio e então levado ao forno Cerampress para realização do processo de fundição e injeção (Fig. 7).

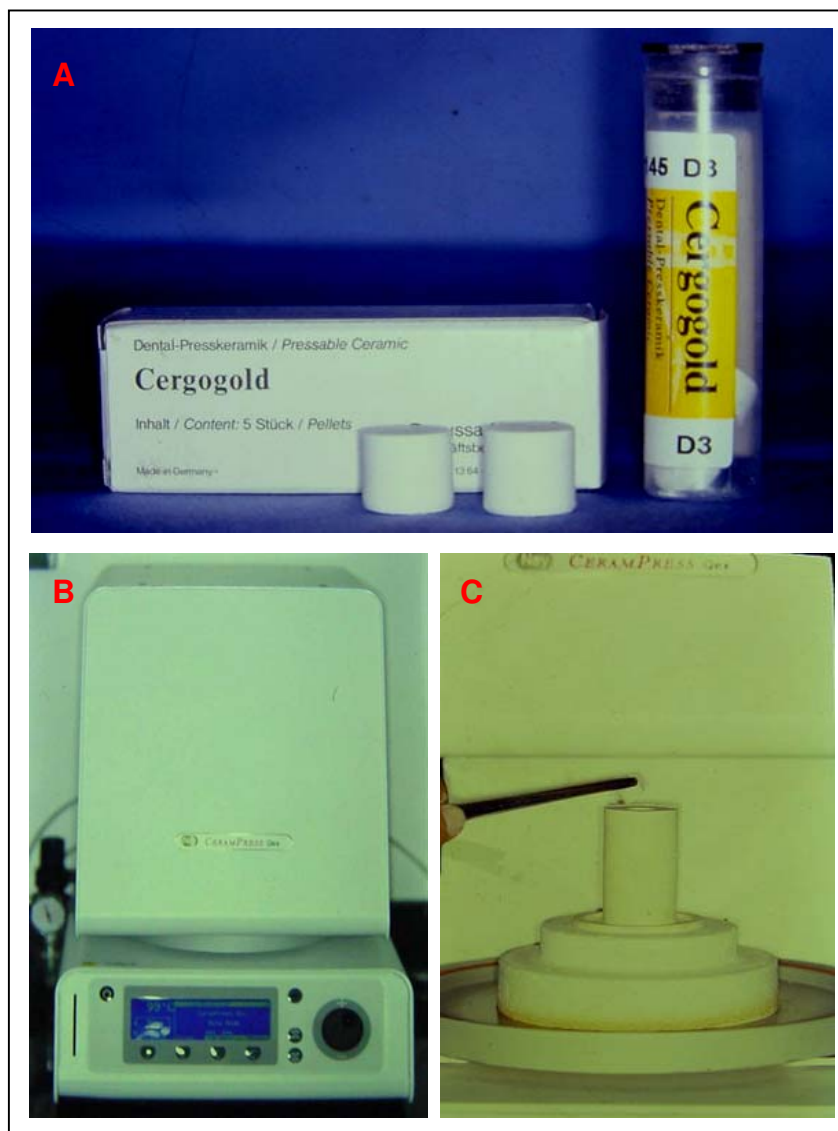


Figura 7. A. Cerâmica reforçada pela inclusão de leucita; B. Forno Cerampress; C. Posicionamento da pastilha a ser prensada no anel de revestimento.

Após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente o êmbolo de óxido de alumínio foi removido e com auxílio de um disco de carbeto de silício o bloco de revestimento foi cortado ao meio (Fig. 8A). Em seguida, as restaurações cerâmicas foram desencluídas com jato de partículas de vidro de 100 μ m usando uma pressão de 4 bars para remoção grosseira do revestimento (Fig. 8B) e de 2 bars para remoção cuidadosa do revestimento próximo às restaurações (Fig. 8C). O conduto de alimentação foi eliminado e a restauração acabada com brocas diamantadas cilíndricas (Fig. 8D).

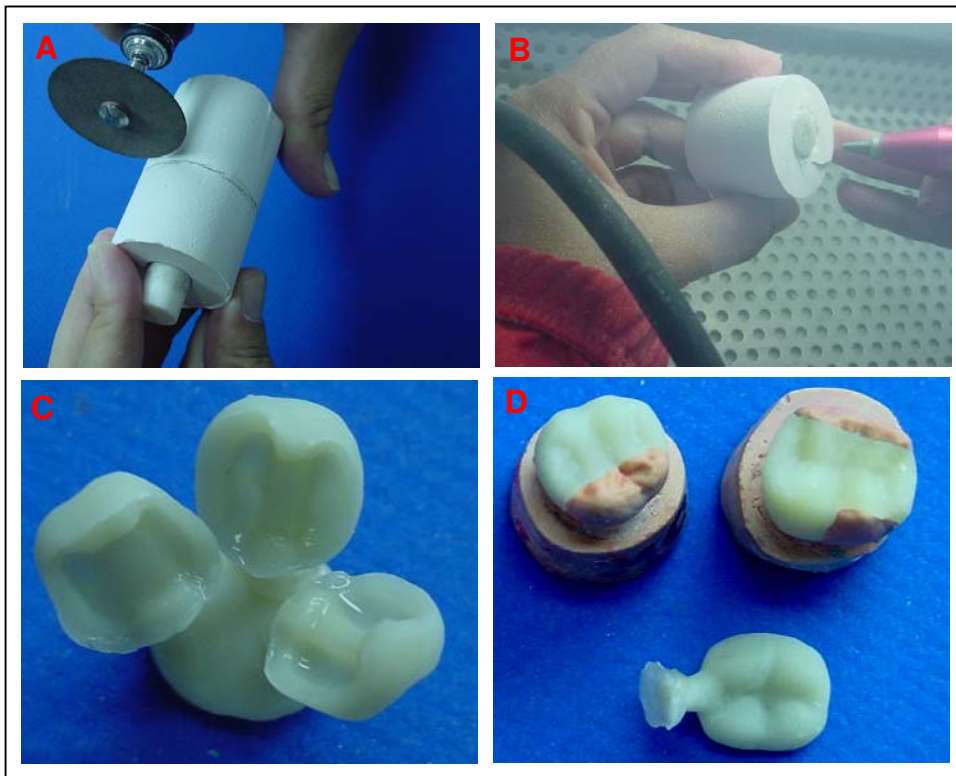


Figura 8. A. Secção do anel de revestimento em posição predefinida; B. Jateamento esfera de vidro; C. Restaurações fixas ao resíduo de cerâmica; D. Restaurações adaptadas ao modelo mestre.

A confecção das restaurações foi finalizada com a aplicação do glaze sinterizado em forno Austramat M (Dekema) por 2 minutos a 870°C.

4.6 FIXAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES INDIRETAS

As restaurações foram cimentadas utilizando agente de fixação à base de resina de dupla ativação, Rely X (3M-ESPE). O dente foi condicionado com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos (Fig. 9A), lavado com jato de água por 15 segundos e o excesso de água removido com papel absorvente. O adesivo Single Bond (3M-ESPE) foi aplicado sobre o substrato dental, aguardando 20 segundos, sendo então reaplicado e fotoativado por 20 segundos.

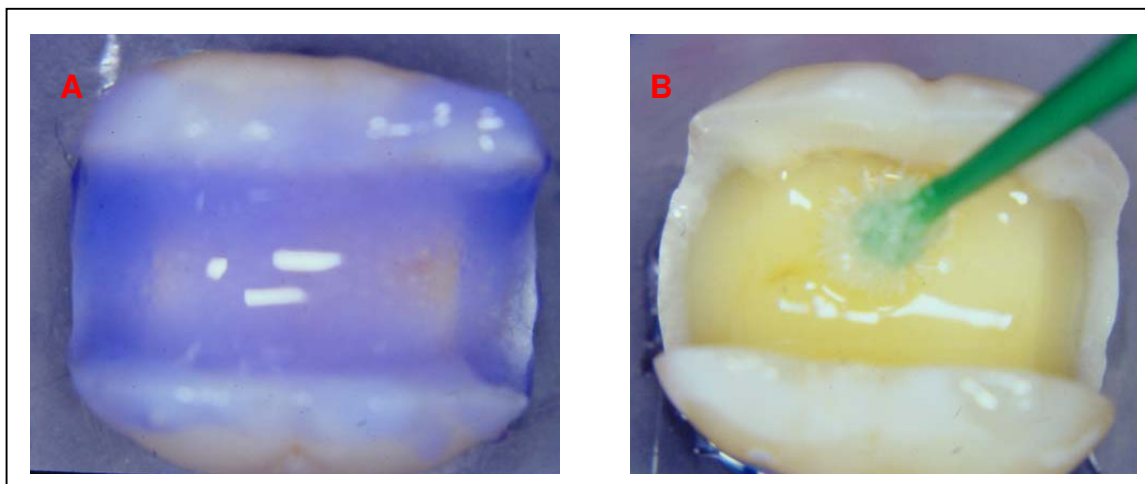


Figura 9. Tratamento de superfície da estrutura dental; A. Condicionamento com ácido fosfórico; B. Aplicação de sistema adesivo.

As restaurações foram condicionadas com ácido hidrofluorídrico a 10% (DENTSPLY), por 60 segundos (Fig. 10A), sendo lavadas por 15 segundos e secas por 10 segundos. O silano, Ceramic Primer (3M), foi aplicado na superfície interna das restaurações (Fig. 10B), deixando atuar por 1 minuto, sendo seco em seguida com jato de ar.

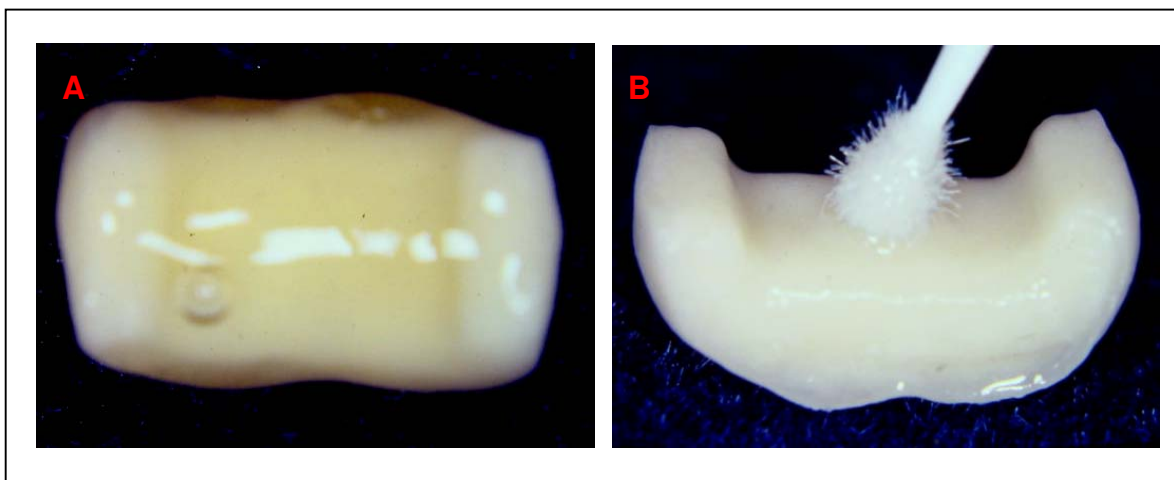


Figura 10. Tratamento de superfície da restauração; A. Condicionamento com ácido hidro-fluorídrico; B. Silanização da restauração.

O agente de fixação Rely X (3M-ESPE) foi manipulado e aplicado na porção interna da restauração e esta, inserida no preparo cavitário sob pressão digital. O excesso de cimento foi removido e o conjunto, posicionado em prensa hidráulica com aplicação de carga de 5,0 kgf por 10 minutos (CORDEIRO & MARTINS, 1998; SOARES & MARTINS, 2000) (Fig. 11A e B). A fotoativação do cimento foi feita por 40 segundos por face, utilizando fonte de luz, XL3000 (3M-ESPE). As margens das restaurações foram acabadas com pontas diamantadas 2135F (KG Sorensen) e discos Sof-Lex (3M-ESPE) (Fig. 11 C e D), e então armazenadas em água destilada em estufa a 37°C por 24 horas.

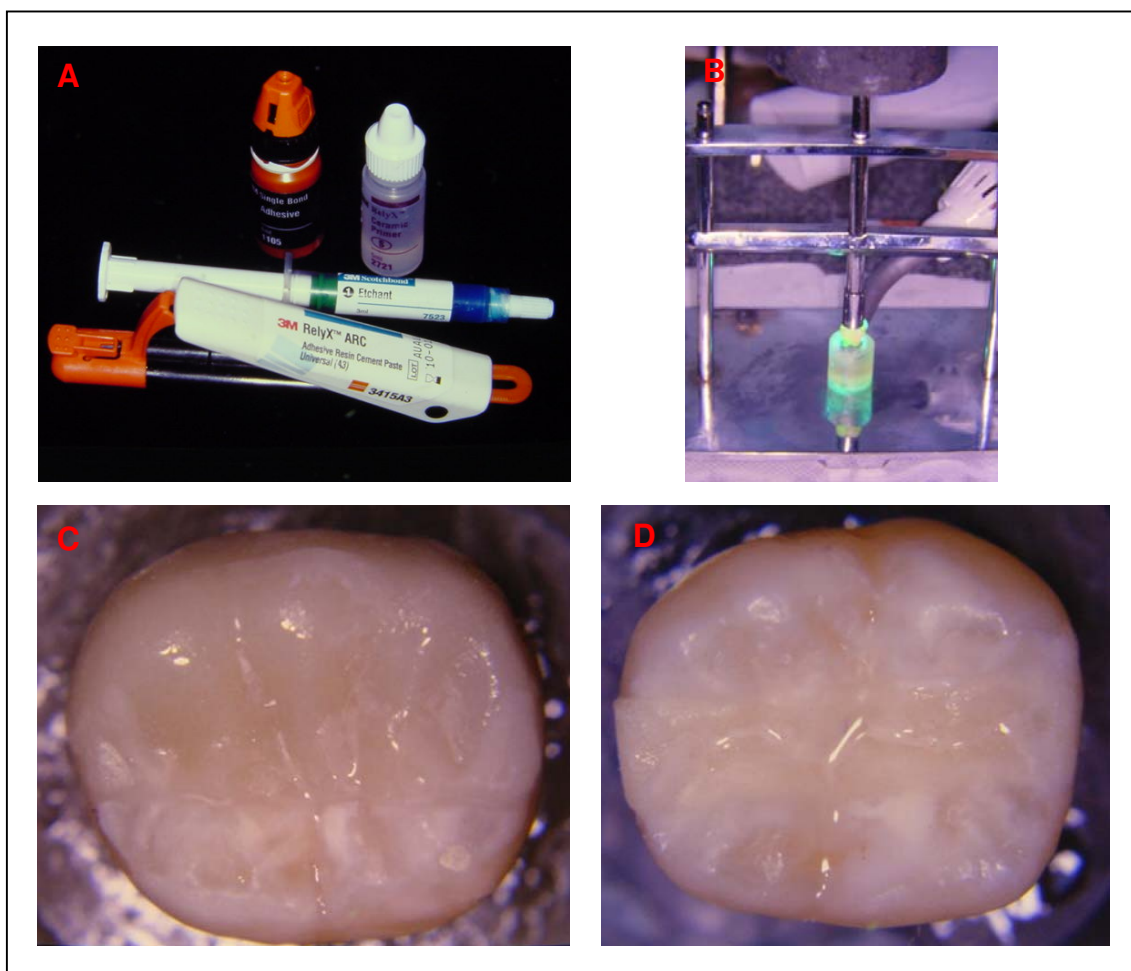


Figura 11. Fixação das restaurações; A. Materiais empregados; B. Aplicação de carga na cimentação e fotopolimerização do cimento; C e D. Corpos-de-prova finalizados após acabamento e polimento da restauração.

4.7. ENSAIOS MECÂNICOS DE RESISTÊNCIA À 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 (Fig 12 A). Esse conjunto foi posicionado na máquina de ensaio universal (EMIC, 500DL, São José dos Pinhais, Brasil). O Contato da esfera de 6,0 mm de diâmetro foi ajustado na porção central da coroa do molar (Fig 12 B), e o carregamento axial de compressão aplicado com velocidade de 0,5 mm/minuto até ocorrer a fratura da amostra (Fig. 12 C e D). Os valores foram obtidos em quilograma força (kgf) e as amostras armazenadas em frascos com água destilada para análise do padrão de fratura de cada uma dos espécimes.

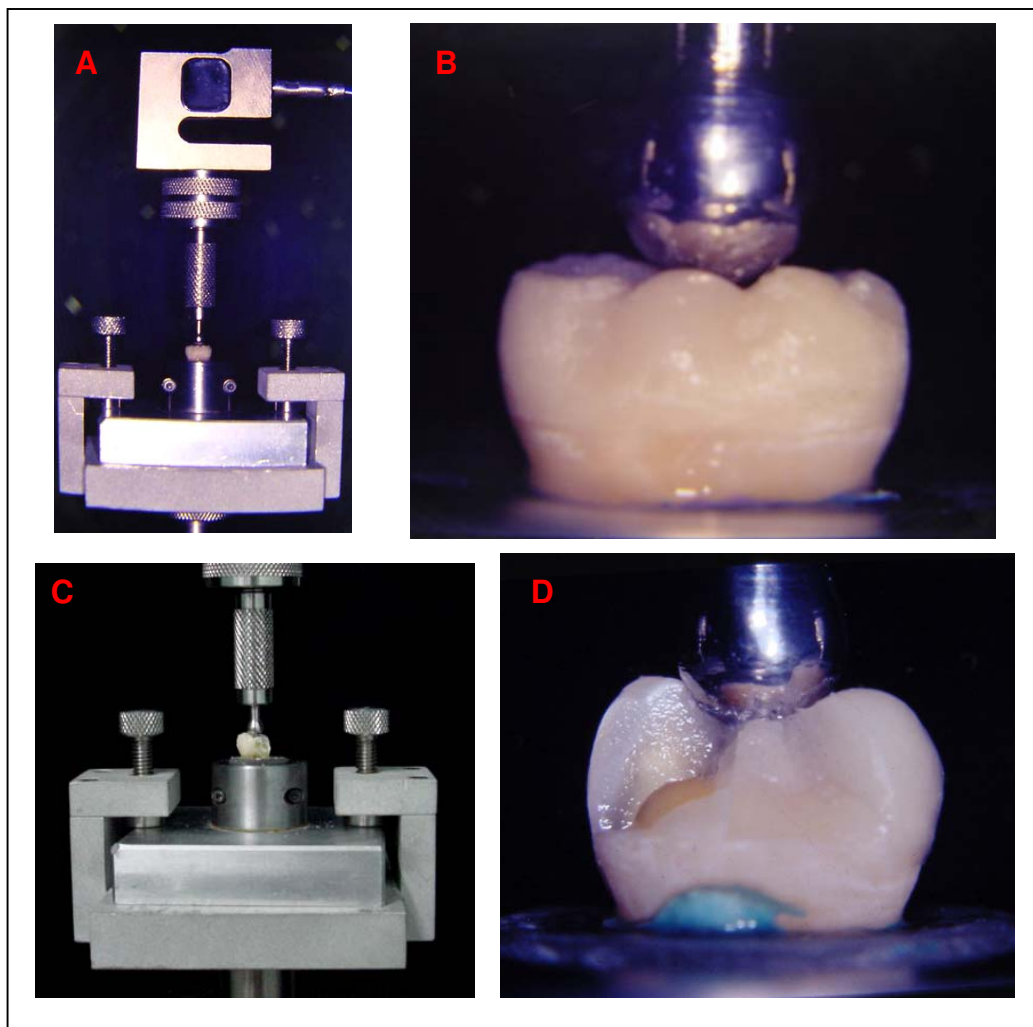


Figura 12. Teste de resistência à fratura dos corpos de prova. A. Sistema de sustentação da amostra acoplado à célula de carga de 500kgf; B. Esfera de 6,0 mm posicionada no centro da superfície oclusal; C. Visão aproximada do dispositivo de sustentação da amostra após a fratura; D. Vista aproximada da fratura.

4.8. CLASSIFICAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA

As amostras fraturadas foram avaliadas em lupa com aumento de 4X para determinar o padrão de falhas, tendo como referência a escala de classificação proposta por SOARES & MARTINS (2000) que foi modificada para caracterizar o envolvimento de cúspides funcionais ou não funcionais.

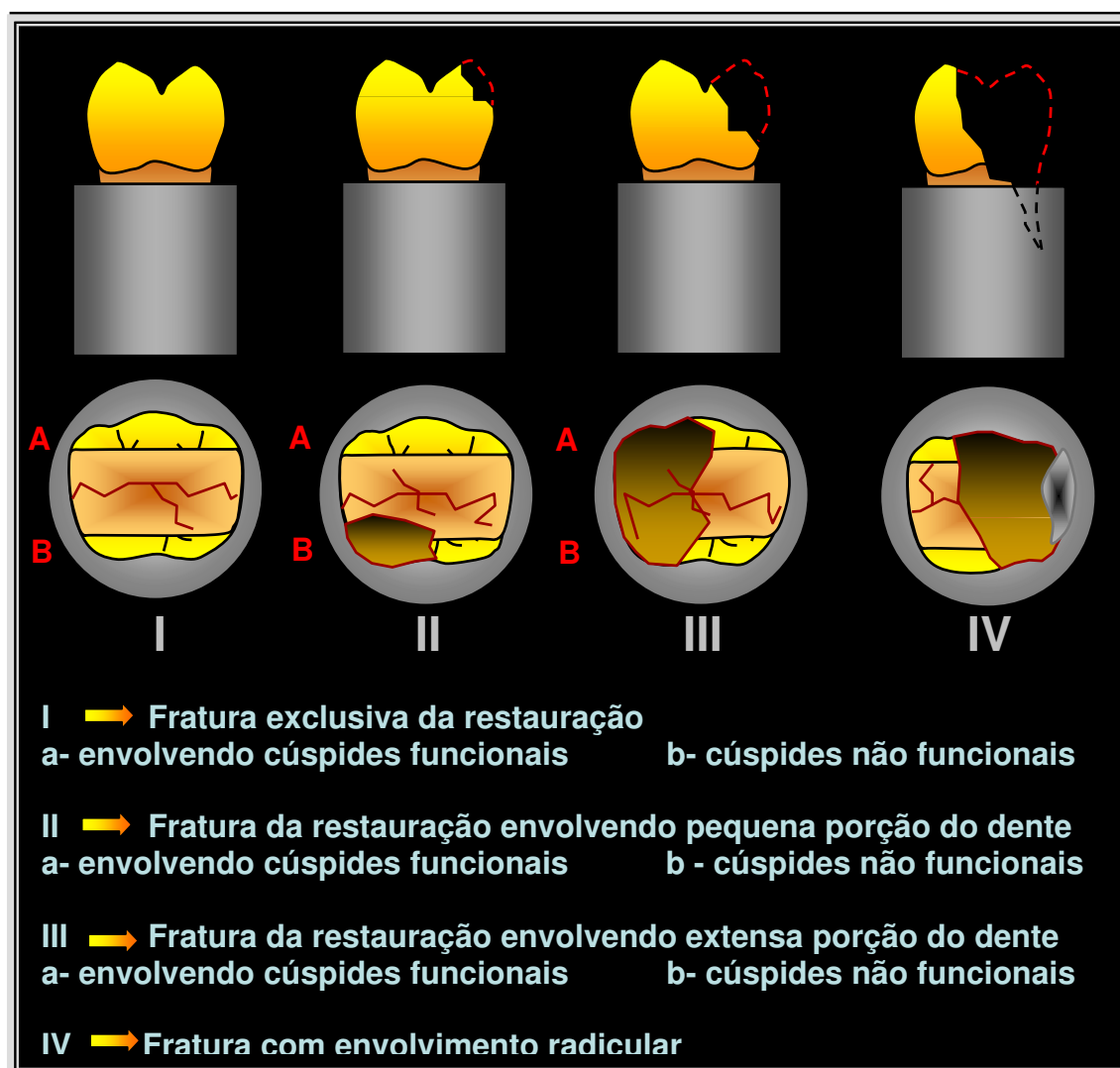


Figura 13. Diagrama referencial para classificação do padrão de fratura das amostras após teste de resistência à fratura dos corpos-de-prova.

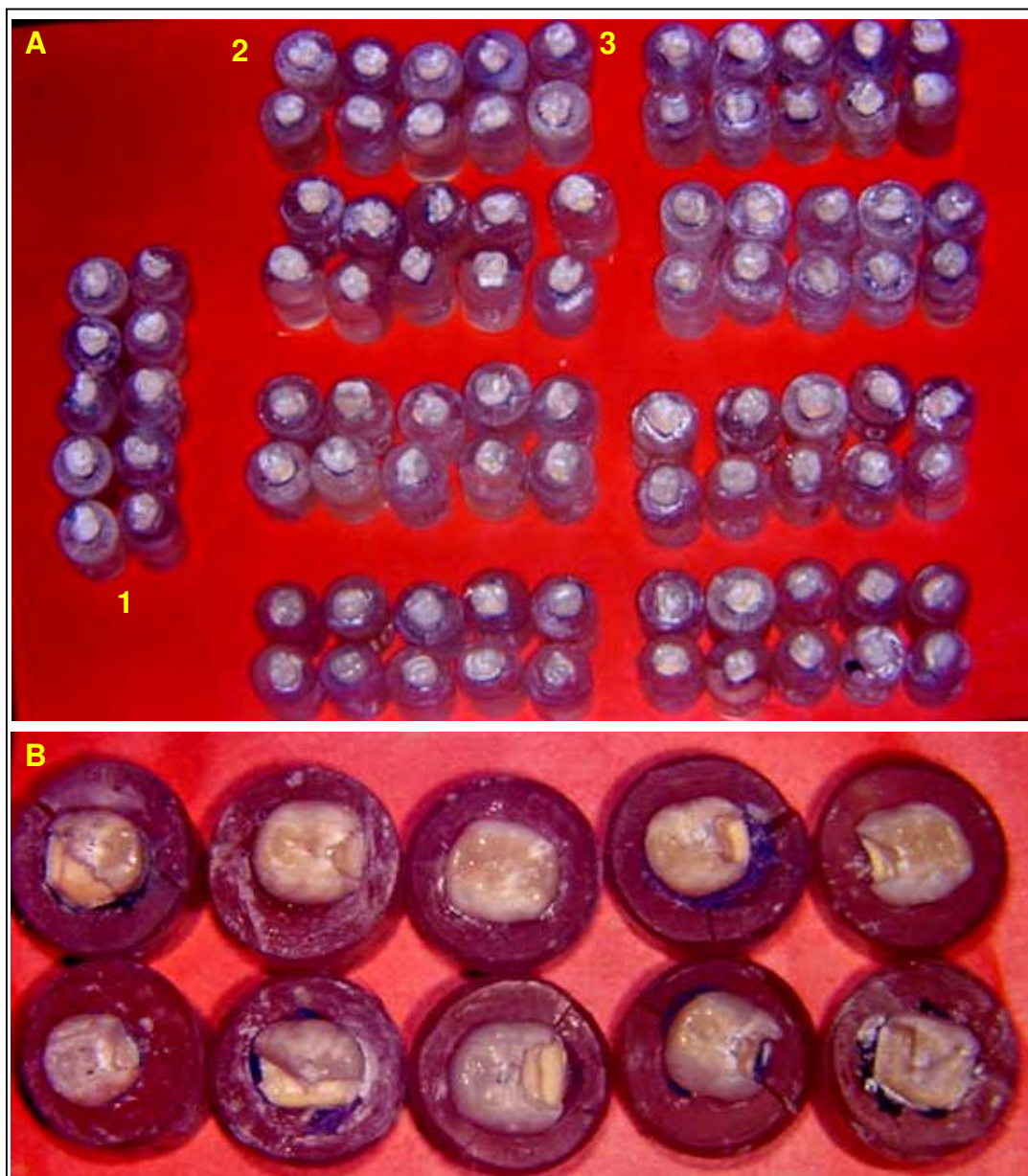


Figura 14. A. Grupos de amostras após os ensaios de compressão para análise do padrão de fratura: Coluna 1. Hígido; Coluna 2. Preparos com abertura conservadora; Coluna 3. Preparos com abertura extensa; B. Grupo de inlay extenso demonstrando homogeneidade de padrão de fratura envolvendo a restauração e em menor número as cúspides funcionais.

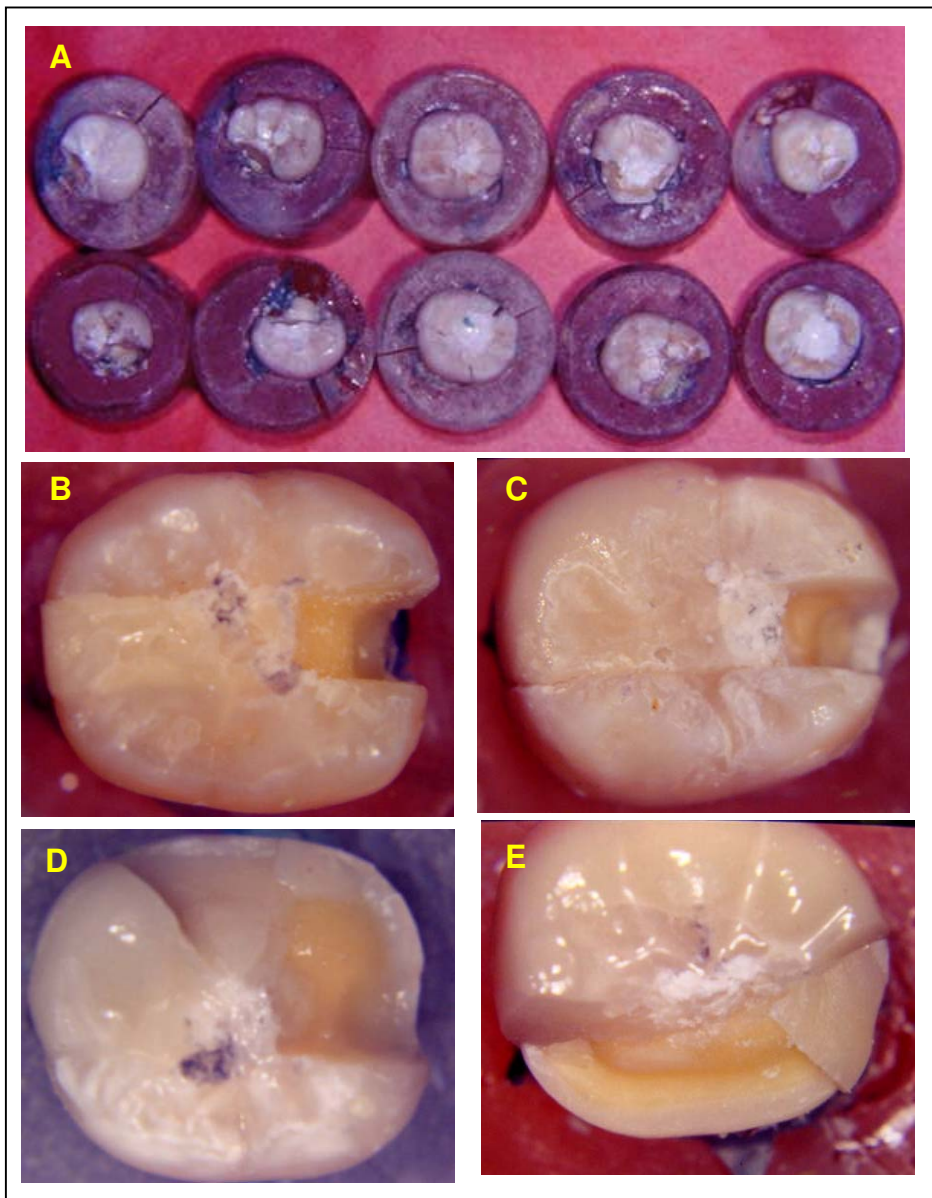


Figura 15. A. Grupo de dentes hígidos; B. Fratura inlay conservador; C. Fratura inlay conservador envolvendo cúspide méso-vestibular; D. Fratura de onlay conservador envolvendo as cúspides funcionais; E. Fratura overlay.

4.9. ANÁLISE POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O método de análise utilizado neste estudo foi o *Método dos Elementos Finitos* (MEF) que é um processo de análise numérica, comumente utilizado na solução de problemas estruturais complexos, por meio de computadores e programas específicos. Basicamente, neste método numérico podem-se identificar três etapas distintas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados.

A seguir todas as etapas realizadas na construção do modelo empregado neste trabalho, estão detalhadas.

4.10. DEFINIÇÃO DA GEOMETRIA DO MODELO EXPERIMENTAL

Um molar inferior com dimensões representativas dos dentes selecionados para os ensaios mecânicos foi selecionado para referenciar na determinação do modelo de análise. Este dente foi seccionado no sentido vestibulo-lingual no alinhamento da cúspide méso-vestibular. Este modelo foi usado tanto para planejar a anatomia do modelo do dente hígido quanto para os modelos com restaurações indiretas em cerâmica com diferentes configurações de preparo cavitário. As estruturas de suporte do molar inferior, que compõem um corte da mandíbula no sentido méso-vestibular no alinhamento descrito, foram complementadas através da análise de pranchas anatômicas. O molar antagonista foi construído com as características de um primeiro molar superior, determinando contatos na vertente lisa da cúspide vestibular (A), na vertente triturante da cúspide vestibular (B) e vertente triturante da cúspide méso-lingual da cúspide não-funcional (C) (FISHER *et al.*, 1974; FERNANDES NETO *et al.*, 2002). Na

construção do modelo geométrico, inicialmente o primeiro molar inferior e o referido antagonista e suas estruturas de suporte foram desenhados em papel milimetrado (Fig. 16). Este desenho foi escaneado usando-se um scanner Genius HR6, com capacidade de resolução 600X1200 dpi e interpolação 19200 dpi (Genius Taipei, Taiwan). Esta imagem foi transferida para o aplicativo *MicroStationTM for Windows* (Bentley), um programa de CAD (Computer Aid Designer), onde usando como referência de fundo, os pontos chaves da geometria foram determinados, compondo assim um modelo digitalizado do desenho inicial.

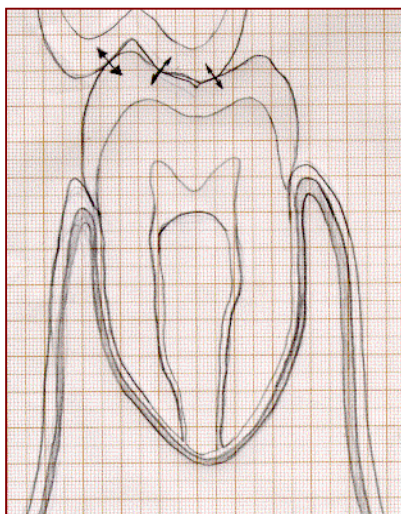


Figura 16. Desenho em papel milimetrado de um primeiro molar inferior seccionado na altura da cúspide méso-vestibular a ser utilizado como padrão para construção de cada grupo de estudo.

Em todos os modelos a geometria dos dentes e estruturas de suporte permaneceram inalteradas, variando a partir do grupo 1 (Hígido), somente a geometria do preparo cavitário do molar inferior conforme as características dos grupos 2, 3, 6, 7, 8 e 9 do ensaio de fratura. A figura 17 mostra os modelos

experimentais para cada grupo de análise a serem executadas pelo método de elementos finitos.

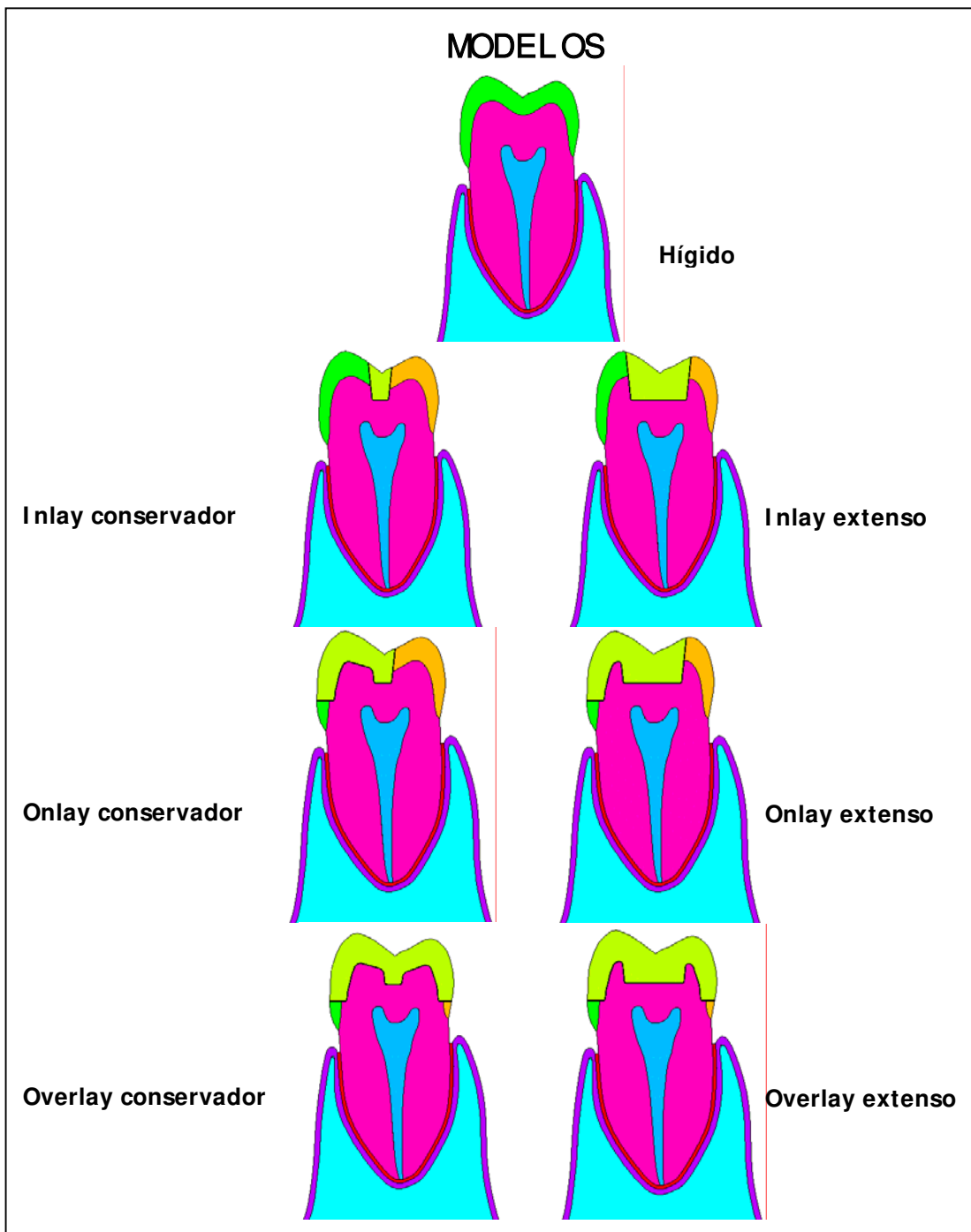


Figura 17. Modelos produzidos no aplicativo *MicroStationTM* para os grupos experimentais na análise de MEF.

A análise de MEF deste trabalho foi realizada no pacote comercial de elementos finitos *Interactive ANSYSTM versão 6.1* (Ansys Inc, USA), licenciado

para o departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia-MG. O tipo de análise numérica utilizada foi linear elástica bidimensional, onde todos os materiais empregados na análise se comportaram somente no regime elástico, ou seja, sem deformação permanente. O tipo de elemento utilizado na construção do modelo de elementos finitos foi o estrutural plano SOLID42, de quatro nós, ajustado para *estado plano de tensões* com *espessura constante*.

4.11. MALHAGEM DO MODELO

Em seguida, a “*malhagem*” do modelo foi processada, ou seja, dividiu-se a estrutura em um número finito de elementos (discretização), idéia principal do modelo de elementos finitos (MEF). Este passo foi executado (Figura 18) utilizando um processo de malhagem automática livre disponível no ANSYS 6.1TM. A malha gerada foi mais densa e homogênea ao longo do modelo na coroa do dente inferior, com resolução mínima de discretização foi de 0,1mm, no restante do modelo a malhagem foi menos densa, satisfatória para análise nestas regiões, qualquer detalhe pode ser representado no modelo.

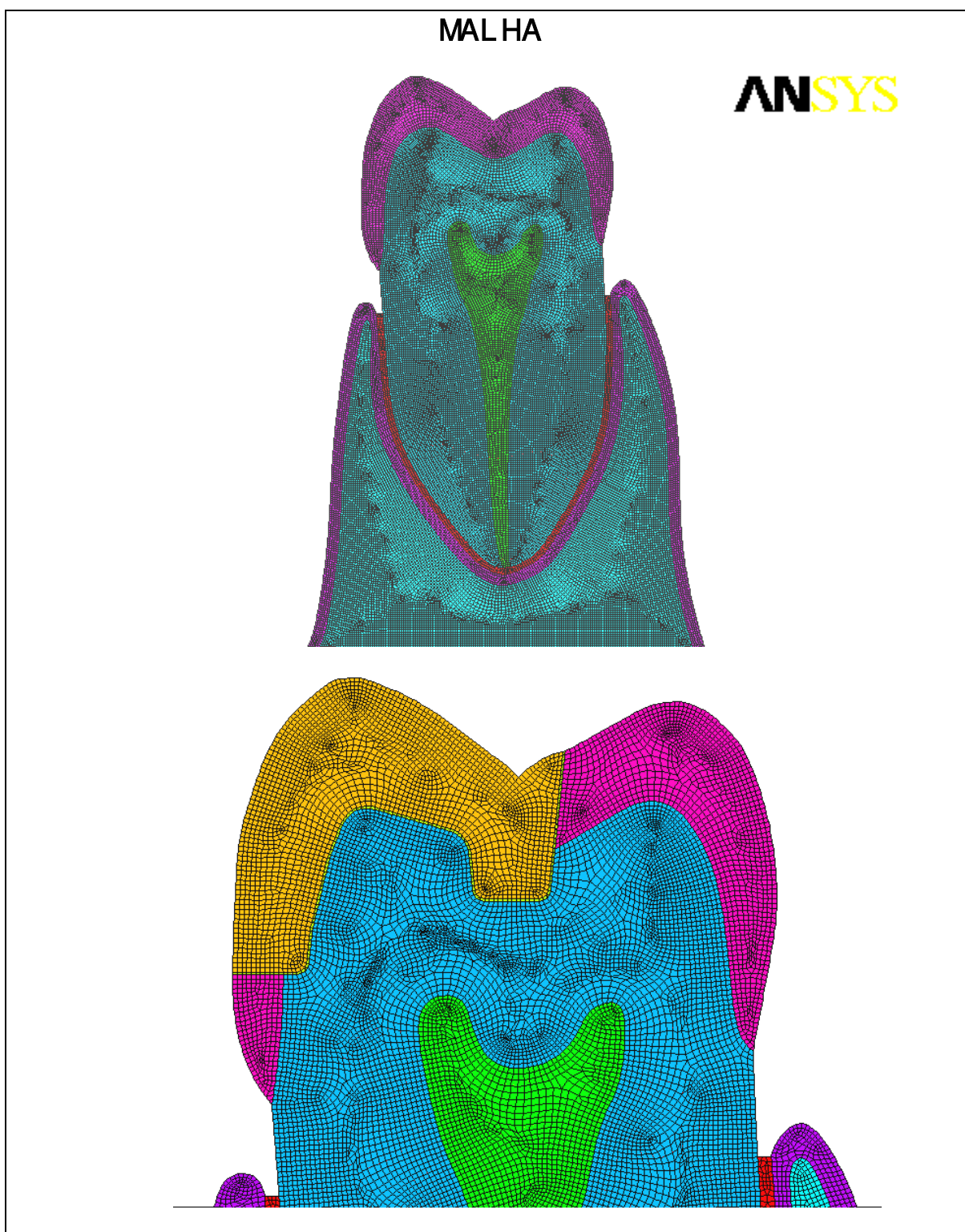


Figura 18. Malhagem dos modelos experimentais.

4.12. DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Os materiais e estruturas dentais presentes no modelo, foram analisados como sendo **isotrópicos** (*materiais que apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção a ser considerada*), **elásticos** (*materiais que recuperam as dimensões originais quando a carga é cessada*) e **contínuo** (*materiais que não apresentam espaços vazios em sua estrutura*). Desta forma esta simplificação faz com que o modelo necessite de apenas duas propriedades mecânicas para caracterização do comportamento mecânico de cada material: o **Módulo de elasticidade (E)** e o **Coeficiente de Poisson (ν)**.

O módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, das estruturas a serem reproduzidas, foram obtidos em diferentes relatos da literatura, citados e utilizados por OLIVEIRA, em 2002. Estes valores estão na Tab. 1.

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas dentais

Material	Módulo de elasticidade (GPa) - E	Coefficiente de Poisson - ν	Referência
Dentina	17.6	0.25	Craig <i>et al.</i> , 1961
Esmalte	48	0.30	Holmes <i>et al.</i> , 1996
Ligamento periodontal	0,0689	0,45	Holmes <i>et al.</i> , 1996
Osso cortical	13.7	0.30	Holmes <i>et al.</i> , 1996
Osso esponjoso	1.37	0.30	Holmes <i>et al.</i> , 1996
Polpa	0.002	0.45	Rubin <i>et al.</i> , 1983
Cimento Resinoso	8.3	0.24	Magne <i>et al.</i> , 2002
Cerâmica prensada	96.0	0.25	Magne <i>et al.</i> , 2002
Resina de Laboratório	12.3	0.24	Ivoclar, 1997

Extraído de OLIVEIRA, L.C.A., em 2002, e dados de fabricantes dos materiais utilizados.

4.13. CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTO

Dando fechamento ao processo de modelagem, as condições de contorno estruturais foram definidas, basicamente: restrições no deslocamento de parte da estrutura e as forças aplicadas (carregamento). A análise numérica de elementos finitos foi realizada com a base do modelo engastada (fixa), sem liberdade de movimento. O carregamento de 90N foi aplicado ao molar inferior através dos pontos de contato A, B e C (30 N em cada ponto) determinando a carga em Ml-tripoidismo (OLIVEIRA, 1997), e representando o movimento de lateralidade para o lado de trabalho foi aplicado num ângulo de 45º uma carga de 30N (Fig. 19).

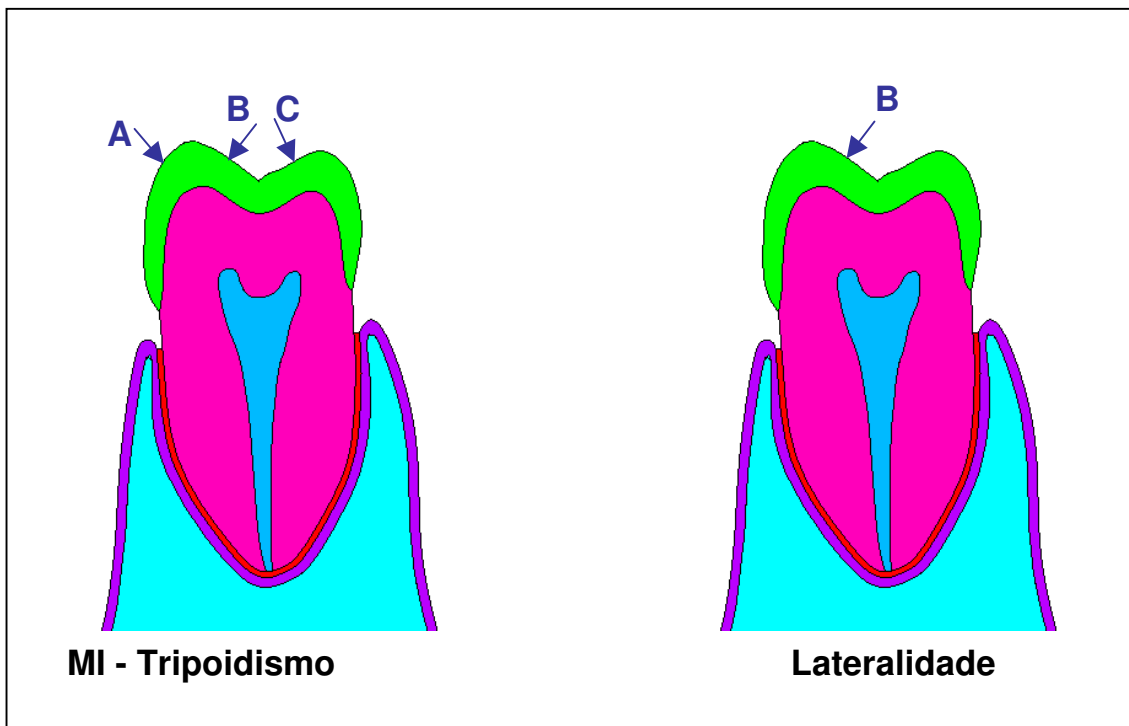


Figura 19. Características dos carregamento empregados no método de elementos finitos.

4.14. ANÁLISE DAS TENSÕES NO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Após a etapa de processamento foram obtidos os dados dos campos de deformação, de tensões e deslocamentos. Em uma análise clássica de tensão-deformação, o MEF apresenta o resultado da análise de tensões em vários formatos:

- S_x : Tensão normal na direção X;
- S_y : Tensão normal na direção Y;
- S_{xy} : Tensão de distorção ou cisalhante;
- S_e : Tensão de Von Mises.

Para melhor entendimento dos dados obtidos, de forma simplificada, alguns conceitos básicos sobre tensões devem ser apresentados. Quando um corpo

sólido está sujeito à ação de forças, um *estado de tensão* é gerado internamente. A tensão em um ponto específico da estrutura é representado no plano bidimensional por três componentes, sendo dois componentes perpendiculares entre si, e uma de distorção ou cisalhante. Este estado de tensão sempre é descrito relativo a um sistema de referência, um *eixo de coordenadas*.

Tradicionalmente, adotando-se um sistema de eixos de coordenadas globais XY, define-se o estado de tensão, com tensão S_x na direção horizontal e S_y na direção vertical e S_{xy} de distorção ou cisalhante. Outro conceito importante na análise de tensões é o conceito de *energia de distorção* ou *tensão de Von Mises* (S_e). Este conceito de tensão está localmente relacionado a “*energia de distorção*” associado ao estado de tensão presente no material (S_x , S_y e S_{xy}). A tensão de Von Mises, ou seja, associado à energia de deformação, é um valor escalar sempre positivo, associando em um único valor o estado triaxial de tensão (S_x , S_y e S_{xy}), viabilizando a análise do comportamento do campo de tensão através de um único valor.

Neste trabalho foi empregada a análise da tensão de Von Mises para cada um dos modelos analisados, comparando-os ao modelo de dente hígido.

4.15. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Os dados da resistência à fratura foram submetidos à análise para verificação da normalidade e homogeneidade dos valores encontrados para as amostras de cada grupo. Como os dados apresentaram valores com distribuição normal e homogênea, foi aplicada a análise de variância ($p > 0,05$) e teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Os dados encontrados na avaliação de elementos finitos foram analisados de forma comparativa direta entre os modelos gerados para as diferentes configurações de preparo cavitário em relação ao modelo gerado para o dente hígido, através da distribuição de Tensão de Von Mises.

5. RESULTADOS

Os resultados serão apresentados em duas divisões: 1- ensaios mecânicos de compressão e 2 – métodos de elementos finitos.

5.1 - ENSAIOS MECÂNICOS DE COMPRESSÃO

Os valores obtidos para cada amostra, o valor médio, desvio padrão e o respectivo padrão e característica da fratura estão detalhados para cada grupos nas Tabelas 2, 3, 4,5, 6, 7, 8, 9 e 10.

Tabela 2. Dados da Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 1. Dentes hígidos.**

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	104	333,5	Fratura coronária ao nível cervical envolvendo a cúspide méso-vestibular.	
2	54	443,5	Fratura coronária envolvendo cúspide disto-lingual.	
3	15	286,8	Fratura coronária envolvendo cúspides méso-lingual e méso-vestibular.	
4	105	303,7	Fratura coronária envolvendo a cúspide disto-vestibular.	
5	37	355,8	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico envolvendo as cúspides vestibulares.	
6	12	359,1	Fratura corono-radicular longitudinal até o ápice.	
7	73	248,7	Fratura coronária envolvendo cúspide méso-lingual.	
8	21	281,2	Fratura coronária ao nível cervical com invasão do espaço biológico.	
9	114	368,6	Fratura corono-radicular longitudinal até próximo ao ápice.	
10	14	223,7	Fratura corono-radicular com envolvimento do espaço biológico.	
Média		320,5		
Desvio Padrão		64,8		

O grupo de dentes hígidos apresentou resistência à fratura média de $320,5 \pm 64,8$ kgf, com predominância de fraturas com características severas em termos de envolvimento radicular e invasão do espaço biológico, visto em 50% das amostras, as demais fraturas se caracterizam por fraturas envolvendo exclusivamente porção coronária (Tabela 2).

Tabela 3. Dados da Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 2. Inlay conservador.**

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	04	293,3	Fratura parcial da restauração na região mesial.	1
2	43	310,6	Fratura envolvendo a cúspide disto-vestibular.	3 ^a
3	31	222,5	Fratura total da restauração com fratura longitudinal envolvendo coroa e raiz dental.	4
4	24	208,2	Fratura total da restauração.	1
5	46	260,1	Fratura parcial da restauração na região mesial.	1
6	91	249,3	Fratura parcial da restauração na região mesial.	1
7	58	214,6	Fratura parcial da restauração na região distal.	1
8	36	242,4	Fratura parcial da restauração na região distal.	1
9	88	255,3	Fratura parcial da restauração na região mesial.	1
10	25	257,3	Fratura parcial da restauração na região mesial.	1
Média		251,4		
Desvio Padrão		32,5		

O grupo de dentes que recebeu preparo inlay conservador apresentou resistência à fratura média de 251,4±32,5 kgf, com predominância de fraturas com características menos catastróficas envolvendo em 70% das amostras fraturas parciais da restauração e apenas 20% com fratura que envolveu estrutura dental, sendo uma amostra com envolvimento de apenas a porção oclusal de uma cúspide e outra com fratura severa demonstrada pela fratura longitudinal no centro do dente (Tabela 3).

Tabela 4. Dados da resistência a fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 3. Inlay extenso**.

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	95	271,20	Fratura da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	3a
2	19	154,6	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da porção distal	1
3	78	304,2	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da porção mesial.	1
4	8	211,7	Fratura exclusiva da restauração sem ruptura.	1
5	52	153,1	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da porção mesial.	1
6	45	192,3	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da porção distal	1
7	03	209,9	Fratura da restauração e das cúspides vestibulares.	3a
8	111	306,6	Fratura da restauração envolvendo porção de dente na distal.	2
9	23	302,5	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da porção distal.	1a
10	119	216,5	Fratura da restauração com envolvimento das cúspides vestibulares.	3a
Média		232,3		
Desvio Padrão		59,8		

O grupo formado pelos dentes que receberam preparos inlays extensos apresentaram resistência à fratura de $232,3 \pm 59,8$ kgf, com 60% das amostras apresentando fraturas exclusivas da restauração, 30% com envolvimento de estrutura dental com fratura das cúspides vestibulares e 10% com pequena fratura na parede vestibular da caixa distal (Tabela 4).

Tabela 5. Dados da resistência a fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 4. Onlay conservador envolvendo a cúspide méso-vestibular.**

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	11	116,6	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
2	107	191,1	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a porção vestibular da cúspide em cerâmica	1 ^a
3	103	188,4	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay e crista marginal da cúspide em cerâmica.	1 ^a
4	53	127,8	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
5	20	185,6	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
6	17	124,3	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
7	49	213,3	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
8	108	129,2	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
9	29	181,9	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
10	112	186,1	Fratura exclusiva da restauração na região do inlay.	1
Média		164,4		
Desvio Padrão		35,6		

O grupo de dentes caracterizado pelo preparo onlay conservador envolvendo apenas a cúspide méso-vestibular apresentou resistência a fratura média de 164,4±35,6 kgf, com predominância de fraturas na transição da cúspide em cerâmica e o continuação do inlay conservador estendido a porção distal do preparo, envolvendo 80% das amostras fraturas parciais da restauração e 20% com envolvendo a cúspide em cerâmica, sem nenhuma fratura que envolvesse estrutura dental (Tabela 5).

Tabela 6. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 5. Onlay extenso envolvendo a cúspide méso-vestibular.**

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	57	215,2	Fratura da restauração envolvendo a cúspide em cerâmica e a cúspide mesio-lingual.	3a
2	6	186,2	Fratura exclusiva da restauração com envolvimento da cúspide em cerâmica.	1a
3	18	164,4	Fratura da cúspide em cerâmica com pequena porção de dente.	2a
4	117	211,3	Fratura exclusiva da restauração com envolvimento da cúspide em cerâmica.	1a
5	92	151,0	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da porção mesial da caixa oclusal.	1a
6	70	242,0	Fratura da restauração com envolvimento da cúspide em cerâmica e a cúspide disto vestibular.	3ab
7	75	174,7	Fratura da restauração com pequena porção de dente no término cervical mesial.	2a
8	27	218,3	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da porção mesial.	1
9	121	259,2	Fratura exclusiva da restauração com envolvimento da cúspide em cerâmica.	1a
10	55	218,9	Fratura exclusiva da restauração com envolvimento da cúspide em cerâmica.	1a
Média		204,1		
Desvio Padrão		34,4		

O grupo de dentes com preparo onlay extenso envolvendo apenas a cúspide méso-vestibular apresentou resistência a fratura média de 204,1±34,4 kgf, com 60% das fraturas envolvendo exclusivamente a restauração, sendo que a maioria deste percentual envolveu a cúspide em cerâmica. Por outro lado

verificou-se 20% das amostras com fratura das cúspides funcionais e 20% envolvendo pequena porção de dente (Tabela 6).

Tabela 7. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 6 – Onlay conservador envolvendo todas cúspides vestibulares.**

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	72	266,7	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide mésio-vestibular.	1a
2	115	244,8	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide mésio-vestibular.	1a
3	26	206,40	Fratura exclusiva da restauração na cúspide mésio-vestibular e crista mesial.	1a
4	01	202,1	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide mésio-vestibular.	1a
5	100	223,2	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide mésio-vestibular e crista distal.	1a
6	63	195,8	Fratura exclusiva da restauração na cúspide mésio-vestibular e crista mesial.	1a
7	44	243,2	Fratura exclusiva da restauração na cúspide mésio-vestibular e crista mesial.	1a
8	10	192,8	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide mésio-vestibular e crista mesial.	1a
9	30	166,2	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide disto-vestibular e crista distal.	1a
10	66	260,0	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide mésio-vestibular e crista mesial.	1a
Média		220,1		
Desvio Padrão		32,8		

O grupo de dentes que receberam preparos com envolvimento de todas as cúspides vestibulares e abertura de caixa oclusal conservadora, apresentou resistência média de $220,1 \pm 32,8$ kgf, com 100% das amostras apresentando

fratura exclusiva da restauração sem envolvimento de estrutura dental. A análise da fratura das restaurações se caracteriza na sua maioria por fratura que envolveu a cúspide méso-vestibular (Tabela 7).

Tabela 8. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 7. Onlay extenso envolvendo todas cúspides vestibulares.**

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	69	214,3	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
2	113	254,1	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
3	35	268,5	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
4	68	184,3	Fratura da restauração com pequena porção da cúspide méso-lingual.	1a
5	39	168,4	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
6	122	203,7	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
7	64	220,3	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
8	50	209,3	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide méso-vestibular.	1a
9	98	248,8	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
10	79	276,3	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide méso-vestibular.	1a
Média		224,8		
Desvio Padrão		36,0		

O grupo caracterizado por preparo com abertura extensa e recobrimento de todas as cúspides vestibulares apresentou resistência à fratura média de $224,8 \pm 36,0$ kgf, com 100% das fraturas exclusivas da restauração, caracterizada em sua maioria pelo envolvimento das duas cúspides vestibulares (60%) e as demais com envolvimento apenas da cúspide méso-vestibular (Tabela 8).

Tabela 9. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 8 – Overlay conservador**.

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	83	148,7	Fratura exclusiva da restauração com deslocamento da cúspide disto-vestibular.	1a
2	57	178,7	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides disto-vestibular e disto-lingual.	1ab
3	05	168,6	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides linguais e mesio-vestibular.	1ab
4	84	258,0	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
5	40	246,1	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides linguais.	1b
6	09	153,3	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide disto – lingual.	1b
7	106	196,9	Fratura exclusiva das cúspides vestibulares e crista mesial.	1a
8	02	313,6	Fratura exclusiva da restauração parcial, envolvendo a crista mesial.	1
9	90	202,0	Fratura exclusiva da restauração envolvendo todas as cúspides vestibulares e a mesio-lingual.	1ab
10	61	199,5	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	
Média		210,3		
Desvio Padrão		49,8		

O grupo caracterizado por preparo com abertura conservadora e recobrimento de todas as cúspides apresentou resistência à fratura média de 210,3±49,8 kgf, com 100% das fraturas envolvendo apenas a restauração, caracterizada de forma não padronizada com pequena predominância das cúspides funcionais (Tabela 9).

Tabela 10. Resistência à fratura (kgf), número dos corpos-de-prova, padrão e característica da fratura para o **grupo 9 – Overlay extenso**.

Amostra	Número de referência	Resistência à fratura (kgf)	Característica da Fratura	Classificação do padrão da fratura
1	120	251,0	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
2	13	169,0	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
3	7	129,9	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide méso-vestibular.	1a
4	110	220,3	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
5	28	130,4	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
6	51	234,7	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
7	99	93,8	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide méso-vestibular.	1a
8	81	117,6	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares.	1a
9	86	146,3	Fratura exclusiva da restauração envolvendo as cúspides vestibulares	1a
10	56	189,4	Fratura exclusiva da restauração envolvendo a cúspide disto-lingual.	1b
Média		158,2		
Desvio Padrão		53,7		

O grupo caracterizado por preparo com abertura extensa e recobrimento de todas as cúspides apresentou resistência à fratura média de $168,2 \pm 53,7$ kgf, com 100% das fraturas exclusivas da restauração, caracterizada em sua grande maioria, 9 amostras, pelo envolvimento das cúspides funcionais do molar inferior, sendo 7 de todas as cúspides e 2 com envolvimento de apenas a cúspide méso-vestibular (Tabela 10).

5.2 – ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS VALORES OBTIDOS NOS ENSAIOS MECÂNICOS DE COMPRESSÃO

Como os dados apresentaram valores com distribuição normal e homogênea, foi aplicada a análise de variância ($p > 0,05$), sendo rejeitada a hipótese de nulidade na influência da variação do preparo cavitário na resistência à fratura de molares, ou seja, houve diferença entre os diferentes grupos analisados. Foi inicialmente aplicada a análise de variância em fator único ($p < 0,05$), verificando que existia pelo menos uma diferença significativa entre os grupos analisados (Tabela 11).

Tabela 11. Análise de variância dos valores do ensaio mecânico de compressão ($p < 0,05$).

Fonte da variação	Grau de liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado médio	F calculado	Valor - p	F crítico
Tipos de preparos	8	184925,4	23115,67	11,44432	1,02E ⁻¹⁰	2,054882
Resíduo	81	163606,9	2019,838			
Total	89	348532,2				

Coeficiente de variação= 20,37

Para identificar entre quais grupos ocorria tal diferença foi aplicado o teste paramétrico de Tukey em nível de 5% de probabilidade (Tabela 12 e Fig. 20), quando foi demonstrado que o grupo 1 de dentes hígidos apresentou resistência à fratura estatisticamente superior aos demais grupos.

Tabela 12. Valores médios de resistência à fratura, desvio padrão, e distribuição por categorias estatística definida pelo teste de Tukey envolvendo todos os grupos experimentais ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (kgf)	Desvio Padrão	Categoria Estatística Tukey ($p > 0.05$)
G1 –Hígidos	320,5	64,8	A
G2 - Inlay conservador	251,4	32,5	B
G3 - Inlay extenso	232,3	59,8	B
G6 - Onlay conservador envolvendo as cúspides vestibulares	220,1	32,8	BC
G7 - Onlay extenso envolvendo as cúspides vestibulares	224,8	36,0	BCD
G8 - Overlay conservador	210,3	49,8	BCD
G5 - Onlay extenso envolvendo 1 cúspide	204,1	34,4	BCD
G4 - Onlay conservador envolvendo 1 cúspide	164,4	35,6	CD
G9 - Overlay Extenso	158,2	45,2	D

Diferença mínima significativa= 64,08

Para analisar mais apuradamente o efeito da extensão vestíbulo lingual, chamada neste experimento de abertura conservadora e extensa, e do efeito da modificação do recobrimento de cúspides funcionais ou não, foi proposta a exclusão do grupo de dentes hígidos e execução de análise fatorial 4X2 ($p > 0,05$), sendo o fator tipo de preparo em quatro níveis: 1- Inlay; 2- Onlay recobrimento uma cúspide; 3- Onlay recobrindo todas as cúspides vestibulares e 4- Overlay e para o fator tipo de abertura em dois níveis: 1- Conservador; 2- Extenso.

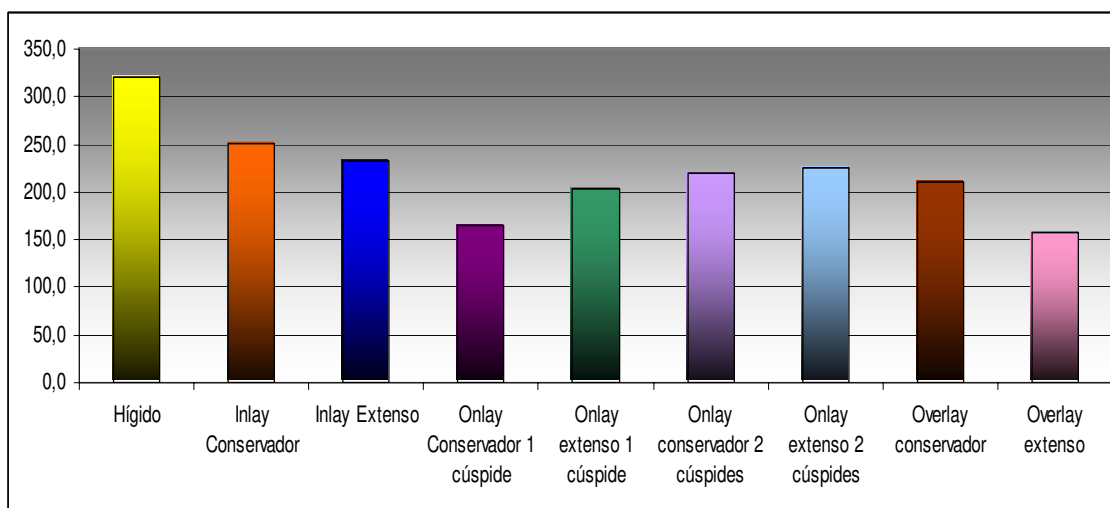


Figura 20. Gráfico de valores de resistência à fratura para os ensaios de resistência à fratura (kgf).

Tabela 13. Análise de variância fatorial 4X2, para os ensaios mecânicos de compressão dos grupos que receberam restaurações cerâmicas ($p < 0,05$).

Fonte da variação	Grau de liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado médio	F calculado	F crítico
Tipo de preparo	3	49541,4624	16513,8208	9,4537	**
Extensão vestibulo-lingual	1	899,8111	899,8111	,5151	NS
Interação	3	22482,2814	7494,0938	4,2901	**
Tratamentos	7	72923,5549	10417,6507		
Resíduos	72	125770,6890	1746,8151		
TOTAL	79				

Coeficiente de variação: 20,07

Verificou-se que existiu interferência significativa na resistência à fratura do fator tipo de preparo, não existindo interferência do fator extensão vestibulo-lingual e ocorrendo por fim significância na interação entre estes dois fatores (Tabela 13). Como ocorreu significância para o fator interação foi desprezada a análise isolada do fator tipo de preparo e foi então executado o desdobramento da análise de variância para o fator tipo de preparo fixando a abertura vestibulo-lingual (Tabela 14).

Tabela 14. Desdobramento da análise de variância fatorial 4X2, para o fator tipo de preparo desconsiderando o tipo de abertura ($p < 0,05$).

Fonte da variação	Grau de liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado médio	F calculado	F crítico
B X A (Inlay)	1	1824,0500	1824,0500	1,0442	NS
B X A (Onlay 1 cúspide vestibular)	1	7876,4805	7876,4805	4,5091	*
B X A (Onlay todas as cúspides vestibulares)	1	109,5120	109,5120	,0627	NS
B X A (Overlay)	1	13572,0500	13572,0500	7,7696	**
TOTAL	4	23382,0925			

Verificou-se neste momento que houve significância da abertura vestibulo-lingual apenas para os preparos onlay envolvendo parcialmente as cúspides de trabalho e para o preparo overlay.

Tabela 15. Desdobramento da análise de variância fatorial 4X2, para o fator tipo de abertura da cavidade desconsiderando o tipo de preparo ($p < 0,05$).

Fonte da variação	Grau de liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado médio	F calculado	F crítico
A X B (Conservador)	3	38800,3887	12933,4629	7,4040	**
B X A (Extenso)	3	33223,3550	11074,4517	6,3398	**
TOTAL	6	72023,7437			

Quando se analisou o tipo de abertura independente do tipo de preparo foi visto que existiu significância entre estes tanto para os preparos conservadores como para os preparos extensos (Tabela 15).

Para detalhar dentro de cada tipo de preparo se a abertura conservadora ou extensa era fator significativo foi empregado o teste de Tukey para cada tipo de

preparo. Para o preparo inlay (*grupos 2 e 3*) não houve diferença entre a abertura conservadora ($251,36 \pm 32,5^a$) e a abertura extensa ($232,26 \pm 59,8^a$), como pode ser visto na Tabela 16.

Tabela 16. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o **preparo inlay** ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (kgf)	Categoria Estatística Tukey ($p > 0.05$)
Conservador	251,36	A
Extenso	232,26	A

Diferença mínima significativa (DMS): 37,27

Para o preparo onlay com envolvimento apenas da cúspide mésio-vestibular (*grupos 4 e 5*), houve diferença entre a abertura conservadora ($204,12 \pm 34,4^a$) e a abertura extensa ($164,43 \pm 35,6^b$), como pode ser visto na Tabela 17.

Tabela 17. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o preparo **onlay envolvendo apenas a cúspide mésio-vestibular** ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (kgf)	Categoria Estatística Tukey ($p > 0.05$)
Conservador	204,12	A
Extenso	164,43	B

Diferença mínima significativa (DMS): 37,27

Para o preparo onlay envolvendo todas as cúspides vestibulares (*grupos 6 e 7*) não houve diferença entre a abertura conservadora ($224,48 \pm 36,0^a$) e a abertura extensa ($220,12 \pm 32,8^a$), como pode ser visto na Tabela 18.

Tabela 18. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o **preparo onlay envolvendo todas as cúspides vestibulares** ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (kgf)	Categoria Estatística Tukey ($p > 0.05$)
Conservador	220,12	A
Extenso	224,80	A
Diferença mínima significativa (DMS): 37,27		

Para o preparo do tipo overlay (*Grupos 8 e 9*) o teste de Tukey apresentou diferença entre os tipo de abertura, sendo que a resistência com abertura conservadora ($210,34 \pm 49,8^a$) foi significativamente superior que ao grupo com abertura extensa ($158,24 \pm 45,2^b$), conforme demonstrado na Tabela 19.

Tabela 19. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de abertura vestibulo-lingual para o **preparo overlay** ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (kgf)	Categoria Estatística Tukey ($p > 0.05$)
Conservador	210,34	A
Extenso	158,24	B
Diferença mínima significativa (DMS): 37,27		

Para detalhar dentro de cada tipo de abertura se o tipo de preparo foi fator significativo empregou-se o teste de Tukey para cada tipo de abertura vestibulo-

lingual. Para a abertura conservadora o preparo *inlay*, *onlay envolvendo todas as cúspides vestibulares* e *overlay* não houve diferença na resistência à fratura. Por outro lado, o preparo *onlay com envolvimento da cúspide méso-vestibular* apresentou resistência estatisticamente inferior aos grupos representados por preparos do tipo *inlay* e *onlay envolvendo todas as cúspides vestibulares*. Os preparos do tipo *onlay envolvendo a cúspide méso-vestibular* e *overlay* apresentaram resistência estatisticamente semelhantes, como pode ser observado na Tabela 20.

Tabela 20. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de preparo para a **abertura conservadora** ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (kgf)	Categoria Estatística Tukey ($p > 0.05$)
Inlay	251,36	A
Onlay – Cúspides vestibulares	220,12	A
Overlay	210,34	AB
Onlay – Cúspide méso-vestibular	164.43	B

Diferença mínima significativa (DMS): 49,21

Para a abertura extensa o preparo *inlay*, *onlay envolvendo todas as cúspides vestibulares* e *onlay envolvendo a cúspide méso-vestibular* não houve diferença na resistência à fratura. Por outro lado o preparo *overlay* apresentou resistência estatisticamente inferior aos grupos representados por preparos do tipo *inlay* e *onlay envolvendo todas as cúspides vestibulares*. Os preparos do tipo

onlay envolvendo a *cúspide méso-vestibular* e *overlay* apresentaram resistências estatisticamente semelhantes, como se pode observar na Tabela 21.

Tabela 21. Valores médios de resistência à fratura e distribuição por categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey para o tipo de preparo para a **abertura extensa** ($p > 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (kgf)	Categoria Estatística Tukey ($p > 0.05$)
Inlay	232,26	A
Onlay – Cúspides vestibulares	224,80	A
Onlay – Cúspide méso-vestibular	204,12	AB
Overlay	158,24	B

Diferença mínima significativa (DMS): 49,21

5.3 - RESULTADOS ENSAIOS MECÂNICOS DE COMPRESSÃO

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

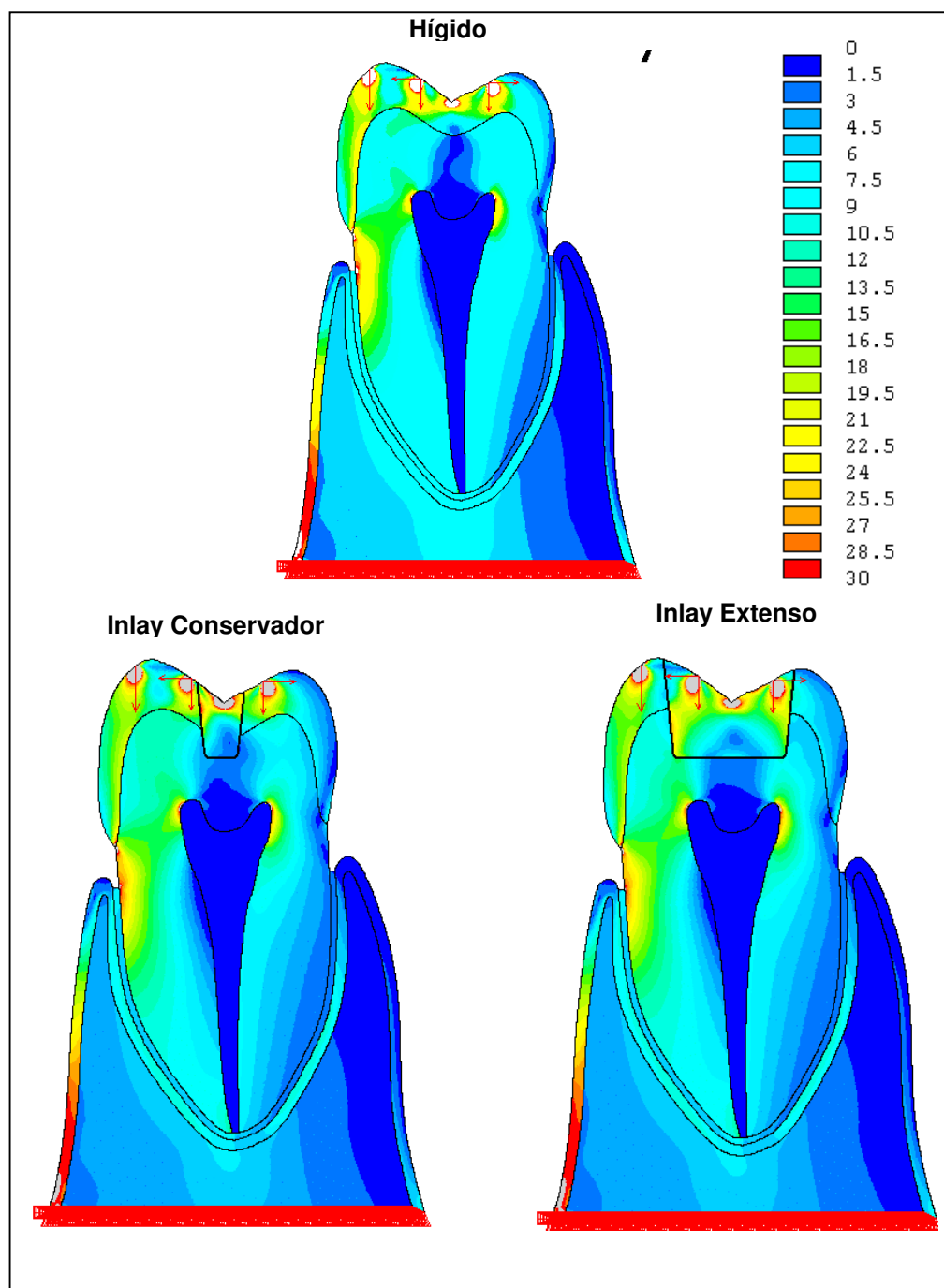
5.3.1 – Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em tripoidismo (**MI**), quadros 2 e 3;

5.3.2 – Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em lateralidade (**Trabalho**), quadros 4 e 5;

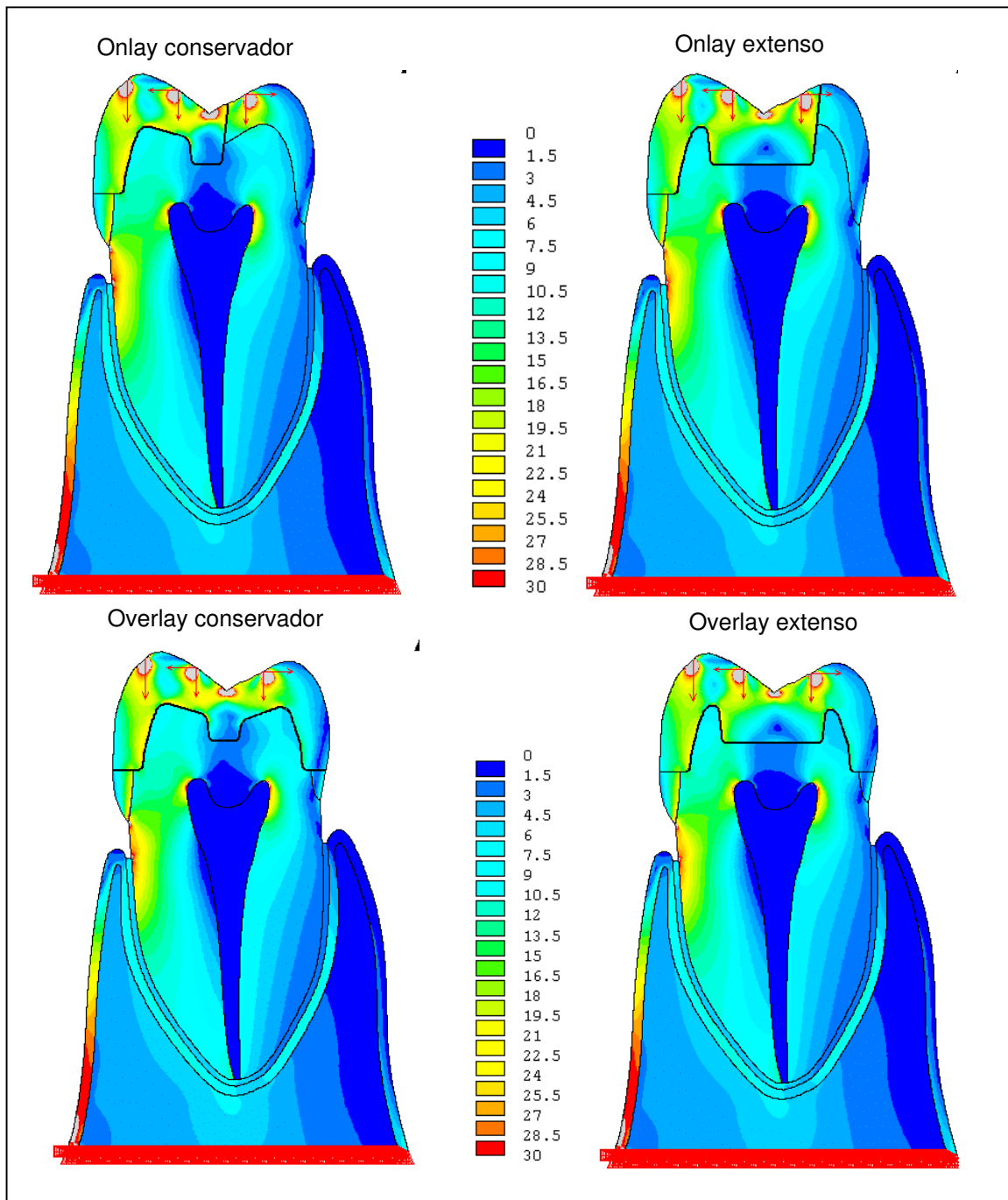
5.3.3 – Análise comparativa entre as restaurações em cerâmica e cerômero para os ensaios com carga em tripoidismo (**MI**), quadros 6, 7 e 8;

Definiu-se como legenda de referência a tensão máxima de 30 MPa para a comparação entre todos os modelos experimentais. O detalhamento da análise feita dentro de cada modelo e entre os diferentes modelos para cada item acima serão incluídas no capítulo de discussão.

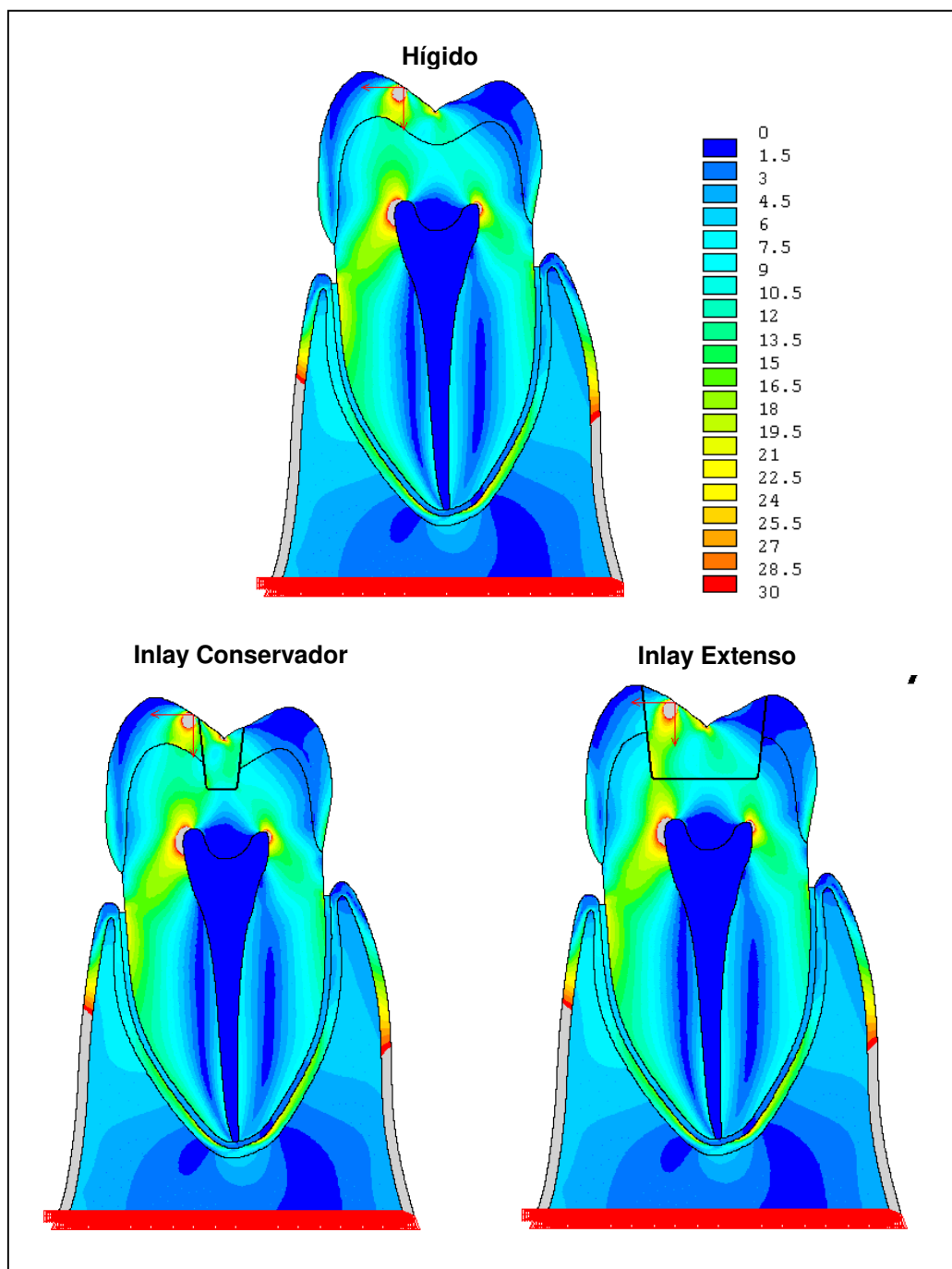
QUADRO 2. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em triploidismo (*M*) para os dentes hígido, inlay conservador e extenso.



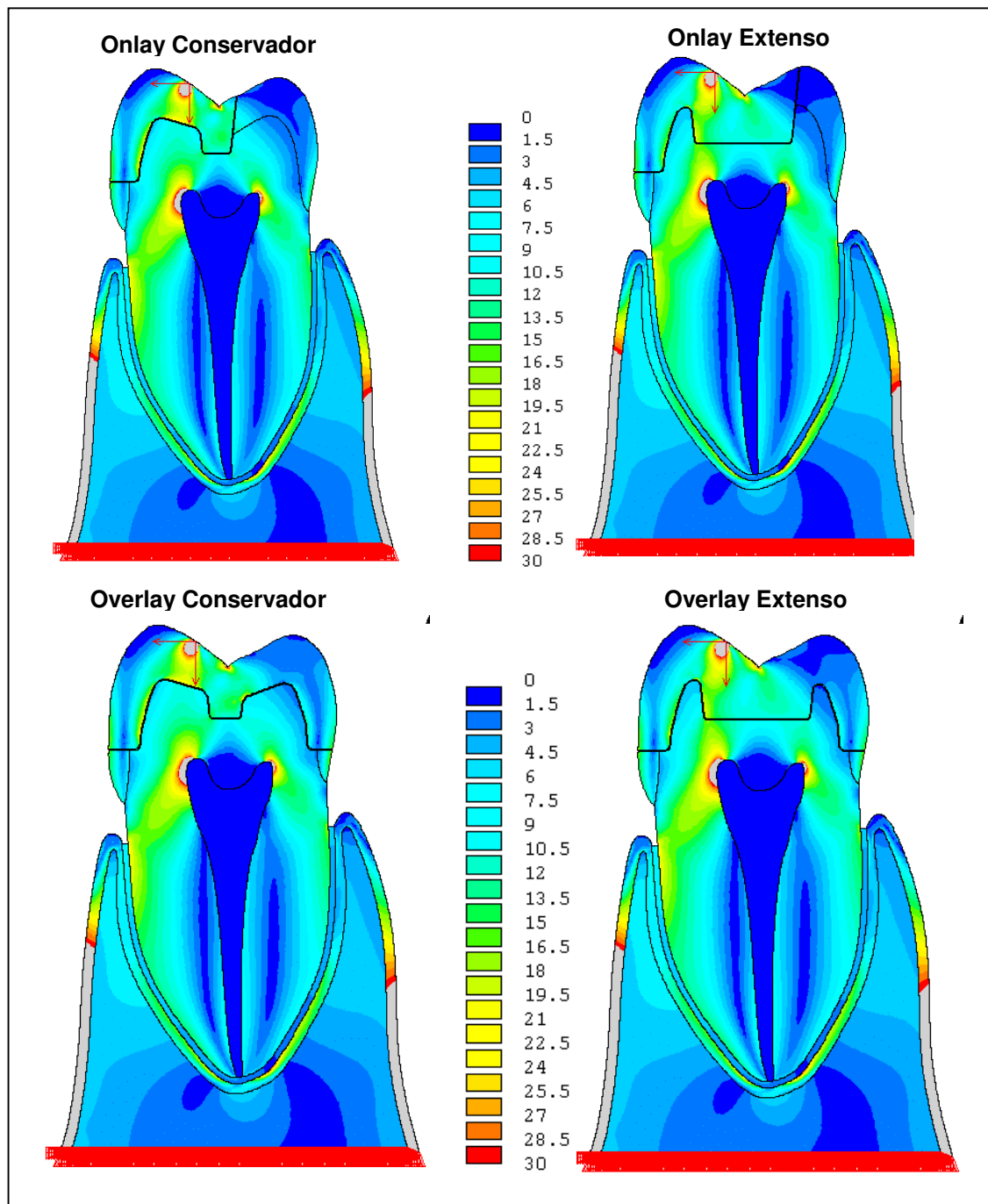
QUADRO 3. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em triploidismo (*M*) para onlay conservador e extenso com recobrimento parcial das cúspides funcionais e overlay.



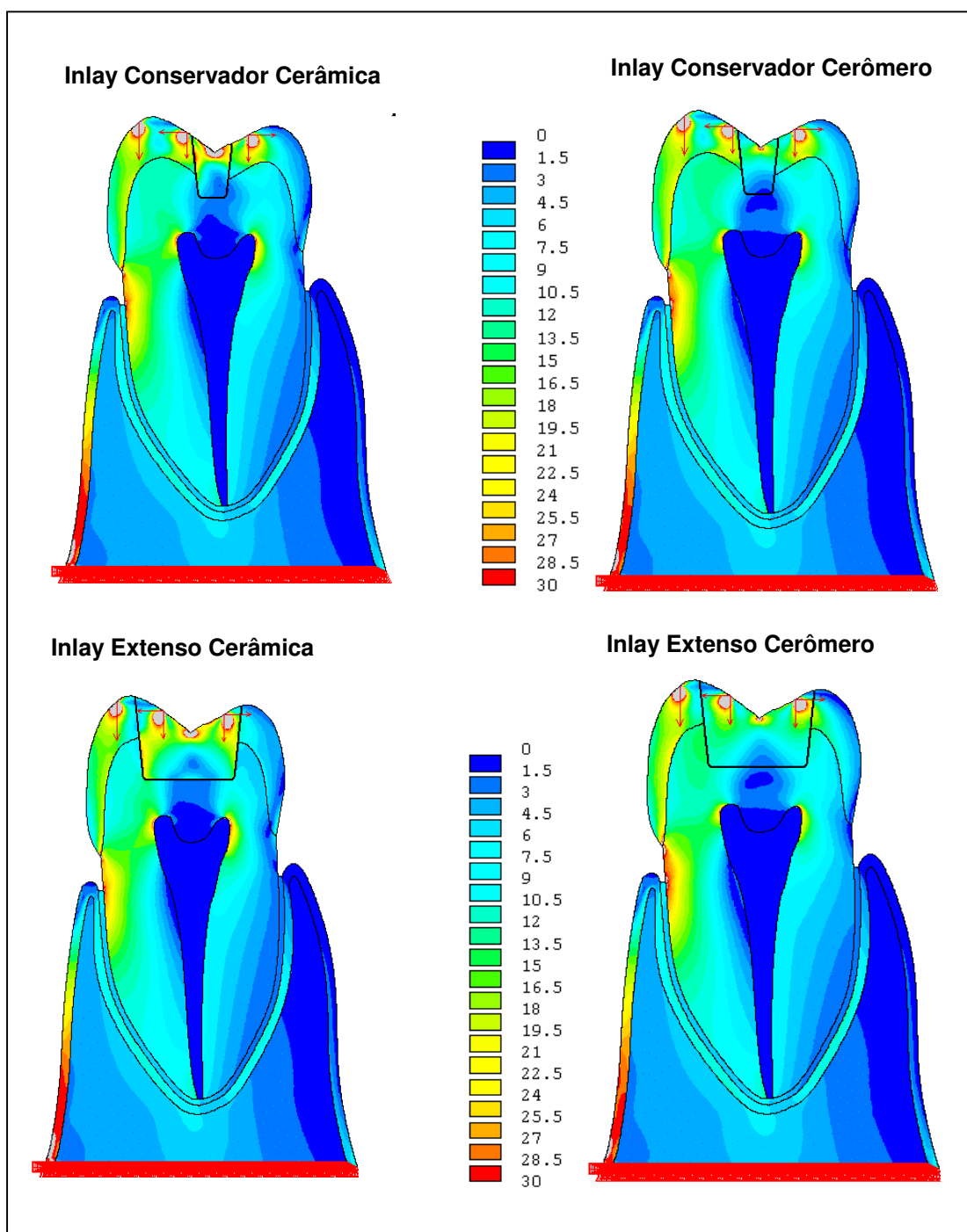
QUADRO 4. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em lateralidade (*Trabalho*) para os dentes hígidos, inlay conservador e extenso.



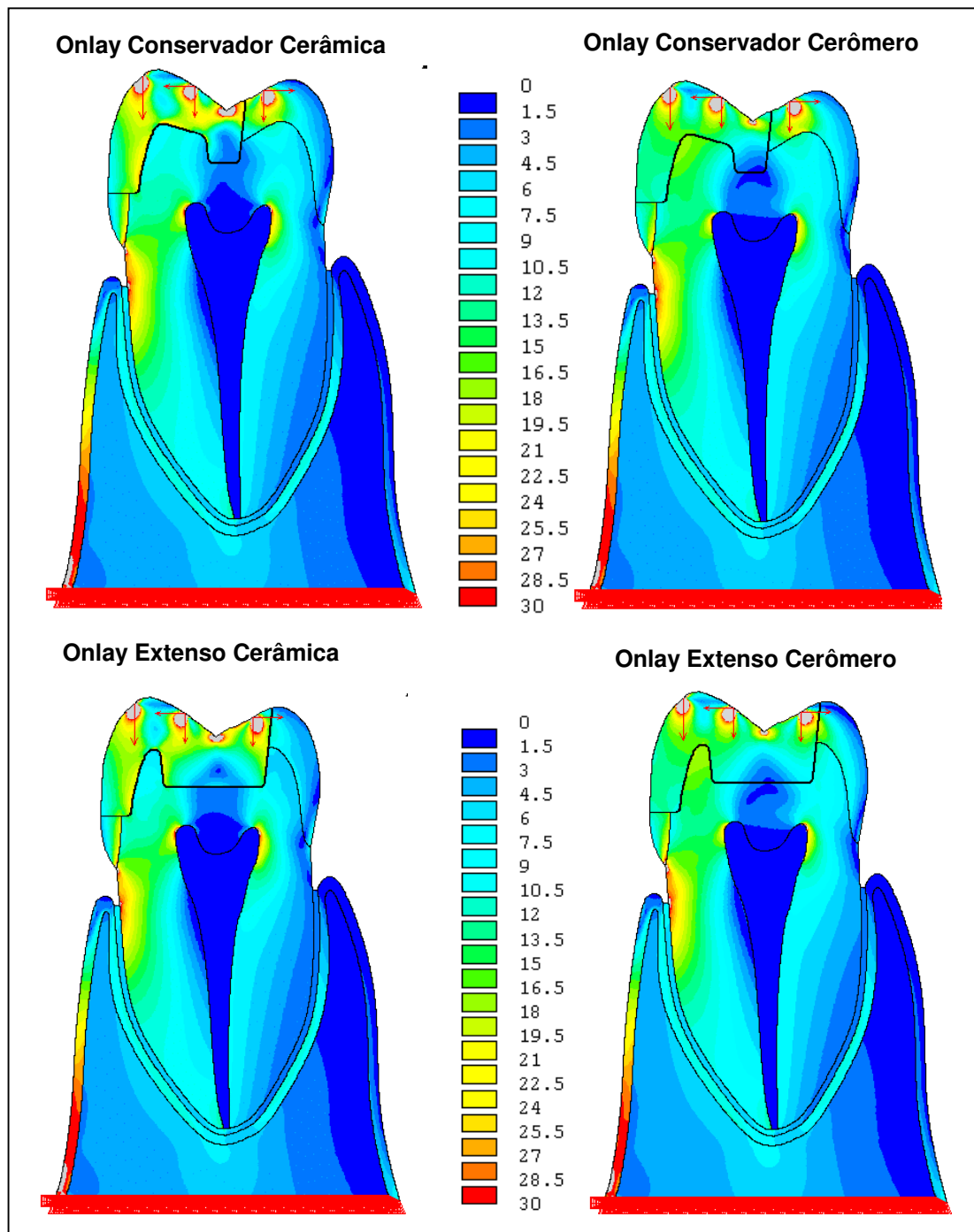
QUADRO 5. Análise das restaurações em cerâmica variando o tipo de preparo com carga em lateralidade (*Trabalho*) para onlay conservador e extenso com recobrimento parcial e overlay.



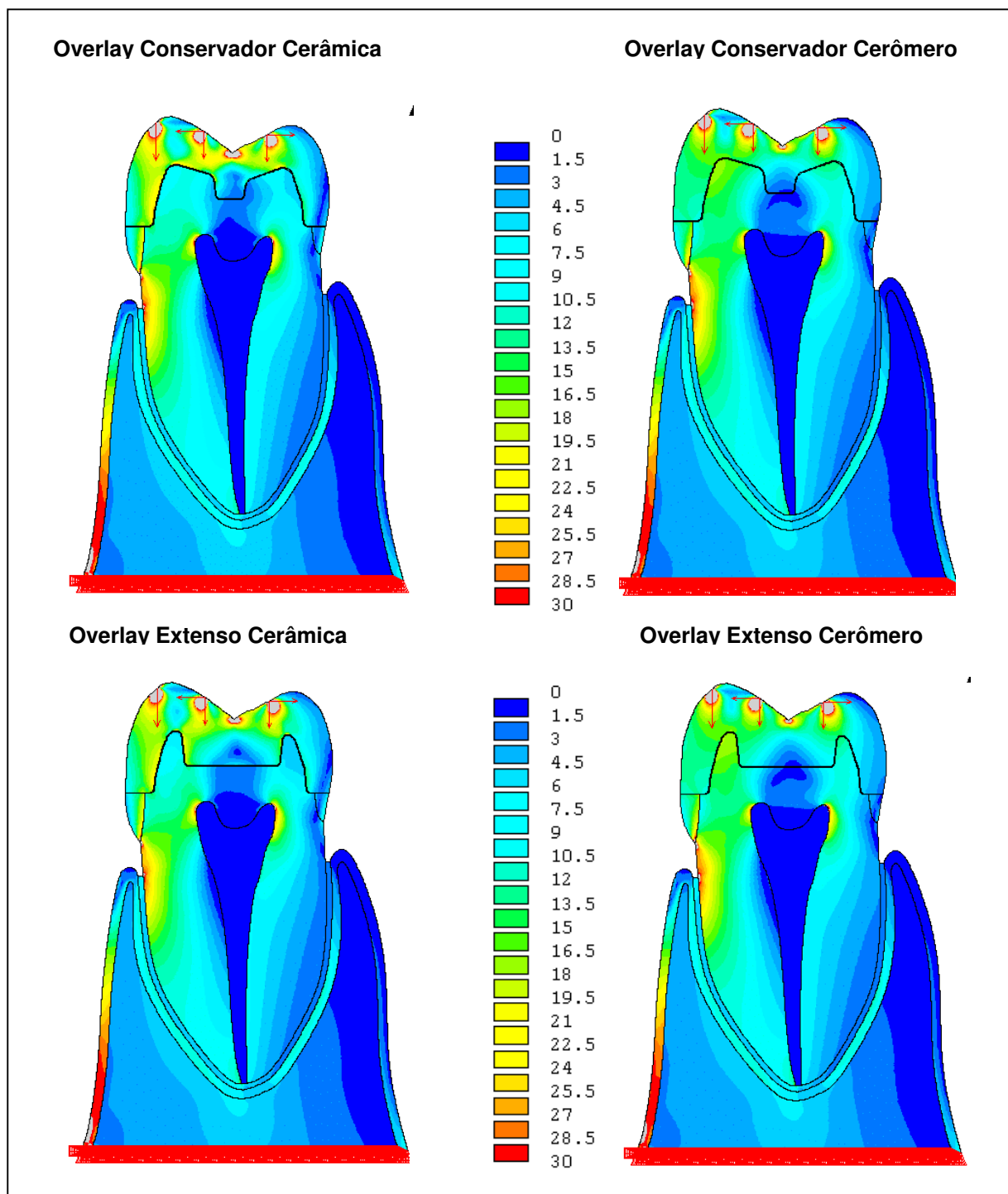
QUADRO 6. Análise variando o material restaurador, cerâmica ou cerômero, com carga em triploidismo (*MI*) para os inlay conservador e extenso.



QUADRO 7. Análise variando o material restaurador, cerâmica ou cerômero, com carga em triploidismo (*MI*) para os onlay conservador e extenso com recobrimento total das cúspides funcionais.



QUADRO 8. Análise variando o material restaurador, cerâmica ou cerômero, com carga em triploidismo (*M*) para os overlay conservador e extenso.



6. DISCUSSÃO

A realização de experimentos laboratoriais e clínicos que objetivam a análise de falhas de restaurações indiretas caracterizadas pela fratura do material restaurador ou da estrutura dental é tido como aspecto decisivo na melhoria dos procedimentos restauradores (MONDELLI *et al.*, 1980; MORIN *et al.*, 1984; EAKLE & STANINEC, 1992, CORDEIRO & MARTINS, 1998; NEIVA *et al.*, 1998; STEELE & JOHNSON, 1999; SOARES & MARTINS, 2000; BREMER & GEURTSSEN, 2001). O grande número de fatores que pode interferir na resistência à fratura faz com que os métodos experimentais empregados em análise “*in vitro*” não representem fielmente a realidade das falhas que estas restaurações estão sujeitas clinicamente, processo que se dá prioritariamente por fadiga (HONDRUM, 1992).

A forma que se tem buscado para minimizar a discrepância entre as avaliações experimentais e as falhas clínicas é a associação de diferentes métodos; o emprego conjunto de ensaios mecânicos e padronização do modo de fratura por meio de microscopia eletrônica de varredura (DIETSCHI, *et al.*, 1990; SOARES & MARTINS, 2000); a análise de padrão de fratura pela referência em escalas pré-definidas (BURKE *et al.*, 1993; BURKE; WILSON *et al.*, 1994; MAK *et al.*, 1997, SOARES & MARTINS, 2000); a utilização de ensaios mecânicos com métodos de elementos finitos (SAKAGUCHI *et al.*, 1991; LANG *et al.*, 2001) e a associação de MEF e fotoelasticidade (OLIVEIRA, 2002). Tudo isso pode auxiliar de forma integrada e complementar na elucidação dos fatores causais destas falhas.

Os ensaios mecânicos empregados em vários experimentos visando a análise de características de materiais restauradores (MAK *et al.*, 1997; NEIVA *et al.*, 1998; STEELE & JOHNSON, 1999; BREMER & GEURTSSEN, 2001; COTERT *et al.*, 2001; RODRIGUES *et al.*, 2002), da influência de métodos de fixação (EAKLE & STANNINEC, 1992; BURKE, 1995; CORDEIRO & MARTINS, 1998) e das características de preparo (MONDELLI *et al.*, 1980; TAKAHASHI *et al.*, 2001; MORIMOTO *et al.*, 2002; SENE & MONDELLI, 2002). Sendo importantes na quantificação numérica do efeito destes fatores na resistência do elemento dental, quando o mesmo é submetido a um carregamento pontual e crescente. Porém esta carga em muito excede o limite de concentração de forças verificadas na normalidade dos movimentos do sistema estomatognático (OLIVEIRA, 1997). Por outro lado, esta força elevada pode ser comparada a uma eventual concentração de carga ocorrida, por exemplo, quando o paciente mastiga um corpo sólido de pequena dimensão, onde o esforço que seria distribuído em todas as superfícies oclusais dos dentes posteriores acaba por concentrar em um único dente. Se este elemento dental apresentar debilidade na sua estrutura ou na configuração do preparo, certamente resultará em fratura do dente, da restauração ou de ambos.

Na realização de ensaios mecânicos alguns fatores são importantes e decisivos, como a maneira de inclusão, sustentação e modo de transmissão de carga aplicada na superfície oclusal do dente, para haver maior aproximação da metodologia empregada com a realidade clínica (BURKE *et al.*, 1993; SCHARNAGL, 1998).

A simulação do ligamento periodontal é tida como altamente influente na definição do padrão de fratura (SOARES *et al.*, 2002) e deve ser feita com material

elastomérico que possa sofrer deformação elástica, reproduzindo a acomodação do dente no alvéolo e proporcionando a não concentração de tensões na região cervical do elemento dental (SCHARNAGL, 1998). O poliéter usado neste experimento, pioneiramente usado por SCHARNAGL, 1998 e posteriormente empregado por BEHR *et al.*, 1999, e SOARES & MARTINS, 2000, foi comparado por SOARES *et al.*, 2002, com diferentes materiais elastoméricos e mostrou-se, em associação à resina de poliestireno, como um método ideal de inclusão de dentes a serem submetidos a ensaios de fratura.

O carregamento oclusal é outro fator que parece ter influência, BURKE *et al.*, em seus trabalhos (BURKE *et al.*, 1993; BURKE *et al.*, 1994; BURKE & WATTS, 1994; MAK *et al.*, em 1997) têm utilizado cilindros com diâmetro definido e descreve que este método pode, para pré-molares, ser o mais indicado. Nos ensaios em molares, o uso de uma esfera de 6,00 mm empregada por DIETSCHI *et al.*, 1990, CORDEIRO & MARTINS, 1999, SOARES & MARTINS, 2000, tem se mostrado mais adequado.

Os resultados deste estudo mostram que a resistência média dos dentes hígidos ($320,5 \pm 64,8$) foi estatisticamente superior à resistência dos dentes preparados com diferentes tipos de cavidades e restaurados com cerâmica reforçada por leucita. Este fato demonstra que o processo restaurador, mesmo que adesivo e protetor das cúspides, não consegue recuperar a resistência total do elemento dental, resultado concordante com os trabalhos de RODRIGUES *et al.*, 2002, e MORIN *et al.*, 1983, e principalmente com o de MONDELLI *et al.*, 1980, que mostram a clara redução da resistência de dentes submetidos a preparos com aumento crescente da remoção de estrutura dental. Da mesma

forma, em 2002, SENE & MONDELLI observaram que esta mesma característica é vista em preparos para restaurações indiretas, que apresentam maior redução da resistência quando comparados aos preparos para restaurações diretas. Por ser a cerâmica um material frável que concentra grande quantidade de tensões em seu interior (BANKS, 1990; HONDRUM, 1992; KELLY *et al.*, 1996), acaba por apresentar menor resistência que o dente hígido. O processo adesivo fundamental para a fixação da restauração cerâmica (EAKLE & STANNINEC, 1992; CORDEIRO & MARTINS, 2000) e o efeito da resina de fixação inserida entre a restauração e a estrutura dental, parece não ser suficiente para absorver as tensões e assim toda ela permanece no interior da cerâmica.

Quando se analisa a resistência à fratura das diferentes configurações de preparo cavitário não se consegue definir um protocolo claro e simples de que, a maior ou menor largura da cavidade e maior ou menor cobertura de cúspide, poderia representar aumento na resistência à fratura do elemento dental.

O preparo inlay conservador apresentou dentre todos os tipos de preparos maior valor numérico ($251,4 \pm 32,5$), apesar de não ser diferente estatisticamente do inlay extenso ($232,3 \pm 59,8$), mostrando a tendência que o dente apresenta menor resistência quando se removem estruturas importantes, principalmente as cúspides funcionais. Este fato comprova análise dos resultados de SENE & MONDELLI, 2002, quando demonstraram que o preparo com abertura de 1/4 da distância intercuspídea, para uma restauração indireta, apresentava resistência superior ao preparo que foi estendido para 1/2 da distância intercuspídea.

Talvez mais importante do que discutir resistência à fratura numericamente seja analisar o modo de fratura que caracteriza os ensaios em cada grupo

experimental. Para todos os grupos verificou-se uma constância marcante de um tipo específico de fratura, fato que, associado à análise de tensões, pode ser uma informação importante ao clínico. Verificou-se nos ensaios mecânicos para o grupo de preparo do tipo inlay conservador que a maioria das fraturas ocorreram exclusivamente na restauração, provavelmente definida pelo maior volume de estrutura dental nas cúspides que refletem em uma capacidade de sofrer maior deformação e não ruptura. Quando comparamos o padrão de fratura deste grupo com o de dentes com preparos inlays extensos, verifica-se que embora os valores numéricos sejam semelhantes, há grande tendência à fratura do remanescente dental das cúspides funcionais, o que remete analisar a necessidade de cobertura da cúspide, não pela magnitude da carga, mais sim, pelo modo de como ocorre tal falha.

A cobertura da cúspide por si só não parece ser um fator decisivo no acréscimo de resistência ao dente restaurado como mostrou ser para as restaurações metálicas (FISHER *et al.*, 1974). Isto porque a falha como vista na classificação do padrão de fratura ocorre em sua maioria exclusivamente em cerâmica, fazendo que a reflexão seja oportuna: *“será mesmo importante e decisivo recobrir todas as cúspides ou até mesmos as funcionais quando a fratura ocorre prioritariamente em cerâmica?”*. Se assim for definido, o sacrifício de estrutura dental sadia estará sendo preconizado em substituição a um material que falha em estágios de tensão inferiores ao esmalte e principalmente à dentina.

No entanto, o clínico pode-se deparar com um elemento dental que apresente perda de uma cúspide ou fratura de porção desta. Sabendo-se que a definição de contato oclusal na interface dente-restauração não é indicado devido

à diferença de comportamento mecânico das duas estruturas, o profissional deve analisar a necessidade de recobrimento de estruturas adjacentes híbridas. Seguindo este raciocínio, ao analisar o valor de resistência do grupo onlay conservador com cobertura isolada da cúspide méso-vestibular ($164,4 \pm 36,6$), percebe-se a reduzida resistência à fratura, embora tenha ocorrido envolvimento de uma cúspide funcional íntegra. A hipótese elaborada é que a acentuada constricção cuja cerâmica apresenta entre a caixa ocluso-distal e o maior volume na região da cúspide méso-vestibular sejam responsáveis pela concentração de tensões neste ponto e, como a espessura é pequena ocorre a fratura da restauração, fato que pode ser comprovado pela grande maioria de fraturas com esta característica.

Se a abertura da caixa oclusal for bem menor que a perda de estrutura da cúspide, parece ser necessário que se faça alargamento, o que transformaria o preparo para um onlay extenso com cobertura da cúspide méso-vestibular, aumentando a resistência para $204,10 \pm 34,4$ kgf. Pode-se também optar também pela cobertura da cúspide funcional íntegra, o que estenderia o preparo para onlay conservador com cobertura de todas as cúspides funcionais, grupo que apresentou resistência média de $220,10 \pm 32,8$ kgf.

Outro foco de análise é a necessidade de recobrimento das cúspides não funcionais que pode ser observada pela comparação entre os grupos de dentes com preparos onlay com recobrimento de todas as cúspides funcionais, conservador ($220,10 \pm 32,8$ kgf) e extenso ($224,8 \pm 36,0$ kgf) e os preparos overlay conservador ($210,3 \pm 49,8$ kgf) e extenso ($158,2 \pm 45,2$ kgf). Este princípio parece não produzir nenhum efeito benéfico, nem mesmo quando a espessura deste

remanescente dental é reduzida. O questionamento definido por FERNANDES NETO *et al.*, 2002, pode ser realmente fundamentado na visão de que a configuração do preparo deve ser adequada ao material restaurador. Se metálico, deve-se recobrir todas as cúspides (FISHER *et al.*, 1974), se resina, parece não ser necessário, pois a grande tensão transmitida pelo material pode levar a fratura da estrutura dental (RODRIGUES *et al.*, 2002) e com relação à cerâmica, é necessário avaliar a necessidade do recobrimento analisando o remanescente dental, mas sempre buscando a máxima preservação de estrutura sadia. Achados que contariam o relato de GEURTSEN & GARCIA-GODOY, 1999, que relatam que dentes com enfraquecimento por perda de estrutura devem ser restaurados com recobrimento total de cúspides tanto para restaurações metálicas quanto cerâmica.

A comparação entre os valores de resistência de $210,3 \pm 49,8$ kgf para o grupo de overlay conservador e $158,2 \pm 45,2$ kgf para overlay extenso e ainda a tendência de característica de fratura na região das pontas de cúspides vestibulares com deslocamento total das cúspides funcionais em cerâmica no modelo de overlay extenso, remete a análise do volume de cerâmica na caixa oclusal e a espessura de estrutura no remanescente dental nas pontas de cúspides que foram totalmente recobertas. Isto mostra que estes fatores isoladamente ou em conjunto influenciaram a redução da resistência. A espessura de cerâmica, quando muito delgada ou muito espessa, parece ser danosa em relação à fratura (SCHERRER *et al.*, 1994; LANG *et al.*, 2001). Quando a perda de estrutura dental resultar em uma abertura extensa da caixa oclusal e ao mesmo tempo for necessário à cobertura de todas as cúspides, a reconstrução da dentina

com resina composta para diminuir a espessura de cerâmica na caixa oclusal e também eliminar a forma pontiaguda do remanescente dental pode ser uma alternativa viável do clínico, contudo, novos experimentos devem ser realizados objetivando analisar o efeito deste procedimento.

O método de elementos finitos tem sido muito valioso para a análise de distribuição de tensões, apesar de infelizmente encontrar resistência e descrédito em áreas como Odontologia por gerar dúvidas quanto a confiabilidade dos resultados encontrados, questionando se os mesmos traduzem a realidade que ocorre na boca. O resultado do modelo experimental com o ensaio mecânico de fratura permitiu ajustar o modelo de elementos finitos (OLIVEIRA, 2002). Além disso, os métodos experimentais têm sido utilizados para realizar o monitoramento do experimento numérico, tornando-o mais representativo e permitindo o refinamento dos resultados em análises mais complexas.

Além destas considerações, vale destacar que as pesquisas científicas utilizando material humano, desde 1996, devem passar primeiramente pela aprovação de um Comitê de Ética. Este comitê protege o ser humano e animais de abusos, colocando fim às mutilações e ao comércio ilegal de dentes. Embora bastante legítima esta aprovação pode muitas vezes, dificultar os trabalhos do pesquisador. Assim, é preciso buscar métodos alternativos de pesquisa, considerando a utilização de modelos virtuais simulados em computador, interagindo diversas áreas do conhecimento. Neste contexto, o método MEF enquadra-se em uma nova filosofia de pesquisa, por simularem o comportamento humano, sem necessidade de material humano.

Alguns aspectos são importantes na elaboração do MEF, que é uma análise matemática para prever a resistência (LANG *et al.*, 2001). Inicialmente é importante considerar o dente como modelo não homogêneo (THRESHER & SAITO, 1973; OLIVEIRA, 2002), e a reprodução do ligamento periodontal conforme relata REES, em 2001, é fator decisivo a definição do modelo. Também é necessário definir o parâmetro de comparação. Neste trabalho foi utilizada a tensão de Von Mises, que representa o conceito de tensão local relacionada à “*energia de distorção*” e ao estado de tensão presente no material (S_x , S_y e S_{xy}). Este parâmetro foi igualmente usado para a análise dos experimentos de FARAH *et al.*, 1973; OLIVEIRA 2002.

Os resultados da análise de tensões no modelo de dente hígido submetido à aplicação de carga em três pontos: A, B e C (tripoidismo), mecanismo semelhante ao usado por FISHER *et al.*, 1974, demonstra concentração de tensões na região de esmalte na superfície oclusal e na face vestibular da cúspide funcional, ainda podendo-se verificar a concentração de tensões na região cervical da cúspide funcional e nas regiões de corno pulpar vestibular e palatino. Esta distribuição de tensões demonstra a clara superioridade de esforço ao qual a cúspide funcional é submetida na relação de máxima intercuspidação habitual, quando se exerce força de apertamento entre os dentes inferiores e superiores posteriores (FISHER *et al.*, 1974; CARVALHO & MATSON, 1990; LIN *et al.*(a), 2001; LIN *et al.*(b), 2001).

A análise do modelo de dente posterior restaurado com inlay conservador em cerâmica demonstra que, embora a restauração não seja alvo de contato oclusal, há acentuada concentração de tensões na região de sulco central,

produzindo efeito cunha na restauração, principalmente em relação à cúspide vestibular. Em relação ao dente hígido, verifica-se apenas a maior concentração de tensões no centro do dente. Na região cervical do modelo não se verifica diferença em relação ao dente hígido (LIN *et al.*(a), 2001).

Analisando-se o dente posterior restaurado com inlay extenso em cerâmica percebe-se que com o contato oclusal na mesma tem-se acentuada concentração de tensões na região de sulco central da restauração e nos pontos de contatos. Verificou-se ainda claro direcionamento na linha de concentração formada entre os pontos de contatos e os ângulos diedros da face vestibular e lingual da caixa oclusal. Quando se compara o remanescente dental deste tipo de preparo e o modelo anterior não se verifica diferença significativa, fato que é relatado por LIN *et al.*(a), 2001. Segundo estes autores, entre os fatores profundidade, espessura de dentina e largura, a largura é o menos influente. Em relação ao dente hígido verifica-se apenas a maior concentração de tensões no centro do dente representado pelo inlay, aspecto que pode ser relacionado aos achados de LANG *et al.*, 2002, os quais relatam que o aumento da espessura da cerâmica acentua a concentração de tensões no seu interior, por ser um material rígido e friável.

Quando se analisa o modelo de onlay conservador, caracterizado pela cobertura da cúspide de contenção cêntrica, verifica-se a formação de linha de concentração de tensões que coincide com a ponta de cúspide do remanescente dental. O mesmo é verificado no modelo de onlay extenso, porém, com a menor espessura de dentina entre o recobrimento vestibular e a caixa oclusal, acentua-se a concentração de tensões (LANG *et al.*, 2002).

Os modelos overlay conservador e extenso possuem extrema semelhança com os modelos onlays com mesma abertura da caixa oclusal. Este fato pode indicar que a cobertura de cúspide não funcional parece não ser fator influente na absorção de tensões de dentes posteriores reabilitados com restaurações cerâmicas. Já que as tensões são concentradas no interior do material a extensão do preparo não reflete em aumento de resistência do conjunto dente-restauração.

Em relação ao remanescente dental para os modelos de inlay, onlay e overlay verifica-se acentuação de concentração de tensões formada no ângulo vestibulo-pulpar e no corno pulpar da vestibular para os preparos extensos em relação aos preparos conservadores, com maior concentração no esmalte que na dentina, fato também relatado por GOEL *et al.*, 1992.

Os resultados da análise de tensões, no carregamento pontual direcionada no movimento de lateralidade com concentração de carga na vertente triturante da cúspide funcional, demonstrou que em todos os modelos se evidencia um traço de concentração de tensões direcionada entre o contato oclusal, a região do corno pulpar vestibular e a região cervical do dente que relaciona com a inserção óssea.

Na porção radicular e coronária da estrutura dental evidencia-se pouca diferença na distribuição de tensões entre o modelo de dente hígido e os diferentes tipos de preparo. Quando, porém, se analisa a variação de distribuição de tensões sobre o material restaurador cerâmico verifica-se sensível diferença entre as formas dos preparos, fato que foi também percebido e relatado por LIN *et al.*(a), 2002.

A distribuição de tensões vista no esmalte assemelha-se muito ao do interior da cerâmica, reflexo da semelhança em termos de propriedades

mecânicas destes dois materiais, sendo sempre maior que na dentina (GOEL *et al.*, 1992).

Ao compararmos os preparos inlay, onlay e overlay extensos verifica-se a nítida acentuação deste traço de concentração de tensões entre o contato oclusal, o teto da câmara pulpar na altura do coto pulpar vestibular e na base da cúspide de contenção cêntrica. Para os modelos de dentes com preparos conservadores, a maior espessura de dentina abaixo do contato exercido na cúspide funcional no movimento de lateralidade, parece minimizar as tensões, que acabam por concentrar no interior da cerâmica, este fato pode ser explicado pelos achados de LANG *et al.*, 2001, onde a maior espessura de cerâmica aumenta a concentração de tensões no seu interior.

Outro fator a ser analisado é a concentração de tensões vista no ângulo diedro do segundo grupo, vestíbulo-pulpar, no modelo de preparo inlay extenso, fato que é atenuado com o recobrimento da cúspide vestibular, como pode ser visto pela comparação com o modelo de preparo onlay extenso e overlay extenso, este fato pode explicar o grande número de fratura do remanescente dental das cúspides funcionais.

No movimento de lateralidade, independente do tipo de modelo analisado, verifica-se alta concentração de tensão na parede lingual do alvéolo próximo ao ápice radicular (Quadros 4 e 5), fato que caracteriza a reação á força aplicada na direção contrária na superfície oclusal da cúspide vestibular (OLIVEIRA, 2002).

Quando se analisou a influência do tipo material restaurador, cerâmica ou cerômero, na distribuição de tensões em diferentes configurações de preparos pôde-se verificar clara acentuação de concentração de tensões nas restaurações

em cerâmica em relação às restaurações em cerômero, fato que é conflitante aos achados de MAGNE *et al.*, 2002, que analisou o efeito do material na confecção de prótese adesiva e não observou diferença entre os materiais.

As tensões formadas principalmente na cúspide de trabalho mostram que o material cerâmico se comporta como material rígido que concentra acentuada quantia de tensões em seu interior, assemelhando-se muito ao esmalte dental na distribuição de tensões (BANKS, 1990; HONDRUM, 1992; KELLY *et al.*, 1996). A resina laboratorial parece atuar mais próximo ao comportamento da dentina, concentrando menor quantidade de tensões, mostrando ser um material com maior tenacidade (TOUATI, 1996; TOUATI & AIDAN, 1997).

Pode se verificar maior concentração de tensões na estrutura dental remanescente abaixo das restaurações em cerômero, desde o inlay conservador acentuando-se até o preparo tipo overlay extenso. Verifica-se já no inlay extenso maior alteração de tonalidade na parede lateral vestibular do preparo quando se restaurou com resina laboratorial. Porém quando se analisam os preparos onlay e overlay, esta variação se acentua, demonstrando maiores níveis de tensões na cúspide funcional.

Da mesma forma quando se analisam as tensões formadas na região cervical em nível da crista óssea vestibular, também se verifica a maior concentração nesta região quando o preparo é restaurado com cerômero em relação às restaurações cerâmicas. Sendo a carga aplicada, à mesma em todos os preparos, demonstra a maior capacidade de transmitir tensões a resina laboratorial ao dente em relação à cerâmica. Fatos que podem ser relacionados com os achados de SOARES & MARTINS, 2000, que encontraram maiores níveis

de fraturas severas de molares restaurados com cerômero em relação aos restaurados com cerâmica.

Quando se analisa isoladamente o modelo restaurado com cerômero, pode-se verificar que o recobrimento ou não de cúspide funcional ou não funcional parece não ter influência significativa na transmissão de tensões à estrutura dental, talvez de forma mais clara que os modelos restaurados com cerâmica.

A associação de ensaios mecânicos de resistência à fratura à análise matemática de distribuição de tensões pelo método de elementos finitos, mostrou-se altamente promissor na avaliação da influência do material restaurador e configuração do preparo na falha de restaurações indiretas. Assim, este experimento desperta a necessidade de novos estudos que visem estender esta análise, feita com modelos bi-dimensionais, para tri-dimensionais, que são mais complexos. Outro aspecto a ser analisado futuramente é a relação da forma dos preparos para as restaurações em cerômeros e ainda buscar formalizar um método de carregamento oclusal que se aproxime do contato em tripoidismo podendo assim reproduzir a característica do carregamento no ensaio mecânico com a distribuição de carga que se verifica clinicamente.

Este trabalho mostra que a extensão por si só do preparo recobrimdo cúspides funcionais ou não funcionais não deve ser definido como protocolo clínico na realização de restaurações indiretas em cerâmica ou cerômero. Certamente o conceito de que a conservação de estrutura dental sadia e o esforço em busca de métodos preventivos e conservadores são fatores que devem ser associados até mesmo a procedimentos mais invasivos como a construção de restaurações indiretas em dentes posteriores.

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada neste estudo e com base na análise estatística dos resultados, pôde-se concluir que,

Em relação à proposição 1:

- Os dentes hígidos apresentaram resistência à fratura estatisticamente superior a todos os grupos restaurados com incrustações cerâmicas;
- A configuração do preparo cavitário é fator significativo na resistência de molares restaurados com restaurações parciais em cerâmica;
- A abertura de istmo por si só parece não influenciar na resistência à fratura, apresentando porém, interação com a forma do preparo;
- Os preparos conservadores e extensos, inlay e onlay com recobrimento das cúspides funcionais, apresentaram resistência à fratura semelhantes;
- A abertura vestíbulo-lingual do preparo foi fator significativo apenas para os preparos onlay recobrindo uma cúspide (onde o preparo conservador apresentou menor resistência que o preparo extenso), e para o preparo overlay (onde o preparo extenso apresentou menor resistência que o conservador).
- A extensão do preparo recobrindo indiscriminadamente as cúspides funcionais e não funcionais não produziu aumento da resistência à fratura, chegando em alguns grupos a reduzir esta propriedade;

Em relação à proposição 2:

- O MEF mostrou nítida concentração de tensão na região da cúspide funcional tanto no carregamento em tripoidismo como pontual em lateralidade;

- Pequenas variações foram vistas em relação à variação de concentração de tensões na estrutura dental com a mudança da forma do preparo cavitário na relação de tripoidismo, porém verificou-se acentuação da concentração de tensões nos preparos extensos no movimento de lateralidade;
- Verificou-se acentuada variação de distribuição de tensões no interior das restaurações nos modelos representativos das diferentes configurações de preparo cavitário;
- A cerâmica tende a concentrar maior tensão em seu interior e, por outro lado, o cerômero tende a transferir maior tensão à estrutura dental;

Em relação à proposição 3:

- Parece existir nítida correlação entre o modo de fratura e a concentração de tensões observadas através do método de elementos finitos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABU-HASSAN, M.I., ABU-HAMMAD, O.A., HARRISON, A. Stress distribution associated with loaded ceramic onlay restorations with different designs of marginal preparation. An FEA study. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.3, p.294-298, Mar. 2000.
2. BANKS, R.G. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.63, n.6, p.619-626, Jun. 1990.
3. BEHR, M. *et al.* In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. **J. dent.**, Oxford, v.27, n.2, p.163-168, Feb. 1999.
4. BREMER, B.D., GEURTSEN, W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.4, p. 216-20, Aug. 2001.
5. BRUNTON, P.A. *et al.* Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin bonded restorative materials. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.82, n.2, p.167-171, Aug. 1999.
6. BURKE, F.J. The effects of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. **Quintessence int.**, Berlin, v.26, n.4, p.293-300, Apr. 1995.

7. _____. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crown constructed in a leucite-reinforced ceramic. **Dent. Mater.**, Washington, v.15, n.5, p.359-362, Sep. 1999.
8. _____, WATTS, D.C. Fracture resistance of teeth restored with dentin – bonded crowns. **Quintessence int.**, Berlin, v.25, n.5, p.335-340, May. 1994.
9. _____, WILSON, N.H., WATTS, D.C. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: the effect of alternative luting procedures. **Quintessence int.**, Berlin, v.25, n.4, p.269-275, Apr. 1994.
10. _____, _____, _____. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. **Oper. Dent.**, Seattle, v.18, n.6, p. 230-236, Nov/Dec. 1993.
11. CARLINI., B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular.** Piracicaba, 1999. 185p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas.
12. CARVALHO, R.C., MATSON, E. Stress in teeth restored with gold and copper-aluminum alloys under distributed force - Finite element method. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo** v.4, n.2, p.113-118, Apr-Jun,1990.
13. COODLIDGE, E.D. The thickness of human periodontal membrane. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.24, p.1260-1270, Aug. 1937.

14. CORDEIRO, N.P.A., MARTINS, L.R.M. **Influência dos sistemas de cimentação na resistência à fratura de inlays de porcelana.** Piracicaba, 1998. 104p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
15. COTERT, H.S., SEN, B.H., BALKAN, M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. **Int. J. Prosthodont.** v.14, n.4, p.374-8, Jul-Aug. 2001.
16. DIETSCHI, D. *et al.* In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. **Quintessence int.**, Berlin, v.21, n.10, p.823-831, Oct. 1990.
17. EAKLE, W.S., STANINEC, M. Effect of bonded gold inlays on fracture resistance of teeth. **Quintessence Int.**, Berlin, v.23, n.6, p.421-425, Jun. 1992.
18. EDELHOFF, D., SORENSEN, J.A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. **Int. J. Periodontics. Restorative. Dent.**, v.22, n.3, p.241-249, Jun. 2002.
19. ETEMADI, S., *et al.* Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.26, n.9, p.691-697, Sep. 1999.
20. FARAH, J. W., CRAIG, R. G., SIKARSKIE, D. L. I. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J. Biomech.**, Oxford, v.6, p 511-520, 1973.

21. FERNANDES NETO, A.J., NEVES, F.D., MOTA, A.S. **Preparos para elementos unitários** in CARDOSO, R.J.A. GONÇALVES, E.A.N. **Oclusão/ATM, Prótese, Prótese sobre implante e Prótese Buco Maxilo Facial**. p.245-270, Ed. Artes Médicas, São Paulo, 2002.
22. FISHER, D. W., CAPUTO A. A., SHILLINGBURG, H.T. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. **J. dent. Res.** Washington, v.53, p.279, 1974.
23. GEURTSSEN, W., GARCIA-GODOY, F. Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.12, n.6, p.266-70, Dec. 1999.
24. GOEL, V.K, KHERA, S.C., GURUSAMI, S., CHEN, R.C. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. **J. prosthet. Dent.** Saint Louis, v.67, n.2, p.174-183, Feb. 1992.
25. HOLMES, D. C. et al. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.75, n.1, p.140-147, 1996.
26. HONDRUM, S.O. A review of the strength properties of dental ceramics. **J. prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.67, n.6, p.859-865, June 1992.
27. KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.75, n.1, p.18-32, Jan. 1996.
28. LANG, L.A., *et al.* Validation of finite element analysis in dental ceramics research. **J. prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.86, n.6, p.650-654, Dec. 2001.

29. LIN, C.L., CHANG, C.H., KO, C.C. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. **J. oral Rehabil.** Oxford, v.28, n.6, p.576-585, Jun. 2001
30. LIN, C.L., CHANG, C.H., WANG C.H., KO, C.C., LEE H.E. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stress in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. **J. oral Rehabil.** Oxford, v.28, n.6, p.517-525, Jun. 2001
31. MAGNE, P., *et al.* Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **J. prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.87, n.5, p: 516-27, May. 2002.
32. MAK, M., QUALTROUGH, A.J.E., BURKE, F.J. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. **Quintessence int.**, Berlin, v.28, n.3, p.197-203, Mar. 1997.
33. MONDELLI J., *et al.* Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J. prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.43, n.4, p.419-422, Apr. 1980.
34. MORIMOTO, S., SESMA, N., VIEIRA, G. F. Resistência à fratura por meio de ensaio de compressão axial em dentes com restaurações “inlays” e “overlays” de porcelana. **Pesq. Odont. Bras.** v.16, suplemento (Anais da 19ª. Reunião Annual da SBPqO) Resumo Pa226, p.150, set. 2002.
35. MORIN, D. DELONG, R. DOUGLAS, W.H. Cusp reinforcement by acidetch technique. **J. dent. Res.** Houston, v.63, n.8, p.1075-1078, Aug. 1984.

36. MÜHLEMANN, H.R., ZANDER, H.A. Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. **J. Periodont.**, Chicago, v.25, n.2, p.128, Apr. 1954.
37. NEIVA, G. *et al.* Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J. esthet. Dent.**, Ontario, v.10, n.2, p.60-66, Feb. 1998.
38. OLIVEIRA, E.J. **A força mastigatória** Cap. 1, p.13-17, 1997 in, **Bioengenharia em implantes osseointegrados**. São Paulo, Ed. Pedro Primeiro.
39. OLIVEIRA, L. C. A. **Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares**. Araraquara, 2002. 149p. Dissertação – (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
40. REES, J.S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.5, p.425-32, May. 2001
41. RODRIGUES, S.J., MOTA, C.S., BOCANGEL, J.S., DEMARCO, F.F. Resistência à fratura de dentes restaurados com resina composta direta e “inlays” de cerâmica. **Pesq. Odont. Bras.** v.16, suplemento (Anais da 19ª. Reunião Annual da SBPqO) Resumo Pa227, p.150, set. 2002.
42. ROSENBLUM, M.A., SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.128, n.3, p.297-307, Mar. 1997.
43. RUBIN, C. *et al.* Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J. dent. Res.** Washington, v.69, n.2, p.82-86, Feb.

- finite element model. **J. dent. Res.** Washington, v.62, n.2, p.82-86, Fev. 1983.
44. SAKAGUCHI, R.L., *et al.* Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent. Mater.**, Washington v.7, p.186-190, 1991.
45. SCHARNAGL, P. **Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im “Regensburger Kausimulator” untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Ceram-brücken.** Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg. 102p. 1998.
46. SCHERRER, S.S. *et al.* Effect of cement films thickness on the fracture resistance on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. **Dent. Mater.**, Washington, v.10, n.3, p.172-177, May. 1994.
47. SENE, F., MONDELLI, J. Comparative analysis of the amount of dental structure loss during cavity preparations for direct and indirect restorations and its relation to tooth fracture strength. **J. dent. Res.** Washington, v. 81, special Issue, p. A-64, abstract n. 303, Mar. 2002.
48. SOARES C.J. & MARTINS, L.R.M. **Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais.** Piracicaba, 2000. 148p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

49. SOARES C.J., PIZI E.C.G., QUEIROZ, V.S., PAULILLO, L.A.M., MARTINS L.R.M. Efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. **Pesqui. Odontol. Brasil.**, São Paulo, v.16, Supl. (Anais da 19^a. Reunião Anual da SBPqO), p.82, n. Ib171, 2002.
50. STEELE, A., JOHNSON, B.R. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. **J. Endod.**, v.25, n.1, p.6-8, Jan. 1999.
51. TAKAHASHI, C.U., DE CARA, A.A., CONTIN, I. Resistance to fracture of direct restorations with cuspal coverage in endodontically treated upper bicuspid. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.15, n.3, p.247-251 Jul-Sep. 2001.
52. THRESHER R.W., SAITO, G.E. The stress analysis of human teeth. **J. Biomechanics**, Oxford, v.6, p.443-449, 1973.
53. TOUATI, B. The evolution of aesthetic materials for inlays and onlays: a review. **Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.**, New Jersey, v.8, n.7, p.657-666, Sep. 1996.
54. _____, AIDAN, N. Second-generation laboratory composite resins for indirect restorations. **J. esthet. Dent.**, Ontario, v.9, n.3, p.108-118, Mar. 1997.