

ANNA KARINA FIGUEIREDO COSTA

**INFLUÊNCIA DO VOLUME DO PREPARO OCLUSAL PARA
INLAYS E DO MATERIAL RESTAURADOR NA DISTRIBUIÇÃO
DE TENSÃO E RESISTÊNCIA À FRATURA DE PRÉ-MOLARES**



2012

ANNA KARINA FIGUEIREDO COSTA

**INFLUÊNCIA DO VOLUME DO PREPARO OCLUSAL PARA *INLAYS* E
DO MATERIAL RESTAURADOR NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO E
RESISTÊNCIA À FRATURA DE PRÉ-MOLARES**

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

Orientador: Prof Dr. Alexandre Luiz Souto Borges

Co-Orientador: Dr. Pedro Yoshito Noritomi

São José dos Campos

2012

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges (Orientador)

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

Prof. Dr. Eduardo Shigueyuki Uemura

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

Prof. Adj. Rander Pereira Avelar

Faculdade da Ciência da Saúde
Universidade de Brasília

São José dos Campos, 03 de Fevereiro de 2012

DEDICATÓRIA

À Deus,

"E sejam agradecidos à Deus em todas as ocasiões, isso é o que Deus quer, por estarem unidos a Cristo Jesus"

Obrigada Senhor, por me proporcionar a possibilidade de alcançar tal conhecimento e grau de instrução.

Obrigada por sempre renovar minhas forças.

Aos meus queridos Pais, Oswaldo e Maria Aparecida

Obrigada por serem meus exemplos de vida.

Dedico mais essa conquista profissional à vocês.

Obrigada pelas suas orações, apoio incondicional, incentivo, pelas palavras que sempre me deram estímulo.

A ajuda de vocês foram fundamental em mais essa etapa.

Amo vocês !!

À minha irmã, Fernanda Carolina

Pelo apoio, amizade e carinho a mim dedicado. Quero compartilhar essa minha nova vitória com você, que desde o início sempre me deu força.

Obrigada!!

À minha avó Aparecida,

Por todos esses anos dedicado a mim com suas instruções e ensinamentos.
Você é muito especial !!

Ao meu amado, Caio César

Durante esse período, você sempre permaneceu ao meu lado, demonstrando
companherismo e dedicação, auxiliando-me a vencer mais esse desafio.

Obrigada. Amo você !!

Aos meus Familiares,

Que participaram desse momento tão importante da minha vida!!!

Obrigada Beth, Bruno, minha avó Adelina e meu avô Osvaldo !!

Vocês são especiais !!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges, pelo aprendizado que me proporcionou e pelo modo dedicado com que fez isso. Agradeço pela imensa disponibilidade que sempre teve quando necessitei; pela confiança depositada a mim, pelo meu crescimento profissional e pelo incentivo para que eu realizasse da melhor maneira mais essa etapa. Professor, te admiro não somente pelo teu profissionalismo e comprometimento, mas também pelo gesto bondoso de tratar seus alunos. Sou extremamente grata por você fazer parte da minha formação !!

Ao meu co-orientador, Dr. Pedro Yoshito Noritomi, que mesmo a distância sempre esteve solícito nas horas que eu necessitei, me proporcionando um conhecimento mais profundo da Bioengenharia. Obrigada pelo seu carinho e atenção!

Aprendi muito com você !!!

Ao Prof. Tit. Marco Antonio Bottino,

pelo exemplo de dedicação à Odontologia e à Pesquisa.

Admiro muito o Sr. pela sua competência em administrar

com tanto zelo a Pós Graduação da Fesje.

Tenho aprendido muito com o senhor.

Obrigada pelos seus conselhos sobre minha vida profissional e pessoal!!!

Sou muito grata por ter acreditado em mim !!!

Aos Professores do grupo Capmap, Prof Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara; Prof. Dr. Tarciso José de Arruda Paes Junior; Prof. Dr. Rubens Nisie Tango; Prof. Dr. Guilherme Saavedra; à Profa. Dra. Paula Carolina Komori e Prof. Tit. Sigmar de Mello Rode, vocês sempre foram muito solícitos e acolhedores comigo, nunca se negaram a me ajudar, tanto nessa pesquisa como na vida pessoal. Sou muito grata à vocês!!

Ao Prof Tit. Walter Niccoli que foi o pioneiro em me incentivar a fazer a pós-graduação. Obrigada pelo imenso carinho e amizade. Você é muito especial!!

Obrigada Ana Carolina e Priscila Cristoforites, por sempre estarem presente nas horas que eu mais precisei, obrigada por entenderem as minhas falhas.

Adoro vocês!!!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” –UNESP, na pessoa de seu Diretor, Prof. Dr Carlos Augusto Pavanelli.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, Coordenado pela Profa Tit. Marcia Carneiro Valera Garakis.

Aos Professores do Programa de PósGraduação em Odontologia Restauradora, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como pela convivência durante os anos de Pós-Graduação.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Prof. Dr. Prof. Tarcisio J. de Arruda Paes Jr, pela amizade e carinho que sempre me dispensou.

Aos Professores das Disciplinas do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelo profissionalismo, carinho, momentos de convivência e aprendizagem na docência.

Às secretárias da secção de Pós-Graduação, Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Bruno Shiguemitsu Marques Tanaka pelas orientações e presteza.

Aos técnicos de laboratório, Fernando Carlos Fontes, Marcos Vestali, pelo carinho, convivência, amizade e por todas as infinitas vezes que nos deram suporte nos trabalhos realizados em laboratório. À Clélia (Clélia Maria), assim como a Gabriela pela paciência no Laboratório de Pesquisa.

Aos meus amigos e colegas da Pós Graduação, Alecsandro de Moura Silva, Anderson Almeida Castilho, Anelyse Aarata, Carolina Da Silva Machado Martinelli, Caroline Cotes Marinho, César Bergoli, Fernanda Campos, Fernanda Papaiz, Flavia Zardo Trindade, Gabriel Portela Paulo, Humberto Lago de Castro, José Renato Cavalcanti de Queiroz,

Júlia Costa, Lillian Costa Anami, Lucas Hian da Silva, Marina Amaral, Mayra Cardoso, Paula Benetti, Pedro Henrique Corazza, Regina Amaral dos Santos, Rodrigo Furtado de Carvalho, Sabrina Alves Feitosa, Sâmia Carolina Mota Cavalcanti, Susana María Salazar Marocho, Vanessa Cruz Macedo, Vivian Miumi, pelo convívio harmonioso e por todos os momentos inesquecíveis e episódios engraçados que ficarão para sempre armazenados em minha memória!!

À Dra. Tathy Aparecida Xavier, do Centro de Tecnologia e Informações – Renato Archer, pelas considerações extremamente pertinentes, pelo carinho e imensa disponibilidade de seu tempo para me ensinar sobre a Bioengenharia. Uma pessoa muito inteligente e solícita. Obrigada !!

À todos do Centro de Tecnologia e Informações - Renato Archer que se dedicaram e disponibilizaram tempo de suas vidas em favor desse trabalho.

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

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

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

À Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo (FAPESP) que financiou esse trabalho.

E a todos que, direta ou indiretamente,
contribuíram para a realização deste trabalho !!

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| LISTA DE FIGURAS | 11 |
| LISTA DE QUADROS E TABELAS | 16 |
| LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS | 18 |
| RESUMO | 20 |
| ABSTRACT | 22 |
| 1 INTRODUÇÃO..... | 24 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA..... | 29 |
| 2.1 EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA..... | 29 |
| 2.2 PROPRIEDADES DAS ESTRUTURAS DENTAIS E MATERIAIS..... | 31 |
| 2.3 DEFLEXÃO DA CÚSPIDE | 33 |
| 2.4 RESISTÊNCIAS À FRATURA | 36 |
| 2.5 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS..... | 40 |
| 3 PROPOSIÇÃO..... | 45 |
| 3.1 HIPÓTESES TESTADAS:..... | 45 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS..... | 47 |
| 4.1 MATERIAIS | 47 |
| 4.2 MÉTODOS | 49 |
| 4.2.1 Seleção dos dentes | 49 |
| 4.2.2 Inclusão e simulação do Ligamento Periodontal..... | 50 |
| 4.2.3 Realização dos preparos cavitários | 55 |
| 4.2.4 Moldagem e confecção de modelos em gesso | 59 |
| 4.2.5 Fixação das restaurações indiretas | 61 |
| 4.2.6 Ensaio mecânico de resistência à compressão | 62 |
| 4.2.7 Mapeamento das fraturas | 63 |
| 4.3 ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS | 65 |
| 4.3.1 Geração da Geometria | 65 |
| 4.3.2 Pré-processamento da AEF..... | 68 |

| | |
|--|------------|
| 5 RESULTADO | 78 |
| 5.1 ANÁLISE IN VITRO..... | 78 |
| 5.1.2 Mapeamento da fratura..... | 82 |
| 5.2 ANÁLISE POR SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL (IN SÍLICO)..... | 84 |
| 5.2.1 Pós-processamento | 84 |
| 5.2.2. Tensão de von Mises no dente íntegro | 85 |
| 5.2.3 – Deslocamento da dentina | 98 |
| 6 DISCUSSÃO | 105 |
| 7 CONCLUSÃO | 113 |
| 8 REFERÊNCIAS | 115 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 - a) Medidas da distância vestibulo-lingual; b) medida do ângulo entre a cúspide vestibular e lingual..... | 50 |
| Figura 2 - Delimitação de 2 mm da junção amelocementária..... | 51 |
| Figura 3 - Mensuração do dente antes de inserir na cera nº 7..... | 51 |
| Figura 4 - Inserção do dente com auxílio de uma pinça clínica em cera nº 7 aquecida e líquida, até a delimitação da linha..... | 52 |
| Figura 5 - Dente após a imersão em cera..... | 52 |
| Figura 6 - Mensuração do dente com paquímetro após a imersão em cera nº 7..... | 53 |
| Figura 7 - Inclusão do dente em resina de poliuretano com auxílio de um delineador protético, utilizando cera pegajosa para que o dente fique paralelo ao longo eixo do delineador..... | 54 |
| Figura 8 - A) Simulação do ligamento periodontal com Impregum F; B) Todos os corpos de prova prearados..... | 55 |

| | |
|---|----|
| Figura 9 - Microscópio óptico adaptado com movimento nos eixos x,y e z..... | 58 |
| Figura 10 - A) Preparo Conservador e B) Preparo Extenso..... | 59 |
| Figura 11 - Molde de silicone de adição obtido pela técnica de moldagem única..... | 60 |
| Figura 12 - Modelo de gesso tipo IV..... | 60 |
| Figura 13 - Inlay confeccionada..... | 61 |
| Figura 14 - Dente durante o ensaio de resistência a fratura..... | 63 |
| Figura 15 - Desenho da coroa (esmalte) do pré-molar..... | 66 |
| Figura 16 - Desenho da dentina do pré-molar e ligamento periodontal respectivamente..... | 66 |
| Figura 17 - Desenho da base de poliuretano mais o conjunto, coroa (esmalte), dentina e ligamento periodontal..... | 67 |
| Figura 18 - Desenho dos preparos, onde A) preparo conservador e B) preparo extenso..... | 67 |

| | |
|---|----|
| Figura 19 - Desenho da esfera aplicadora no conjunto, coroa (esmalte), dentina, ligamento periodontal e base de poliuretano..... | 68 |
| Figura 20 - Verificação da consistência geométrica do dente íntegro onde A) esfera aplicadora; B) coroa (esmalte); C) dentina; D) ligamento peiodontal; E) base de poliuretano..... | 70 |
| Figura 21 - Verificação da consistência geométrica dos dentes com preparo onde; a) preparo conservador em dentina; b) preparo extenso em dentina; c) preparo conservador em dentina e esmalte; d) preparo extenso em dentina e esmalte; e) inlay conservador; f) inlay extenso..... | 71 |
| Figura 22 - Geração das malhas nos modelos onde A) malha aplicada na dentina; B) preparo conservador na dentina; C) preparo extenso na dentina; D) coroa (esmalte); E) preparo conservador no esmalte e dentina; F) preparo extenso no esmalte e dentina; G) inlay conservador; H) inlay extensa; I) esfera aplicadora; J) base de poliuretano; K) ligamento periodontal..... | 75 |
| Figura 23 - Condições de suporte e carregamento, onde a esfera sofrerá deslocamento e a resina de poliuretano é fixa..... | 77 |
| Figura 24 - análise pelo critério de von Mises no dente íntegro..... | 85 |
| Figura 25 - Tensão máxima principal no dente íntegro. A) vista lingual; B) vista vestibular..... | 85 |

| | |
|--|----|
| Figura 26 - Tensão máxima principal no dente íntegro na vista oclusal..... | 89 |
| Figura 27 – Tensão maxima principal – preparo conservador e em restauração - vista vetibular | 90 |
| Figura 28 - Tensão Máxima Principal no dente com preparo conservador e sem restauração. A) vista lingual; B) vista oclusal; C) vista lateral | 91 |
| Figura 29 - Tensão máxima principal do esmalte no dente com preparo extenso e sem restauração, onde A) vista vestibular; B) vista lingual e C) vista oclusal..... | 92 |
| Figura 30 - Tensão máxima principal do dente com preparo conservador e restaurado com cerâmica, onde A) vista vestibular; B) vista lingual, C) presença da restauração e D) vista oclusal sem a restauração..... | 94 |
| Figura 31 - Tensão máxima principal do dente com preparo conservador e restaurado com resina composta, onde A) vista vestibular; B) vista lingual; C) vista oclusal sem restauração e D) presença da restauração | 95 |
| Figura 32 - Tensão máxima principal do dente com preparo extenso restaurado com cerâmica, onde, A) vista lingual; B) vista vestibular; C) vista oclusal sem restauração e D) presença da restauração..... | 96 |

| | |
|---|-----|
| Figura 33 - Tensão máxima principal do dente com preparo extenso restaurado com resina composta, onde A) vista lingual; B) vista vestibular; C) vista oclusal sem restauração e D) presença da restauração..... | 97 |
| Figura 34 - Deslocamento no dente íntegro..... | 98 |
| Figura 35 - Deslocamento do dente com preparo conservador sem restauração..... | 99 |
| Figura 36 - Deslocamento do dente com preparo extenso sem restauração..... | 100 |
| Figura 37 - Deslocamento do dente com preparo conservador restaurado com resina composta..... | 101 |
| Figura 38 - Deslocamento do dente com preparo conservador restaurado com cerâmica..... | 102 |
| Figura 39 - Deslocamento do dente com preparo extenso restaurado com resina composta..... | 103 |
| Figura 40 - Deslocamento do dente com preparo extenso restaurado com cerâmica..... | 104 |

LISTA DE QUADROS E TABELAS

| | |
|--|----|
| Quadro 1 - Esquema da divisão dos grupos | 56 |
| . | |
| Quadro 2 - Classificação do tipo de fratura..... | 64 |
| . | |
| Quadro 3 - valores em porcentagem dos tipos de fratura..... | 83 |
| | |
| Tabela 1- Nomes comerciais, fabricante, características e lote dos rodutos utilizados nos experimentos..... | 47 |
| | |
| Tabela 2 - Propriedades dos materiais..... | 72 |
| | |
| Tabela 3 - Teste de Análise de variância um fator para variável dente sem restauração..... | 78 |
| | |
| Tabela 4 - Teste Tukey (5%) para dente sem restauração, com suas respectivas médias e desvio padrão..... | 79 |
| | |
| Tabela 5 - Teste de Análise de variância um fator para variável preparo conservador..... | 80 |
| | |
| Tabela 6 - Teste Tukey (5%) para comparação entre os grupos que apresentam preparo conservador..... | 80 |
| | |
| Tabela 7 - Teste de Análise de variância um fator para variável preparo extenso..... | 81 |

| | |
|--|----|
| Tabela 8 - Teste Tukey (5%) para verificar onde ocorreram as diferenças estatísticas entre os grupos que apresentam preparo extenso..... | 81 |
| Tabela 9 - valores em porcentagem das fratura em cada grupo. | 84 |
| Tabela 10 - Máxima principal e mínima, região de incidência da distribuição da tensão..... | 87 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|-----|---|
| AEF | = análise pelo método dos elementos finitos |
| CAD | = Computer Aided Design |
| cm | = centímetro |
| CP | = corpo de prova |
| E | = módulo de elasticidade longitudinal |
| G | = módulo de cisalhamento |
| GPa | = Giga Pascal |
| h | = horas |
| Hz | = hertz |
| I | = íntegro |
| kg | = quilograma |
| kgf | = quilograma/força |
| min | = minutos |
| mm | = milímetros |
| mN | = milinewton |
| MO | = mésio-oclusal |
| MOD | = mésio-ocluso-distal |
| MPa | = Mega Pascal |
| N | = Newton |
| n | = número de amostra |
| nm | = nanometro |
| PC | = preparo conservador sem restauração |
| PE | = preparo extenso sem restauração |
| PVC | = poli cloreto de vinila |
| RCC | = restauração conservadora com cerâmica |
| RCR | = restauração conservadora com resina |

REC = restauração extensa com cerâmica

RER = restauração extensa com resina

s = segundos

STL = estereolitografia

STP = Standard for the Exchange of Produces Model Data

μm = micrometros

μW = microwatts

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

RESUMO

O estudo avaliou a influência da dimensão do istmo oclusal do preparo em inlays na distribuição de tensões e resistência à fratura de pré-molares superiores humanos restaurados com diferentes tipos de materiais. Foram selecionados 49 dentes hígidos e separados em 7 grupos (n=7) de acordo com o volume do preparo: conservador ou extenso e material restaurador: cerâmica ou resina, tendo como controle os grupos I (Integro - controle positivo), PC (Preparo Conservador) e PE (Preparo Extenso), ambos controles negativos. Os demais grupos foram separados de acordo com o tipo de material da Restauração: RCR- inlay Conservador + Resina indireta Signum Ceramis (Heraeus); RCC-inlay Conservador + Cerâmica e.max Press; RER-inlay Extensa + Resina composta Signum Ceramis e REC -inlay Extensa + Cerâmica e.max Press. Os dentes preparados foram moldados e os modelos confeccionados e enviados ao laboratório para a confecção das inlays. Todas as restaurações foram cimentadas com cimento resinoso, e armazenadas em ambiente úmido por 24 h. Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5 mm/min, por meio de uma ponta aplicadora de 10 mm de diâmetro que possuía contatos exclusivamente nas vertentes triturantes das cúspides vestibular e lingual. Todos os fragmentos foram analisados com estereomicroscópio para o mapeamento das fraturas. Os dados obtidos foram submetidos ao teste ANOVA e Tukey em um nível de significância de 5% . Para a análise da distribuição de tensão e deslocamento um pré-molar birradicular foi modelado com dimensões médias da literatura e analisados por elementos finitos. No ensaio *in vitro*, o grupo I (161,73±22.94) apresentou valores médios de resistência à compressão, seguido REC(103,55±15,84), RCC(94,38±12.35), RCR(90,31±6.10), RER(65,42±10.15), PC(65,46±5.37); PE(58,08±9.62). A distribuição de tensão foi diferente em todos os grupos estudados, e o dente com

preparo extenso apresentou uma concentração de tensão de tração maior na região cervical da caixa proximal e, ao restaurá-los, o material cerâmico, com maior rigidez, proporcionou tanto uma menor tensão de tração quanto um menor deslocamento das cúspides. Por este estudo, foi possível concluir que a configuração do preparo cavitário é fator significativo na resistência de pré-molares, sendo que quanto menor for o remanescente dentário, menor a resistência à fratura, e os dentes restaurados com cerâmica apresentaram resistência à fratura maior do que os restaurados com resina composta.

Palavras chaves: Resistência de materiais. Restaurações intracoronárias. Cerâmica. Resina composta indireta. Análise por elementos finitos.

Costa AKF. Influence of the volume of the preparation for inlays and occlusal restorative material on fracture resistance of premolars [dissertation]. Sao Jose dos Campos School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the influence of the size of the occlusal isthmus preparation of inlays, stress and displacement distribution on fracture toughness of upper human premolars restored by two different materials. They were selected 49 intact teeth and separated into seven groups ($n = 7$). In accordance to the volume of Preparation: Extensive and Conservative, or Restorative material: Ceramic or Resin, with the control groups I (positive control), PC and PE (negative control). The other groups were divided into: RCR-conservative inlay + indirect resin Signum Ceramis (Heraeus), RCC- conservative inlay + e.max Press ceramic; RER-extensive inlay + indirect resin Signum Ceramis and REC- extensive inlay + e.max Press ceramic. The teeth were prepared by special controlled device and the model cast was sent to the laboratory for the preparation of inlays. The restorations were cemented with resin cement. All groups were subjected to a resistance to fracture test in a universal testing machine at a cross speed of 0.5 mm / min, by the tip of 10 mm in diameter, only contact teeth. The slices was evaluated by stereomicroscopy and made the mapping of fractures. It was used the statistical analysis of variance and Tukey's test. For the analysis of stress distribution and displacement of cuspal teeth, one upper premolar was modeled with average dimensions of the literature and analyzed by finite element method. In the in vitro assay, the group I (161.73 ± 22.94) showed mean values of compressive strength, followed by REC (103.55 ± 15.84), RCC (94.38 ± 12.35), RCR (90.31 ± 6.10), RER (65.42 ± 10.15), PC (65.46 ± 5.37), PE (58.08 ± 9.62). The stress distribution was different in all groups studied, and the tooth with extensive preparation showed higher concentration of tensile stress on the cervical region of the proximal box, and after restoring them, the material stiffness (ceramic) provided a lower tensile stress and a smaller displacement of the cuspal teeth. With this study, it is possible to conclude that the configuration of the cavity preparation is a significant factor in the

resistance of premolars, and the smaller the remaining teeth, the lower the fracture resistance, and the teeth restored with ceramic showed higher fracture resistance than those restored with composite resin.

Keywords: material resistance. Inlays. Ceramic. Indirect composite resin. Finite element analysis

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia restauradora teve uma evolução extraordinária a partir dos últimos 60 anos, quando, por meio da pesquisa de novos materiais e, principalmente, devido às técnicas adesivas, pode-se deixar de praticar os preparos do tipo “extensão preventiva” favorecendo trabalhos mais conservadores das estruturas do esmalte e dentina (Hoffman-Axthelm, 1970).

Assim, com o advento da Odontologia conservadora, é importante que profissionais tenham sempre a preocupação de preservar as estruturas naturais como esmalte e dentina e a vitalidade do órgão pulpar, e nesse sentido, uma técnica de preparo que possibilite desgastes seletivos das faces dos dentes, em função das necessidades estética e funcional da prótese planejada.

A manutenção da vitalidade pulpar está inversamente relacionada ao potencial irritante que os procedimentos de próteses parciais fixas, como preparo, podem desencadear (Pegoraro et al., 2004), e a profundidade do preparo está diretamente relacionada com o número de túbulos dentinários expostos (Bottino et al., 2009), o que significa que, quanto maior a profundidade do preparo, maior a permeabilidade dentinária e a suscetibilidade da polpa aos agentes irritantes.

Porém, com o objetivo de evitar esse tipo de preocupação, muitos cirurgiões-dentistas adotam como procedimento padrão, prévio à confecção de qualquer prótese, o tratamento endodôntico, preferindo a opção de trabalhar com dentes despolpados, ignorando que quase 100% dos dentes que fraturam no sentido do longo eixo, provocando a perda do próprio dente e da prótese, tem núcleos

metálicos, ou seja, o paciente paga um preço muito maior por um trabalho menos elaborado, do ponto de vista biológico (Pegoraro et al., 2004).

O desenho do preparo para uma coroa deve estar em equilíbrio entre a preservação da estrutura dentária e a obtenção de forma de retenção e resistência suficientes. Assim, alguns aspectos fundamentais são necessários para a determinação do desenho de um preparo, como: as condições estruturais do dente, aspecto funcional, aspecto estético, inclinação do dente, retenção, reconstrução da oclusão e desejo do paciente.

Além da preocupação de manter a vitalidade pulpar, a estética é um elemento muito importante a fim de atender às expectativas do paciente. As restaurações indiretas, sejam feitas em resina composta ou cerâmica, apresentam vantagens como excelentes resultados estéticos, redução do efeito da contração de polimerização, eficiência na obtenção de ponto de contato e a maior facilidade de definição de uma adequada anatomia oclusal. (Pegoraro et al., 2004).

As cerâmicas, em geral, apresentam estética satisfatória, 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. Porém, como desvantagem, as cerâmicas apresentam susceptibilidade à fratura previamente à cimentação e ausência de resiliência, fazendo com que as tensões sejam concentradas na interface adesiva, e produzirem desgaste nos dentes antagonistas devido à sua alta dureza (Touati, 1996).

Já as resinas de uso indireto apresentaram uma evolução no início dos anos 80, iniciando com as microparticuladas. Estas novas resinas 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. Estas resinas disponíveis no mercado atual apresentam características biomecânicas e facilidade de construção laboratorial, que as colocam como excelente alternativa estética às cerâmicas (Touati, 1996).

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.

O tipo do material restaurador é considerado como um fator que afeta a biomecânica (como a distribuição de tensão e deflexão da cúspide) durante o carregamento oclusal. Os materiais cerâmicos são frágeis, mas tendem a aumentar a rigidez da estrutura diminuindo a deflexão das cúspides, enquanto as resinas compostas são mais compatíveis e tendem a distribuir as tensões por deformação (Magne, Belser, 2003).

A análise da deflexão da cúspide tem sido usada para explorar os efeitos biomecânicos da perda de estrutura dental, os tecidos duros, e possível recuperação da rigidez da coroa, através do uso de técnicas restauradoras. Esse conceito parte do princípio que os procedimentos restauradores podem fazer com que a coroa do dente sofra maior deformação, aumentando a sua resistência à fratura (Morin et al., 1988).

Segundo Mondelli et al. em 1980, a resistência à fratura de um dente está diretamente relacionada à quantidade de estrutura sadia remanescente. A remoção das cristas marginais, o aumento na largura do istmo e o aumento na profundidade do preparo no sentido ocluso-gengival, são as principais razões para a diminuição dessa resistência.

É importante que a restauração coronária tenha a capacidade de restaurar, a um certo nível, a rigidez original do dente para diminuir a fadiga mecânica das cúspides (Cerutti et al., 2004).

Sabe-se que as cargas mastigatórias posteriores são muito maiores do que na região anterior e as fraturas nessa região se tornam recorrentes causando falhas em restaurações. Dentre os dentes posteriores, os pré-molares superiores são os que mais sofrem fraturas verticais que levam à perda do elemento (Cohen et al., 2006). Este fato ocorre devido à sua complexa anatomia, localização em área de grande esforço mastigatório e a presença de um sulco bastante pronunciado na raiz vestibular dos primeiros pré-molares superiores bifurcados (Tamse et al., 2000; Soares PV, 2008a), que leva à concentração de tensões nestas áreas, podendo ocasionar fraturas verticais.

Dessa maneira, identificar o tipo de fratura da restauração e do dente representa um aspecto importante para a escolha do material restaurador a ser empregado, a determinação da forma da restauração e dos contatos oclusais (Scherrer et al., 2007).

Os ensaios mecânicos destrutivos são muito utilizados para o estudo de estruturas dentárias e materiais restauradores diretos, mostrando-se como importantes meios de análise dental em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Soares CJ et al., 2006; Soares PV et al., 2008c).

Entretanto, este método apresenta limitações sobre o comportamento do complexo dente-restauração no momento da aplicação de carga, pois em razão desta, são geradas tensões que resultam em deformações ultra-estruturais, podendo ultrapassar o regime elástico e atingir a ruptura da estrutura, pela formação e propagação de trincas (Soares PV et al., 2008b).

O método de elementos finitos tem sido amplamente empregado, com efetividade, em muitas pesquisas para investigar os

efeitos da distribuição de tensão em diversas situações laboratoriais e clínicas.

Este método vem sendo utilizado por diversas áreas desde a década de 50, e consiste em uma ferramenta da engenharia que utiliza um sistema de solução de equações, ou seja, consiste de uma análise numérica computacional, assim, a análise do comportamento mecânico de estruturas biológicas, juntamente com a comparação com achados em experimentos laboratoriais podem auxiliar na realização de mudanças com uma menor necessidade de um novo experimento.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Eficiência Mastigatória

A fim de avaliar a força oclusal máxima, Van Eijden (1991), examinou sete pacientes com mordida unilateral anteroposteriores. Foi utilizado um transdutor de força que registra tanto as direções como a magnitude da força mastigatória, todos os pacientes avaliados, tinham mordida Classe I e não apresentavam sinais de disfunção temporomandibular. As forças foram medidas na região do canino superior, pré-molar e segundo molar. Em cada posição a mordida foi registrada em 17 direções (sendo uma na vertical e as outras em diversas direções). A cada mordida no transdutor, teve descanso de 3 minutos. As medidas foram feitas em 3 dias consecutivos. Ao final do experimento foram concluídas 51 mordidas, 3 regiões e 17 dimensões. Por meio de um programa de computador a magnitude da força oclusal foi determinado para cada mordida, em média de 0,5 segundos. A média de máxima força oclusal variou dependentemente da sua direção sendo entre 323 e 485 N na região canina, 424 e 583 N na região de segundo pré-molar e 475 e 749 N no segundo molar. Para uma determinada direção, a força oclusal máxima estava no segundo molar, seguido do pré-molar e por fim, o canino. Em média, os níveis mais altos foram alcançados na vertical, posterior e direções medial.

Yamashita et al. (1999), realizaram uma revisão de literatura sobre o padrão ideal da mastigação. O sistema mastigatório é controlado pelo sistema central localizado no tronco cerebral e os

movimentos mandibulares são influenciados pela oclusão . A partir de alguns estudos prévios, os autores concluíram que o sistema mastigatório é muito complexo e os movimentos mandibulares podem ser altamente variáveis devido a diferentes funções e tipos de oclusão. E que a anatomia dentária desempenha um papel importante na direção de movimento mandibulares durante a mastigação, assim como os desgastes dentários, dureza e tamanho dos alimentos e o curso da mastigação.

Para estudar a relação entre a reprodutibilidade e a estabilidade do ponto de contato em máxima intercuspidação, Nishigawa.et al (2011), selecionaram 12 pacientes sendo que nenhum tinha ausência de algum elemento dentário. Movimentos das mandíbulas dos indivíduos foram registrados com auxílio de um dispositivo que permite 6 graus de liberdade do movimento mandibular. Os pacientes foram instruídos a fazer rápida abertura da mandíbula e movimento de fechamento até a máxima intercuspidação, com repetição de três vezes. A partir de um molde de silicone os contatos oclusais foram analisados. A partir dessas análises os resultados desse estudo indicam que o comportamento cinemático do movimento poderiam ser influenciados pela morfologia da oclusão dental. Isso sugere que dados de movimento da mandíbula podem conter informações clínicas que poderiam ser úteis para avaliar os aspectos funcionais da oclusão dentária. Outros fatores morfológicos, como ângulo condilar, o ângulo entre as cúspides, a forma da mordida, o nível de desgaste dos dentes, podem afetar também o toque na máxima intercuspidação.

2.2 Propriedades das estruturas dentais e materiais

Hondrum (1992), avaliou as propriedades de resistência das cerâmicas, assim como suas vantagens e desvantagens. Entre os achados, o autor afirmou que as cerâmicas são estruturas frágeis que fraturam sob tensão, as microrachaduras ocorrem devido a condensação de fusão e processo de sinterização. As ligações iônicas das cerâmicas conferem resistência a degradação química na cavidade oral, apresentando apenas 0,1% de deformação antes da fratura. Esses valores sobre a resistência das cerâmicas diferem devido a geometria, taxa de carregamento, técnica de fabricação e falhas induzidas pela temperatura. A resistência das cerâmicas e o sucesso podem ser menores devido aos fatores clínicos, tais como seleção de casos, tipo de preparo, habilidade do profissional e indicação do material.

Toparli e Koksai em 2005 utilizaram a análise pelo método de elemento finitos para simular o processo de nano-indentação para estudar a dureza (H) e a força de rendimento (Y). Para esse estudo 3 amostras de dentina foram utilizados, e o raio do penetrador na nano-indentação foi simulado com 10 μm . Foi aplicado uma carga resultante de 10 mN na superfície como se fosse a pressão do penetrador, onde essa carga aumenta e diminui até zero. O coeficiente de atrito entre o penetrador e a dentina foram considerados zero e a dentina foi considerada homogênea, isotrópica e com comportamento elasto-plástico. Com essa análise os autores encontraram os valores máximos de deslocamento para $Y = 50 \text{ MPa}$ e $E = 18, 21,5 \text{ e } 25 \text{ GPa}$ à carga máxima, os valores de 206, 199,5 e 195,5 nm, respectivamente. Os valores de dureza da dentina estão entre 0,81 e 1,62 GPa. Os autores puderam concluir que a força de rendimento da dentina pode ser estimada usando AEF.

Tysowsky (2009) analisou as propriedades da cerâmica IPS emax press dissilicato de lítio. Essa cerâmica está entre os tipos mais conhecidos de cerâmica vítrea. A IPS e.max dissilicato de lítio, é composta de quartzo, dióxido de lítio, óxido de fósforo, alumina, óxido de potássio e outros componentes. No geral, estas composições são altamente resistentes a choques térmicos, devido à baixa expansão térmica que ocorre quando ele é processado. A microestrutura da IPS emax press é composta de aproximadamente 70% de cristais de dissilicato de lítio incorporados em uma matriz vítrea. As indicações para a emax são inlays, onlays, facetas, coroas parciais, coroas anteriores e posteriores e restaurações sobre implante. Assim, as cerâmicas dissilicato de lítio são emergentes como material restaurador para restaurações indiretas unitárias, essa cerâmica não é apenas resistente, mas também versátil, com boa translucidez, podendo ser aplicada em camadas afim de maximizar a estética.

Ilie e Hickel em 2011, analisaram a evolução da resina composta, assim como as vantagens e desvantagens das propriedades (como contração de polimerização) e aspectos clínicos. Os autores relataram que a mudança química dos monômeros nas resinas ocorreram a fim de melhorar a base de metacrilato para criar monômeros com menor viscosidade, tais como hidroxila livre de Bis-GMA, dimetacrilatos alifáticos uretana e uretano dimetacrilato parcialmente aromáticas ou metacrilatos altamente ramificados. Os autores também relataram que a adição de monômeros em resinas fotoativadas reduz 60-70% a tensão de contração quando comparado com resinas convencionais à base de metacrilato. As resinas que apresentam oxirano têm mostrado muitas propriedades desejáveis, tais como uma melhor polimerização, menor contração de polimerização, maior resistência e dureza equivalente a temperatura de transição vítrea quando comparado com as convencionais à base de bis-GMA. Os autores ainda relatam que as resinas nanohíbridas apresentam melhores propriedades mecânicas do que as resinas micro-híbridas.

2.3 Deflexão da cúspide

Morin e Douglas (1984), mensuraram a deflexão das cúspides em pré-molares superiores com cavidade MOD, comparando restaurações de resina composta e amálgama. Os medidores de tensão, “strain gauges”, foram colados nas cúspides vestibulares através do condicionamento ácido e sistema adesivo. Foi aplicado uma força perpendicular com uma esfera de aço de diâmetro de 6,3 mm nas cúspides vestibular e lingual não atingindo a restauração. Foi aplicado uma carga de 74,1 N/s até a carga máxima de 222,4 N/s. Duas restaurações adesivas e três não-adesivas foram testadas em cada dente. As duas restaurações adesivas mostraram valores de reforço de estrutura dentária (menor deslocamento da cúspide) significativamente mais altos do que as técnicas não-adesivas. Os autores encontraram que a deformação da cúspide sob carga oclusal em restaurações adesivas mostrou muito menos estresse quando comparada com a deformação de dentes restaurados com técnica não-adesiva.

López et al (2005), examinaram a deflexão da cúspide causada por diferentes preparos cavitários, com tratamento endodôntico, e progressivo carregamento oclusal de 50 N, 100 N e 150 N. Foram selecionados pré-molares íntegros, que foram incluídos em resina acrílica. Foram feitas concavidades com brocas a 0,5 mm de distância da ponta das cúspides sendo coladas uma esfera de 2 mm, onde foram medidas o deslocamento das cúspides durante o ensaio universal. As cargas foram aplicadas com uma velocidade de 5mm/min. Afim de simular as condições clínicas, os preparos foram: dentes íntegros, preparo cavitário conservador MO, preparo extenso MO, preparo MO com acesso endodôntico e preparo MOD com acesso endodôntico. Dez medidas consecutivas foram registrados para cada situação de amostra experimental. Quando submetidos a uma carga de 50 N, apenas os

dentes com preparo MOD com tratamento endodôntico produziu um aumento estatisticamente significativo na deflexão da cúspide. Quando submetidos à cargas de 100 e 150 N, tanto os dentes com preparos conservadores e extensos MO foram associados a um aumento significativo na deflexão das cúspides, sem diferenças entre eles. No preparo cavitário MO com acesso endodôntico, um significativo aumento da distância intercuspídea foi produzido apenas quando uma carga de 150 N foi aplicada. Já os dentes com preparo MOD com tratamento endodôntico, mostrou um aumento significativo da deflexão das cúspides em todas as três cargas testadas. Em todos os preparos cavitários, a aplicação de maior cargas oclusais produziu um aumento nas distâncias de intercuspídea. Nos dentes íntegros, foram detectadas, diferenças significativas entre cargas de 50 e 150 N.

Rocha et al. (2008) compararam a deflexão das cúspides em pré-molares humanos restaurados com amálgama e, posteriormente, substituídos por resina composta direta, por meio da aplicação de uma carga oclusal. Para a obtenção dos corpos-de-prova, 13 pré-molares superiores foram extraídos por razões ortodônticas, e incluídos em resina acrílica de forma que as coroas ficassem completamente expostas. Os strain gauges foram colados nas faces linguais dos dentes com o auxílio de cianoacrilato. Os strain gauges foram ligados através de fios a uma máquina para aquisição de dados que recebe os sinais advindos da variação da corrente elétrica que percorre os strain gauges, amplificando e transformando-os em sinais digitais, que, enviados ao computador, fornecem dados sobre a micro-deformação sofrida pelo corpo de prova (CP). Os dentes hígidos foram então submetidos a uma carga de 100N durante 10 s, com uma ponta romba de 2 mm de diâmetro. A frequência de leitura foi de 10 Hz. Logo após a leitura inicial, realizaram-se preparos mesioocluso-distais (MOD) respeitando-se a regra do “um terço”, Na sequência os dentes foram restaurados com amálgama e após 24 h do término das restaurações, foram submetidos à nova leitura. As

restaurações de amálgama foram removidas e as cavidades resultantes restauradas com resina composta para dentes posteriores. Decorridas 24 h do término das restaurações de resina composta os corpos-de-prova foram novamente submetidos a uma carga de 100 N por 10 s. Os autores concluíram que os dentes hígidos mostraram menor deflexão das cúspides, seguidos dos elementos restaurados com resina composta e uma maior deflexão das cúspides foi encontrada nos elementos restaurados com amálgama de prata. Assim, a substituição das restaurações de amálgama de prata por restaurações de resina composta promove um aumento da resistência à deflexão das cúspides.

Taha et al. (2009), mensuraram a deflexão das cúspides, tensão, a infiltração marginal e a formação de fissuras devido a contração de polimerização em pré-molares restaurados por resina composta de uso direto. Foram selecionados 32 pré-molares e divididos em: G1 – preparo MOD; G2 – tratamento endodôntico e cavidade MOD; G3 – tratamento endodôntico com a dentina removida mésio-distal e G4 – tratamento endodôntico com dentina removida e base de ionômero de vidro. Todos os grupos foram restaurados com resina composta. A partir dos resultados os autores concluíram que a deflexão das cúspides aumentaram significativamente quando se realizou o tratamento endodôntico. Ao colocar uma base de ionômero de vidro, houve uma redução da tensão e da infiltração marginal. Portanto, um acesso endodôntico conservador e colocação de uma base de ionômero de vidro são recomendados para dentes tratados endodonticamente e submetidos a uma restauração direta com resina composta.

2.4 Resistências à Fratura

Para analisar a resistência à fratura de 3 tipos de preparos oclusais, Mondelli et al. (1980), selecionaram dentes pré-molares que foram incluídos em resina de poliestireno e armazenadas em água destilada. Os três tipos de preparos foram: Classe I, Classe II com duas paredes e Classe II MOD. Os espécimes foram submetidos a uma carga de compressão com velocidade de 0,5 mm/segundo com esfera de 4 mm de diâmetro com contato na vestibular e lingual das cúspides simulando o contato oclusal do primeiro pré-molar inferior. Os resultados mostraram que os dentes do grupo controle (hígidos) proporcionaram as maiores médias de resistência à fratura (140,8 Kgf). E que todos os preparos cavitários diminuíram a resistência do dente e o preparo Classe I teve maior resistência à fratura quando comparado aos dentes com preparo Classe II.

Em 1992, Burke analisou a incidência, causas e métodos de investigação de fratura do dente, através de uma revisão de literatura. Relatou que as causas mais comuns de fratura são devido às forças de alto impacto causadas pela mordida em objetos duros ou em dentes antagonistas devido à desgastes, má oclusões, inclinação das cúspides, etc. Grandes restaurações e extensas lesões de cáries tendem a estar associadas com a maioria das fraturas. As fraturas são mais incidentes em pacientes acima de 50 anos e que os dentes com maior fratura lingual, são os do arco superior. Nos teste de resistência compressiva à fratura existe a preocupação de haver uma estabilização da força no momento da sua aplicação, pois, se houver um deslizamento da barra ou da esfera os resultados podem ficar alterados. Elas devem estar posicionadas em contato com a inclinação das cúspides ao invés da restauração. Sob estas condições, quando a força é aplicada ao dente, as cúspides vestibular e lingual são colocadas sob um estresse compressivo e

deformam com uma resultante de tensão na interface dente/restauração. Contudo, se é aplicada somente na restauração, a força compressiva é transmitida ao dente e a tensão seria na interface restauração/dente. O autor verificou também, que a média encontrada nos estudos para a força de apertamento dental foi de 73 kg, oscilando entre 25 e 127 kg, não havendo correlação entre sexo ou idade.

Burke et al. (1993), investigaram o efeito da angulação da parede do preparo cavitário na resistência à fratura em dentes restaurados com sistema indireto de resina composta, utilizando dois tipos de aplicação de carga da fratura, barra de 4 mm e esfera de 4 mm de diâmetro. Foram feitos 3 grupos, onde G1 apresentava angulação das paredes do preparo de 2°, G2 angulação de 4° e G3 angulação de 6°, os quais foram subdivididos de acordo com o tipo de aplicação de carga, A: barra e B: esfera. Entre as três angulações não foram encontradas diferenças estatísticas significantes sobre a resistência à fratura de pré-molares superiores, porém o grupo que apresentou uma angulação de 4° foi considerado o melhor, a fim de facilitar os procedimentos clínicos e laboratoriais, limitando assim, as graves fraturas sobre o carregamento de cargas.

Takahashi et al. (2001), avaliaram o aumento da resistência à fratura de pré-molares superiores que receberam acesso endodôntico e foram restaurados em resina composta com cobertura de cúspide. Foram utilizados 40 pré-molares superiores humanos extraídos, que foram divididos em 4 grupos: I dentes hígidos; II dentes com acesso endodôntico, com preparo MOD, restaurados em resina composta, sem cobertura de cúspide; III dentes com acesso endodôntico, com preparo MOD e redução de cúspide, restaurados em resina composta, com cobertura de cúspide; IV dentes com acesso endodôntico, com preparo MOD, sem receber restauração. Os corpos-de-prova foram submetidos a teste de compressão até a fratura e os resultados foram submetidos a análise de variância e comparados através do teste de Tukey, podendo-

se concluir que os dentes do grupo III (restaurados com cobertura de cúspide) apresentaram maior resistência à fratura, com valores significativos, em relação aos dentes do grupo II (restaurados sem cobertura de cúspide) e IV (só preparo cavitário sem restauração). A restauração em resina composta direta com cobertura de cúspide pode ser considerada uma alternativa restauradora para dentes pré-molares submetidos à terapia endodôntica.

St-Georges et al. (2003), determinaram a resistência à fratura de pré-molares superiores humanos antes e depois do preparo de classe II (MOD), com e sem restauração indireta em cerâmica e resina composta. Cinquenta pré-molares superiores humanos foram divididos em 5 grupos: G1:dentes hígidos, G2, G3, G4 e G5 todos com preparo classe II, um sem restauração e os outros restaurado com cerâmica e resina composta indireta. Os espécimes foram testados individualmente em uma máquina universal de ensaios, com uma esfera de 4,82 mm de diâmetro numa velocidade de 0,5 mm/min. Nesse estudo, os autores verificaram que os preparos MOD enfraqueceram os dentes por cerca de 59% e que as restaurações de cerâmica ou resina composta não reforçam significativamente os dentes.

Soares et al. (2006), avaliaram a influência do sistema restaurador e do tratamento endodôntico na resistência à fratura de dentes posteriores. Para esse estudo foram utilizados 50 pré-molares unirradiculares, com simulação do ligamento periodontal, e divididos em 5 grupos: G1 – dente íntegro, G2 – preparo MOD, G3 – preparo MOD com restauração de resina composta, G4 – MOD com tratamento endodôntico, G5 – MOD tratamento endodôntico e restauração com resina composta. Foi realizado o teste de compressão com uma barra de aço de 6 mm colocado no centro do dente e apoiado somente nas cúspides vestibular e lingual. Este estudo mostrou que a conservação estrutural é crucial para oferecer resistência ao dente. A remoção de dentina reduz a resistência à fratura e promove alteração na distribuição de tensões e o uso de

restaurações adesivas é recomendado para reforçar o restante da estrutura dental.

Silva (2008) avaliou a influência de diferentes técnicas restauradoras na carga e no tipo de fratura em premolares tratados endodonticamente. Sessenta premolares superiores foram divididos em: G1 – hígidos; G2 – cavidade MOD e restauração direta com Four Season tipo inlay; G3 – cavidade MOD e restauração indireta com Adoro tipo inlay; G5 – cavidade MOD e restauração com Empress tipo inlay; G4 e G6 – semelhantes aos grupos 3 e 5, respectivamente, mas com cobertura de cúspides (tipo onlay). Foi realizada endodontia nos grupos 2 a 6. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de compressão em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min. Foi classificado o tipo de fratura e as médias dos valores de carga de fratura foram submetidos à Análise de Variância e Teste de Tukey. Os dentes hígidos apresentaram valores de resistência à fratura de 1370,61 N seguido pelo grupo das onlay em Empress 1304,21 N; inlay em Empress 918,76 N, onlay em Adoro 861,15 N, inlay em Adoro 792,71 N e o grupo da restauração direta com Four Season 666,08 N.

Marimoto et al. (2009), avaliaram a resistência à fratura de dentes restaurados com inlays e overlays de cerâmicas. Para isso, foram selecionados 30 pré-molares humanos e armazenados em água destilada durante três meses. Os dentes foram divididos em 3 grupos (n = 10) de acordo com a similaridade de tamanho dos dentes. Os dentes foram incluídos em resina acrílica polimerizada quimicamente em anéis de plástico. No grupo das inlays, receberam preparos tipo classe II MOD com a metade da distância intercuspídea, com 2 mm de profundidade pulpar, e 4 mm profundidade da caixas proximais. No grupo das overlays, os preparos MOD com a metade da distância intercuspídea, a redução da cúspide com 1,5 mm da cúspide vestibular e 2 mm para a cúspide lingual, 2 mm para as caixas proximais. Todas as paredes apresentavam ângulos arredondados e divergência entre as paredes de 6 a 15°. As

restaurações foram confeccionadas com cerâmica feldspática, e receberam tratamento de superfície com ácido fluorídrico 10% por 3 min + silano sendo restauradas com cimento resinoso. Os espécimes foram submetidos a termociclagem e ensaiados com velocidade de 0,5 mm/s. Com esse estudo os autores puderam concluir que as inlays e overlays mostraram rigidez comparável aos dentes hígidos. E que os modos de fratura das inlays e overlays foram semelhantes (70% de fratura simples).

Cetin e Unlu (2009) avaliaram o desempenho clínico de 3 resinas compostas diretas e indiretas em restaurações de inlays em dentes posteriores. Foram confeccionadas 100 inlays num total de 54 pacientes em dentes molares. As resinas utilizadas nesse estudo foram: Filtek Supreme XT (3M-ESPE), Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), AELITE Estética (Bisco). Para as resinas indiretas foram utilizadas duas marcas: Estenia (Kuraray) e Tescera ATL (Bisco). Os preparos foram confeccionados conforme os princípios de inlays adesivas. Os modelos foram enviados ao laboratório para a confecção das inlays e cimentadas com dois tipos de cimentos resinosos: Panavia F (Kuraray, Japan) e Duo-Link (Bisco, USA). Os pacientes foram avaliados após um ano para analisar a adaptação gengival e retenção das inlays. Os autores analisaram que nenhuma restauração tanto direta como indireta apresentaram-se inaceitáveis em qualquer aspecto de avaliação. Porém, após um ano as Filtek Supreme, Tetric EvoCeram e AELITE, apresentaram pequenas alterações em relação a análise inicial.

2.5 Análise por elementos finitos

Rubin et al. (1983), relatam que muito tem se feito para 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 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 2,07 MPa 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.

Ausiello et al. (2001), simularam um modelo computadorizado 3D de um pré-molar humano com um preparo cavitário MOD sob três tipos de condições: dente sadio, dente com preparo restaurado com dois tipos de materiais com diferentes módulos de elasticidade (um mais rígido e outro menos rígido). Foram atribuídos diferentes rigidez ao sistema adesivo e materiais restauradores. Duas condições de tensões foram simuladas: as tensões resultantes da contração de polimerização e tensões resultantes da tensão de contração em combinação com carga oclusal vertical. Embora o deslocamento da cúspide fosse maior para os compósitos mais rígidos, devido à pré-tensão de contração de polimerização, o movimento das cúspides acabaram

sendo mais baixos para os compósitos mais flexíveis. Os valores de módulo de Young dos materiais restauradores desempenham um papel essencial no sucesso da restauração e a falha prematura pode ser evitada, devido a tensões decorrentes da contração de polimerização e carregamento oclusal através da adequada seleção e combinação de materiais.

Lin et al. (2001), utilizaram a análise pelo método de elementos finito, para investigar as interações entre diferentes condições mecânicas interfacial e parâmetros, tais como a profundidade da cavidade pulpar de parede em diferentes funções de mastigação. A análise de estresse das diferentes restaurações MOD foi realizada através dos seguintes procedimentos: preparação de seções de dentes, auto-malha dos modelos de elementos finito e estudos paramétricos. Duas condições interfaciais, foram modelados para simular adaptações entre o material restaurador e a estrutura dentária. Foram aplicados três tipos de cargas com magnitude de 170 N: uma com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente, forçando à cúspide lingual; outra força de compressão agindo na face oclusal do material restaurador; outra agindo com uma pressão uniformemente distribuída totalmente na superfície oclusal. Os resultados indicaram que quando a força oclusal foi aplicado diretamente sobre o dente, a tensão aumentou dramaticamente. Quando a fixação interfacial foi simulado como condição de contato entre o tecido dental e o material restaurador, o potencial de fratura aumentou exponencialmente comparado com a interface unida. Para a parede pulpar, o maior risco de fratura observado foi na cavidade MOD mais profunda, e a existência de uma parede pulpar foi essencial, mesmo que este assoalho esteja apenas 1 mm da parede gengival.

Em um estudo de Soares PV et al. (2008a), os autores analisaram a influência do desenho da cavidade e material restaurador na deformação e distribuição de tensão em pré-molares superiores em condições de carregamento oclusal. Foram criados pré-molares

superiores e sete modelos confeccionados foram exportados para o software Ansys 10.0, aplicando-se as malhas. Todos os materiais e estruturas foram consideradas isotrópicas, elásticas, lineares e homogêneas. Os modelos com restaurações adesivas foram coladas na interface das áreas adjacentes do esmalte e dentina para simular a adesão entre as estruturas. Foi idealizado um coeficiente de atrito entre as estruturas de 0,5. Foram aplicadas duas cargas oblíquas, com características estáticas, com inclinação de 45° e intensidade de 45 N. Os autores puderam concluir que, as restaurações em resina desempenham um papel importante na recuperação das estruturas dentais.

Magne e Oganessian (2009), mediram a deflexão de cúspides íntegras em dentes pré-molares superiores restaurados com diferentes tipos de materiais em diferentes pontos de contato oclusal. Para isso, foi utilizado uma tomografia computadorizada para gerar modelos de elementos finitos, com preparo mesio-ocluso-distal (MOD) para cada restauração correspondente. Esses modelos foram importados para o software de elementos finitos e geradas as malhas tetraédricas obtendo 124.089 elementos e 25.728 nós. A carga foi aplicada de três maneiras: somente em esmalte, na margem da restauração e somente em restauração. Com esse estudo, pode-se concluir que houve deformação na cúspide em todos os tipos de aplicação de carga. O modelo no qual a carga foi aplicada na margem dente-restauração foi menos favoráveis do que quando a carga foi aplicada somente em restauração ou somente em dente.

Lin et al. (2011), avaliaram o risco de falha em pré-molares com tratamento endodôntico e preparo MOD e três configurações de restauração cerâmica. As simulações foram realizadas com base na análise pelo método de elementos finitos 3D, os modelos foram projetados com incrustações de cerâmica CEREC, coroas com retenção endodôntica e restaurações de coroas convencionais. Foram criados o ligamento periodontal com espessura de 0,3 mm do ligamento periodontal

e o osso alveolar. O preparo realizado foi o MOD e o assoalho pulpar foi projetado em dois terços da distância entre a ponta da cúspide vestibular à junção esmalte-cimento. A largura do istmo era metade do tamanho da largura intercuspídea. Foram calculados uma tensão em cada nó do modelo e realizado a análise de Weibull. Na análise laboratorial, foram selecionados 15 pré-molares, e divididos em 3 grupos com o mesmo processo de restauração da análise pelo método de elemento finito e ensaiados em uma máquina de ensaio universal com uma esfera de aço de 0,5 mm de diâmetro e velocidade de 0,5 mm/s. Os autores concluíram que as coroas com retenção endodôntica é uma alternativa ao tratamento convencional, e deve ser considerada como uma abordagem conservadora e restauradora estética viável para o tratamento endodôntico em pré-molares.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve a finalidade de avaliar, *in vitro*, a influência da largura do istmo oclusal de preparos para inlays e tipo de material restaurador em pré-molares superiores, por meio de ensaio laboratorial de resistência à fratura; e *in silico*, a análise da distribuição de tensões e deslocamento de cúspide pelo método matemático de análise de elementos finitos tridimensional.

3.1 Hipóteses testadas:

H_{0_1} = o volume removido do dente não influencia no valor da resistência à fratura;

H_{0_2} = o material restaurador não influencia no valor da resistência à fratura;

H_{0_3} = o volume removido do dente não influencia no valor do deslocamento das cúspides na AEF;

H_{0_4} = o material restaurador não influencia no valor do deslocamento das cúspides na AEF;

H_{0_5} = não há diferença entre a distribuição de tensão no dente preparado com o restaurado;

H_{0_6} = as propriedades do material restaurador não influenciam na distribuição de tensões;

H_0 = o volume removido do dente não influencia na distribuição de tensões.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Os materiais utilizados neste estudo, bem como suas respectivas marcas comerciais, fabricante e descrição básica, estão apresentados na Tabela 1.

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

(continua)

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

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

(conclusão)

| Material | Fabricante | Característica | Lote |
|------------------------------|--|---|---------------------|
| Impregum-F | 3M-ESPE | Material de moldagem à base de Poliéter | 421709 420540 |
| Sof Lex | 3M-ESPE | Disco de acabamento | 1105700188 |
| Resina de Poliuretano | Axon | Resina F16 | SKRP-4560 |
| Express | 3M-ESPE | Silicone por adição | 429178 ZP0010677 |
| Durone IV | Dentsply | Gesso tipo IV | 1966138 |
| Cera | Lysanda – Produtos Odontológicos | Cera Rosa nº 7 | 2805114 |

4.2 Métodos

4.2.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados 49 pré-molares superiores humanos íntegro com dimensões semelhantes e congelados por, no máximo 6 meses, que foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, com prévio consentimento dos pacientes do uso dos dentes nesta pesquisa. A pesquisa foi submetida junto ao comitê de ética e aprovada sob protocolo nº 052/2010-PH/CEP. As dimensões dos dentes foram determinadas por meio de uma radiografia digitalizada e, pelo processamento de imagem e programa de análise pelo Software Image Tool (UTHSCSA for Windows version 3.0, San Antonio, TX, USA), foi calibrada e determinada a área da coroa da superfície oclusal com variação máxima de 10% em relação ao valor médio. As inclinações das vertentes triturantes foram medidas e analisadas (Figura 1), a fim de padronização dos espécimes, devido a influência desta geometria na distribuição da força aplicada.

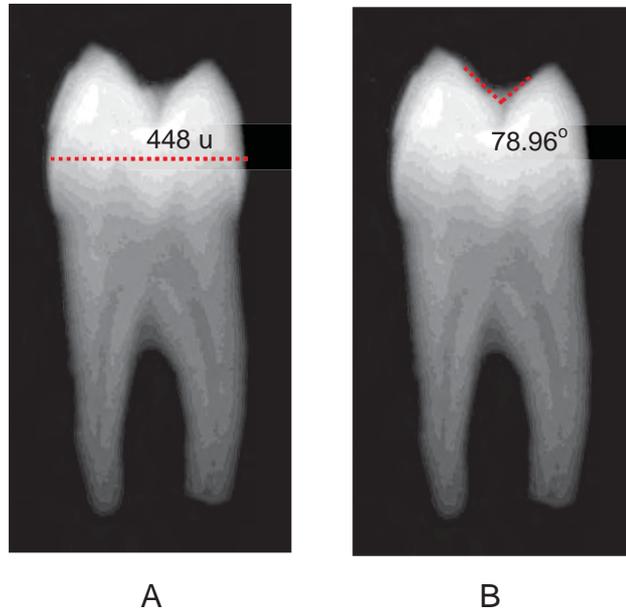


Figura 1 – a) Medidas da distância vestibulo-lingual; b) medida do ângulo entre a cúspide vestibular e lingual.

4.2.2 Inclusão e simulação do Ligamento Periodontal

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, foi simulado o ligamento periodontal, empregando material elastomérico (Carlini, 1999), assim o dente foi incluído em resina de poliuretano F16 (Axon – Cercy - França) e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter, Impregum-F (3M-ESPE – Minnesota - USA) (Soares,2000). Para desenvolvimento do processo de inclusão, o dente foi demarcado com caneta para retroprojeter distando 2 mm apicalmente da junção amelocementária. (Figura 2)



Figura 2 - Delimitação de 2 mm da junção amelocementária.

Os dentes foram mensurados com paquímetro de precisão de 0,001 mm antes e depois da deposição da cera rosa nº 7 para analisar se houve a simulação do ligamento periodontal padronizada de 0,3 mm. (Figuras 3, 4, 5 e 6)

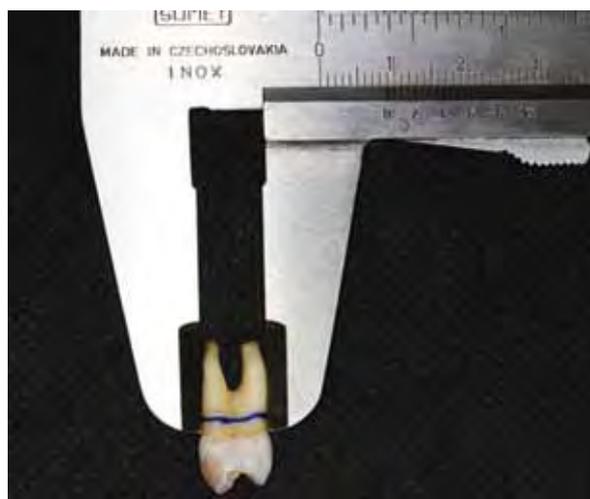


Figura 3 – Mensuração do dente antes de inserir na cera nº 7.



Figura 4 – Inserção do dente com auxílio de uma pinça clínica em cera n° 7 aquecida e líquida, até a delimitação da linha.



Figura 5 – Dente após a imersão em cera.



Figura 6 – Mensuração do dente com paquímetro após a imersão em cera nº 7.

Os dentes foram fixados com cera pegajosa, através da coroa, à haste de um delineador de bancada (Bio art–São Carlos–São Paulo). A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente, e sobre esta, posicionou-se uma placa de vidro, onde um cilindro de PVC de 25 mm de altura e 20 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera para não escoar a resina colocada em seu interior.

A resina de poliuretano auto-polimerizável foi então manipulada na proporção de 1:1 e vertida no interior do cilindro de PVC. Esperado a completa polimerização, aproximadamente 20 min da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. (Figura 7)

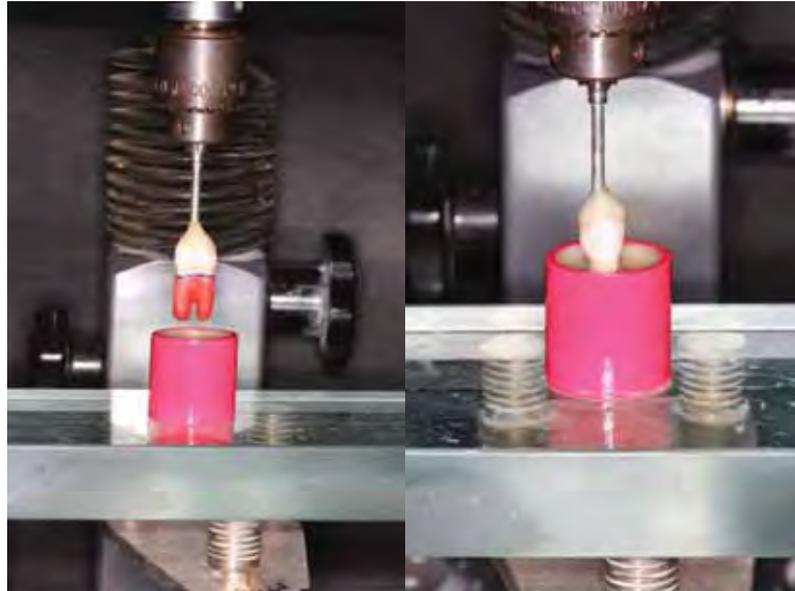


Figura 7 – Inclusão do dente em resina de poliuretano com auxílio de um delineador protético, utilizando cera pegajosa para que o dente fique paralelo ao longo eixo do delineador.

Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos em água quente, para a remoção da cera da porção radicular. O material de moldagem, poliéter (Impregum F – 3M ESPE) foi manipulado na proporção 1:1 e colocado na região radicular dos dentes e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelocementário coincida com a superfície do cilindro de resina de poliuretano. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n. 11 e as amostras armazenadas em água destilada em refrigerador até a cimentação. (Figura 8)



A



B

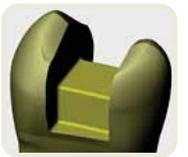
Figura 8 – A) Simulação do ligamento periodontal com Impregum F; B) Todos os corpos de prova preparados.

4.2.3 Realização dos preparos cavitários

Os dentes que foram previamente selecionados e numerados em sequência foram então separados randomicamente, em 7 grupos (N=7). O grupo 1 foi constituído por dentes íntegros sem preparo cavitário. Os demais grupos receberam preparos com características de configuração detalhadas no Quadro 1.

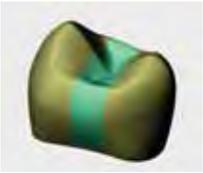
Quadro 1 – Esquema da divisão dos grupos

(continua)

| GRUPOS | | FORMA DO PREPARO |
|---|--|---|
|  | I | →Dente íntegro (controle positivo) |
|  | PC Preparo Conservador sem restauração (controle negativo) | →Abertura vestibulo-lingual com diâmetro da ponta diamantada KG 3131 →Profundidade da caixa oclusal: 2 mm → Caixa Proximal: 2 mm |
|  | PE Preparo Extenso sem restauração (controle negativo) | → Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides →Profundidade da caixa oclusal: 2 mm → Caixa Proximal: 2 mm |
|  | RCR Restauração Inlay Conservador + Resina | →Abertura vestibulo-lingual com diâmetro da ponta diamantada KG 3131 →Profundidade da caixa oclusal: 2mm → Caixa Proximal : 2mm → Restaurado com resina composta indireta – Signum Ceramis Heareus |

Quadro 1 – Esquema da divisão dos grupos

(conclusão)

| | | |
|---|---|---|
|  | <p>RCC</p> <p>Restauração Inlay Conservador + Cerâmica</p> | <p>→ Abertura vestibulo-lingual com diâmetro da ponta diamantada KG 3131</p> <p>→ Profundidade da caixa oclusal: 2 mm</p> <p>→ Caixa Proximal : 2 mm</p> <p>→ Restaurado com material cerâmico e.max Press</p> |
|  | <p>RER</p> <p>Restauração Inlay Extensa + Resina</p> | <p>→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides</p> <p>→ Profundidade da caixa oclusal: 2mm</p> <p>→ Caixa Proximal: 2mm</p> <p>→ Restaurado com resina composta indireta – Signum Ceramis Heareus</p> |
|  | <p>REC</p> <p>Restauração Inlay Extensa + Cerâmica</p> | <p>→ Abertura vestibulo-lingual com máxima distância entre os pontos de contato nas cúspides</p> <p>→ Profundidade da caixa oclusal :2 mm</p> <p>→ Caixa Proximal : 2 mm</p> <p>→ Restaurado com material cerâmico e.max Press</p> |

Os preparos foram feitos com pontas diamantadas n. 3131(KG Sorensen – Cotia -SP- Brasil), posicionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente, por meio do auxílio de um microscópio óptico adaptado, com movimento nos eixos x, y e z. (Figura 9)

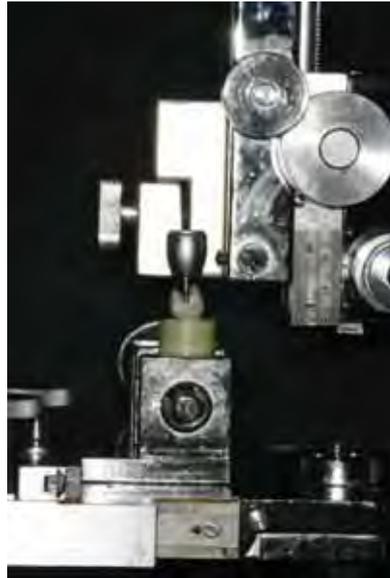


Figura 9 – Microscópio óptico adaptado com movimento nos eixos x,y e z.

A expulsividade foi de 6° nas paredes circundantes e nas paredes axiais dos preparos cavitários, e ângulos internos arredondados, conforme característica das pontas de desgaste utilizadas. Cada ponta diamantada foi utilizada para cinco preparos.

O preparo conservador foi definido com o ístmo oclusal sendo a largura da ponta diamantada utilizada; caixa oclusal com 2 mm, e caixa proximal com 2,0 mm de extensão cervico-oclusal e 2,0 mm de espessura da parede gengival. Para o preparo extenso, primeiramente foi demarcado o ponto de contato com a esfera de 10 mm que foi utilizada para o ensaio de compressão.

Após a definição do ponto de contato, foi demarcado duas linhas, na cúspide vestibular e lingual, com $0,5 \pm 0,3$ mm aquém do

contato. A partir dessas linhas foram realizados a caixa oclusal e as demais dimensões foram semelhantes ao preparo anterior. (Figura 10)



A B
Figura 10 – A) Preparo Conservador e B) Preparo Extenso.

4.2.4 Moldagem e confecção de modelos em gesso

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



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

O molde foi deixado em repouso por 2 horas e vertido com gesso tipo IV, Durone IV (Dentsply- Catanduva – SP-Brasil) (Figura 12).



Figura 12 – Modelo de gesso tipo IV.

Após uma hora o modelo foi removido, os excessos de gesso eliminados e os troquéis numerados em referência à numeração inicial dos dentes. Os modelos foram enviados para o laboratório para a confecção das restaurações indiretas, com escultura da superfície oclusal semelhante em todas as restaurações. (Figura 13)



Figura 13 – Inlay confeccionada.

Para a confecção das inlays em cerâmica, foi seguido o protocolo do fabricante que consiste na técnica de cera perdida, ou seja, o trabalho é encerado, incluído em um anel, depois que a cera é eliminada em um forno próprio, é colocado no anel uma pastilha de cerâmica e levado para o forno especial para injeções de cerâmica que compõe o sistema, posteriormente efetuado a prensagem, é feito a decapagem, acabamento e glaze na técnica de maquiagem.

Para a inlay em resina, primeiramente, o modelo confeccionado é isolado e a resina inserida de maneira incremental, a cada camada o conjunto modelo/restauração é colocado em um box de luz para resina fotopolimerizável.

4.2.5 Fixação das restaurações indiretas

Todos os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 15 s, lavado com jato de água por 15 s e o excesso de água removido com papel absorvente. O adesivo Adper Single Bond 2 (3M-

ESPE - Minnesota - USA) foi aplicado sobre o substrato dental, aguardando 20 s, sendo então reaplicado e fotoativado por mais 20 s.

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

Para a restauração de IPS e.max dissilicato de lítio , foi aplicado gel de ácido fluorídrico 10% na superfície interna da restauração por 20 s, lavado abundantemente e seco com papel absorvente, foi aplicado o primer Monobond Plus por 60 s.

O agente de fixação Variolink II (Ivoclar Vivadent - Schaan-Liechtenstein) foi manipulado e aplicado na porção interna das restaurações e esta, inserida no preparo cavitário sob pressão digital. O excesso de cimento foi removido e o conjunto posicionado sob aplicação de carga de 750 g por 10 min (Cordeiro,1998; Soares, 2000). A fotoativação do cimento foi feita por 40 s por face, utilizando fonte de luz, (Poly wireless – KAVO 1100 mW/cm² – Brasil Ind. Com. Ltda Joinville - SC). As margens das restaurações foram acabadas com discos Sof-Lex (3M-ESPE - Minnesota - USA), e então armazenadas em água destilada em estufa a 37 °C por 24 h.

4.2.6 Ensaio mecânico 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. Esse conjunto foi posicionado na máquina de ensaio universal (EMIC, DL200MF-EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Paraná - Brasil).

O contato da esfera de 10,0 mm de diâmetro foi ajustado na porção central da coroa do pré-molar com o cuidado de tocar somente em dente (Figura 14). O carregamento axial de compressão foi aplicado utilizando célula de carga de 200 Kgf e velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a fratura da amostra. Os valores foram obtidos em quilograma força (kgf).



Figura 14 – Dente durante o ensaio de resistência à fratura

4.2.7 Mapeamento das fraturas

Decorrido o ensaio mecânico de resistência à fratura, com auxílio de um estereomicroscópio, os tipos de fratura foram classificados.(Quadro 2)

Quadro 2 – Classificação do tipo de fratura

| TIPO | | CARACTERÍSTICA |
|--|---|---|
|  I | | Fratura coesiva do esmalte |
|  II |  Vestibular  Lingual | Fratura do esmalte e dentina até o terço-médio |
|  III |  Vestibular  Lingual | Fratura do esmalte e dentina até a linha cervical |
|  IV |  Vestibular  Lingual | Fratura da restauração e dente até o terço médio |
|  V |  Vestibular  Lingual | Fratura da restauração e dente até a linha cervical |
|  VI | | Fratura na interface adesiva |

4.3 Análise pelo método dos elementos finitos

4.3.1 Geração da Geometria

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

Nesta etapa, os modelos foram gerados a partir de linhas traçadas sobre a imagem em STL na qual escolhe-se os principais marcos anatômicos , gerando linhas sobre eles, essas linhas vão referenciar a superfície.

Após a formação das superfícies, estas foram transformadas em sólidos para conferir delimitação dos órgãos que foram estudados. (Figuras 15, 16, 17, 18 e 19)

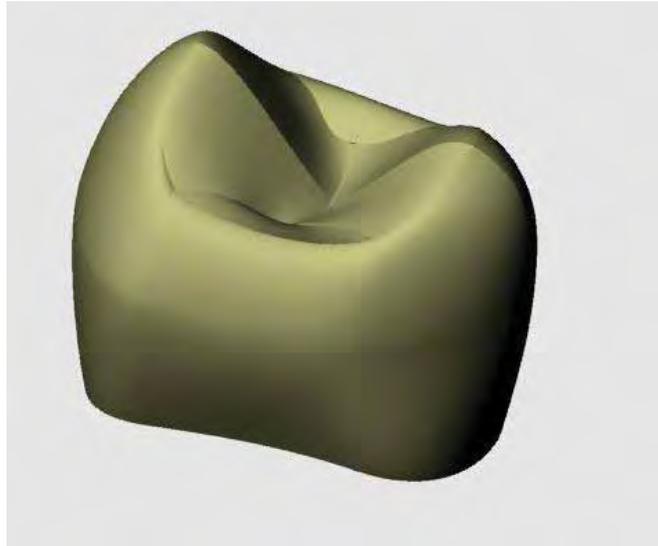


Figura 15 – Desenho da coroa (esmalte) do pré-molar.

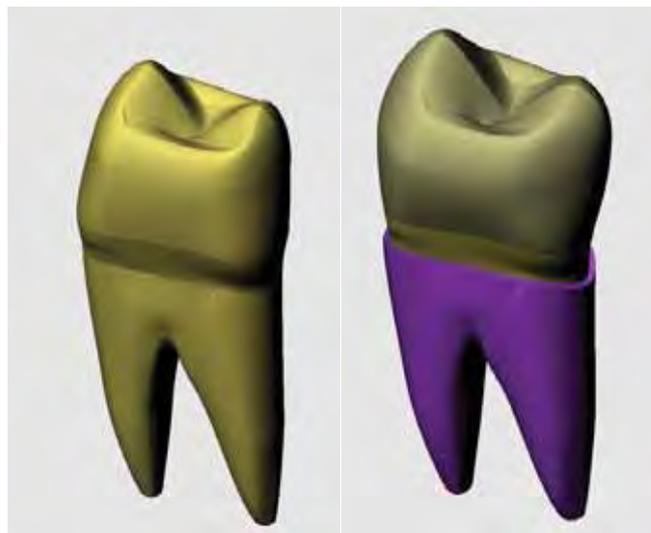


Figura 16 – Desenho da dentina do pré-molar e ligamento periodontal respectivamente.

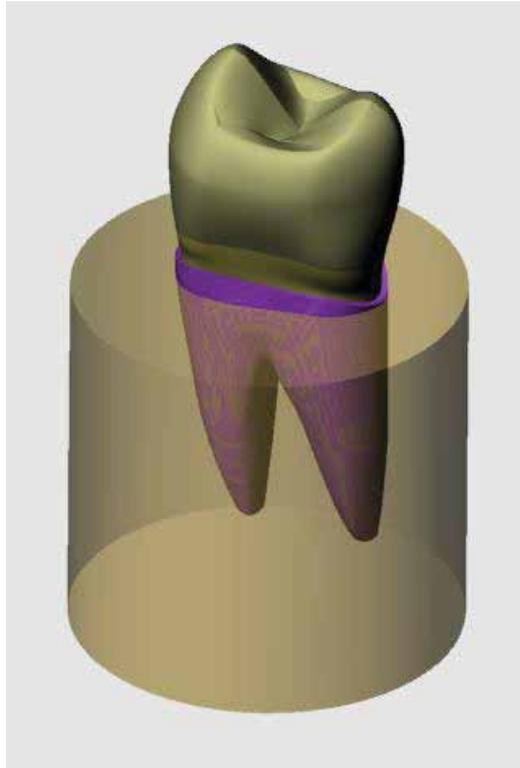
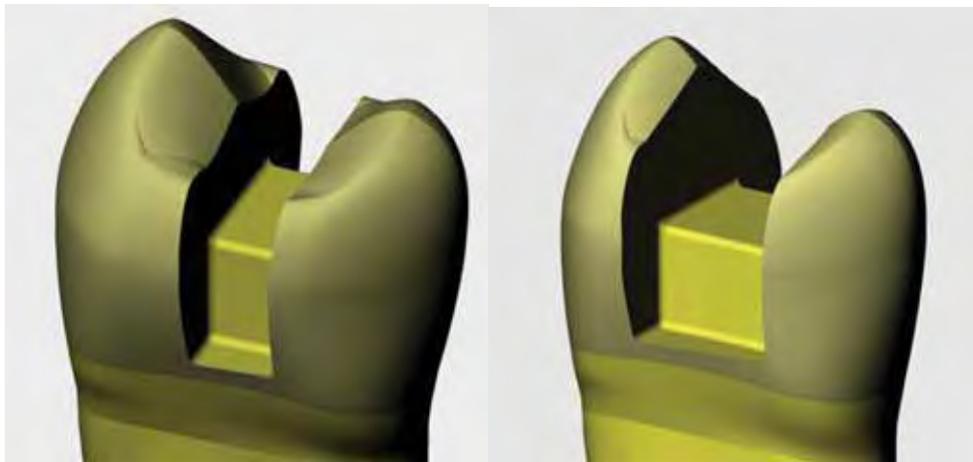


Figura 17 – Desenho da base de poliuretano mais o conjunto, coroa (esmalte), dentina e ligamento periodontal.



A

B

Figura 18 - Desenho dos preparos, onde A) preparo conservador e B) preparo extenso.

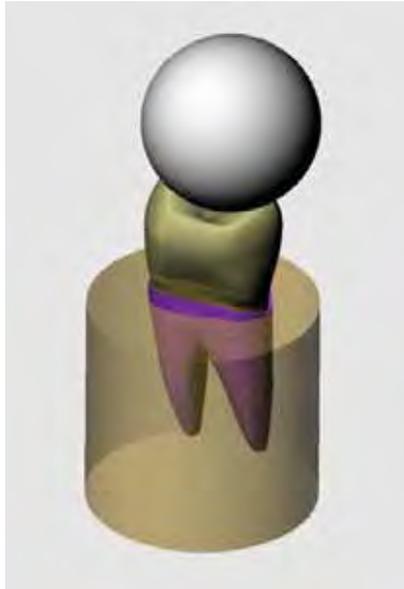


Figura 19 – Desenho da esfera aplicadora no conjunto, coroa (esmalte), dentina, ligamento periodontal e base de poliuretano.

Estes volumes foram exportados em formato STP (*Standard for the Exchange of Product Model Data*) para que o software de pré e pós processamento de elementos finitos pudesse ser empregado para a análise.

As estruturas consideradas para a modelagem foram: esmalte, dentina, porção coronal e radicular, espaço da cavidade pulpar, ligamento periodontal e resina de poliuretano.

4.3.2 Pré-processamento da AEF

De posse dos modelos CAD das geometrias de estudo, inicialmente, foi necessário realizar verificações relativas à qualidade das mesmas, principalmente, no que tange à consistência das superfícies resultantes dos processos de importação pelas ferramentas de análise

numérica. É de elevada importância a realização deste procedimento, uma vez que inconsistências superficiais não detectadas acabam por influenciar negativa e decisivamente sobre a qualidade final das malhas, dos contatos e, principalmente, sobre os resultados finais.

4.3.2.1 Atribuição das propriedades dos materiais

Após a edição dos modelos, o procedimento subsequente consistiu na escolha dos modelos e sua especialização com propriedades específicas dos materiais de trabalho. Nesta etapa, aponta-se a importância de verificar a consistência das grandezas físicas utilizadas no modelo junto à homogeneidade de sistemas métricos. (Figura 20 e 21)

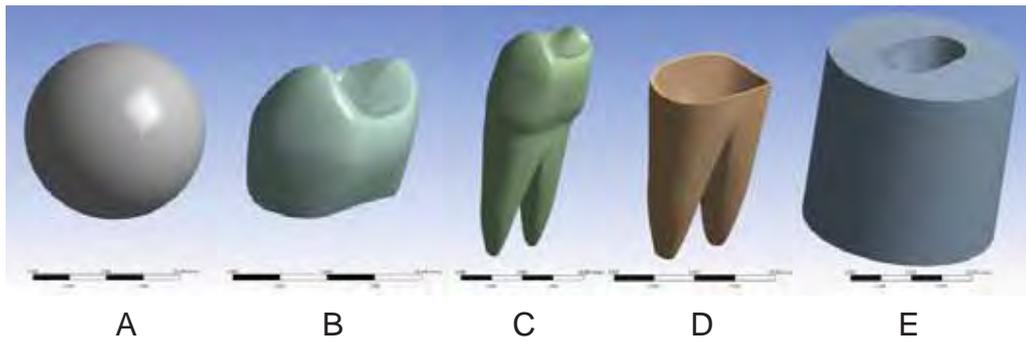
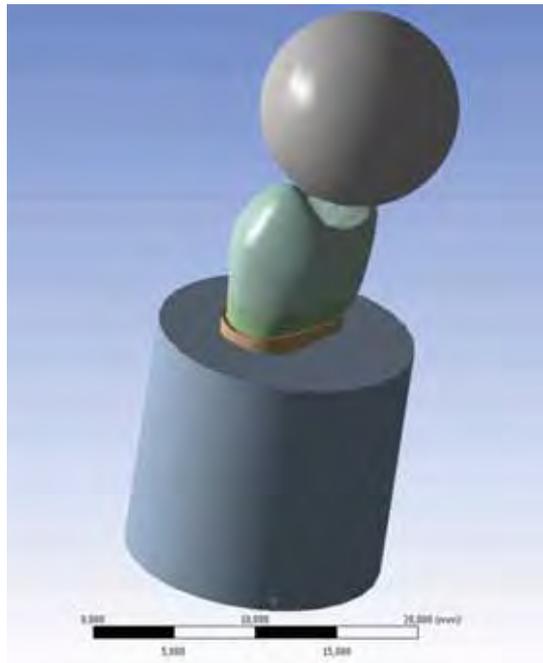


Figura 20 – Verificação da consistência geométrica do dente íntegro onde A) esfera aplicadora; B) coroa (esmalte); C) dentina; D) ligamento peiodontal; E) base de poliuretano.

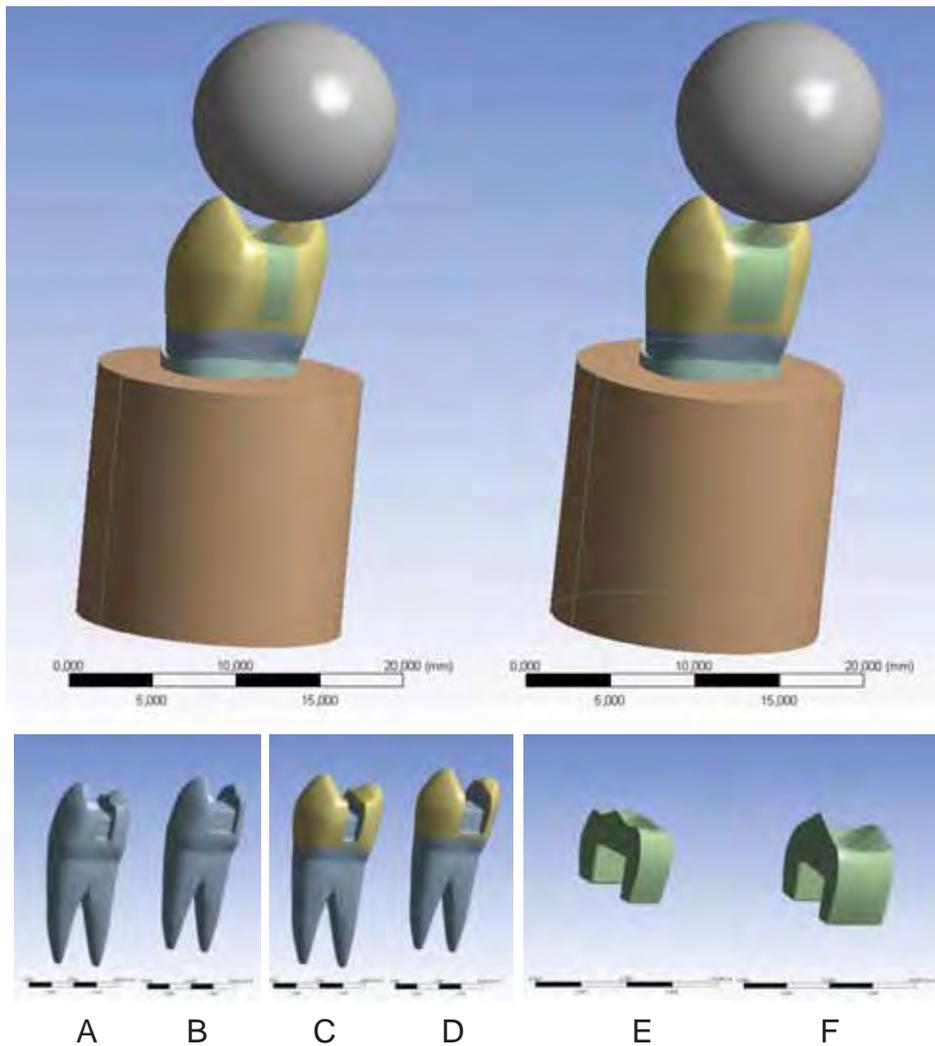


Figura 21 - Verificação da consistência geométrica dos dentes com preparo onde; a) preparo conservador em dentina; b) preparo extenso em dentina; c) preparo conservador em dentina e esmalte; d) preparo extenso em dentina e esmalte; e) inlay conservador; f) inlay extenso.

Para o caso de estudo, todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Para o software entender o comportamento mecânico, é necessário informá-lo sobre as propriedades necessárias para cada tipo de análise.

Neste estudo a análise adequada para representar o ensaio de fratura é a realizada pela análise estática estrutural, onde no mínimo duas propriedades, dentre, módulo de elasticidade longitudinal (E), módulo de cisalhamento (G) ou Poisson, devem ser informadas. Assim, cada geometria agora possui propriedades específicas que caracterizam seu comportamento para um ensaio dentro dos limites de linearidade. As propriedades estão listadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades dos materiais

| Material | Mód. de Elast.Longitudinal (MPa) | Poisson | Referência |
|------------------------------|---|----------------|---|
| Aço inox | 200.000 | 0,3 | Biblioteca Ansys 13.0 |
| Dentina | 18.600 | 0,31 | Soares, 2000 |
| Esmalte | 48.000 | 0,3 | Holmes <i>et al.</i> ,1996 |
| Poliuretano F16 Axson | 3.600 | 0,3 | caracterização realizada no laboratório FOSJC |
| Ligamento | 68,9 | 0,45 | Holmes <i>et al.</i> ,1996 |
| IPS E.max Press | 91.000 | 0,24 | Albakry et al. (2003) |
| Signum Ceramis | 4.854 | 0,3 | Dado fornecido pelo Fabricante |

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

4.3.2.2 Geração das Malhas

Para a geração de malhas de elementos finitos em geometrias biológicas tridimensionais, foi utilizado o Software Ansys 13.0.

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

Assim, utilizam-se malhas de elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento, cuja característica em termos de quantidade de nós e elementos deste trabalho foi 348.296 e 231.444 respectivamente. Este tipo de elemento é o mais indicado para reproduzir geometrias complexas e curvas, como as estruturas dentárias, pois se adapta melhor espacialmente, sendo assim, uma ferramenta bastante poderosa para representação de volumes de geometrias anatômicas.

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

Por outro lado, simplificações também podem ser realizadas no modelo no intuito de controlar o adensamento da malha em geometrias que possuem regiões complexas, porém de comportamento mecânico pouco relevante para os objetivos do estudo. O controle da malha foi realizado no tamanho do elemento (0,4 mm) (Figura 22).

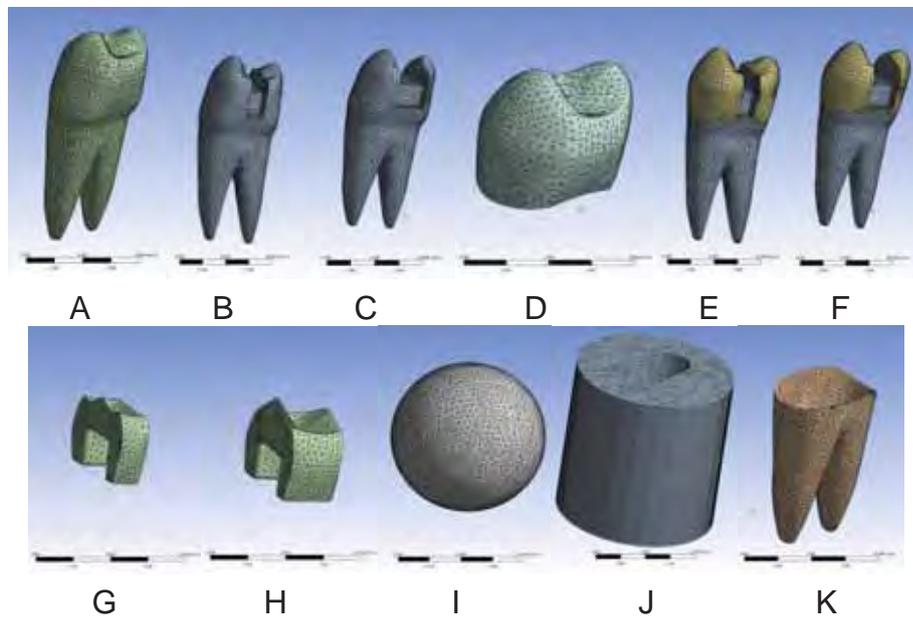


Figura 22 - Geração das malhas nos modelos onde A) malha aplicada na dentina; B) preparo conservador na dentina; C) preparo extenso na dentina; D) coroa (esmalte); E) preparo conservador no esmalte e dentina; F) preparo extenso no esmalte e dentina; G) inlay conservador; H) inlay extensa; I) esfera aplicadora; J) base de poliuretano; K) ligamento periodontal.

4.3.2.3 Interação multi-corpos: definição dos contatos

O relacionamento entre as geometrias determina a transmissão das tensões existentes de um elemento para o outro na região de interface, assim, foi adotado o contato colado, para todos os relacionamentos.

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

Foi realizado contato colado entre a esfera e o dente, pois se fosse escolhido o tipo de contato *Frictionless*, qualquer desequilíbrio geométrico levaria a uma instabilidade e o resultado do modelo falharia, devido a característica desse tipo de contato.

4.3.2.4 Carregamento e Fixação

Para a simulação do ensaio de resistência à fratura, para todos os modelos: íntegro, preparado e restaurado, foi restrito o deslocamento em todas as direções na parede cilíndrica externa e na base do cilindro de poliuretano e o carregamento foi aplicado pela simulação de um deslocamento de 0,02 mm, paralelo ao eixo Z sobre a esfera. (Figura 23)



Figura 23 – Condições de suporte e carregamento, onde a esfera sofrerá deslocamento e a resina de poliuretano é fixa.

5. RESULTADO

5.1 Análise *in vitro*

A fim de analisar o enfraquecimento da estrutura dental, ao se fazer um preparo, conservador ou extenso, foi realizado o Teste de análise de variância de um fator com nível de significância 5% presente na Tabela 3. A variável foi denominada "dente sem restauração", apresentando como subníveis: dente íntegro, conservador sem restauração e extenso sem restauração.

Tabela 3 - Teste de Análise de variância um fator para variável dente sem restauração

| Efeito | SS | GL | MS | F | P |
|------------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|-------------------|
| Dente sem restauração | 46091,7 | 2 | 23045,9 | 106,7777 | <0,0000 |
| Erro | 3884,9 | 18 | 215,8 | | |

Como houve diferença estatística significativa, pois $p < 0,05$; significando que a variável dependente "resistência à fratura" foi influenciada pelo desgaste dental, assim foi realizado Teste Tukey a fim de verificar onde essas diferenças ocorreram. (Tabela 4)

Tabela 4 – Teste Tukey (5%) para dente sem restauração, com suas respectivas médias e desvio padrão

| GRUPO | Média ± dp (Kgf) | Grupos homogêneos |
|--------------|-------------------------|--------------------------|
| I | 161,73 ± 22,94 | A |
| PC | 65,46 ± 5,37 | B |
| PE | 58,08 ± 9,62 | B |

A Tabela 4 mostra que o dente íntegro apresentou a maior média, seguido do conservador e extenso respectivamente. Os dentes com preparo conservador e extenso diferem estatisticamente do dente íntegro, porém o PC e PE são semelhantes para o nível de significância adotado.

O delineamento desse estudo consta de uma análise causal de uma série de variáveis independentes e a resistência à fratura;

- a) tamanho do preparo;
- b) material restaurador.

Foi realizado um tratamento estatístico separado para os casos referente ao preparo conservador e os referentes ao preparo extenso, comparando a presença do tipo de material restaurador, utilizando o teste de análise de variância de um fator com significância 5%.

Na Tabela 5 mostra a análise de variância realizado para os grupos de preparo conservador.

Tabela 5 - Teste de Análise de variância um fator para variável preparo conservador

| Efeito | SS | GL | MS | F | P |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|-------------------|
| Preparo conservador | 34591,2 | 3 | 11530,4 | 57,092 | <0,0000 |
| Erro | 4241,2 | 21 | 202,0 | | |

Para localizar as diferenças apontadas no Teste de análise de variância, o Teste Tukey (5%) foi aplicado e os resultados estão apontados na Tabela 6.

Tabela 6 – Teste Tukey (5%) para comparação entre os grupos que apresentam preparo conservador

| GRUPO | Média ± dp (Kgf) | Grupos homogêneos |
|--------------|-------------------------|--------------------------|
| I | 161,73 ± 22,94 | A |
| PC | 65,46± 5,37 | B |
| RCR | 90,31±6,10 | C |
| RCC | 94,38±12,35 | C |

A Tabela 6 mostra a comparação entre os grupos conservadores, onde, o íntegro apresentou maior média, seguido do dente restaurado com cerâmica, restaurado com resina e o preparado sem restauração (controle negativo), respectivamente.

Os grupos RCR e RCC, não apresentaram diferença estatística entre si, diferindo dos grupos I e PC, que foram diferentes estatisticamente com todos os grupos conservadores.

Da mesma maneira foi realizado a análise de variância para o grupo com preparo extenso, visto na Tabela 7.

Tabela 7 – Teste de Análise de variância um fator para variável preparo extenso

| Efeito | SS | GL | MS | F | P |
|------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|-------------------|
| Preparo Extenso | 44998,4 | 3 | 14999,5 | 37,2558 | <0,0000 |
| Erro | 8052,2 | 20 | 402,6 | | |

Para verificar onde ocorreram as diferenças foi realizado o Teste Tukey (5%).(Tabela 8)

Tabela 8 - Teste Tukey (5%) para verificar onde ocorreram as diferenças estatísticas entre os grupos que apresentam preparo extenso

| GRUPOS | Média ± dp (Kgf) | Grupos homogêneos |
|---------------|-------------------------|--------------------------|
| I | 161,73 ± 22,94 | A |
| PE | 58,08 ± 9,62 | B |
| REC | 103,55 ± 15,84 | C |
| RER | 65,42 ± 10,15 | B |

Nessa tabela, é verificado que o dente íntegro apresentou maior média, seguido respectivamente por, restaurado com cerâmica,

restaurado com resina e preparo extenso sem restauração (controle negativo), respectivamente.

O grupo I apresentou diferença estatística entre todos os grupos com preparo extenso. Os grupos RER e PE não apresentaram diferença estatística significativa entre si e o grupo REC apresentou diferença estatística entre os demais grupos.

5.1.2 Mapeamento da fratura

Os valores em porcentagem dos tipos de fratura estão apresentados no Quadro 3. Pode-se verificar que o tipo de maior prevalência foi o Tipo II, cuja fratura se deu em esmalte e dentina até o terço médio.

Quadro 3 – valores em porcentagem dos tipos de fratura

| TIPO | | QUANTIDADE |
|--|--|---------------|
|  I | | 5,12% |
|  II |  Vestibular | 35,89% |
| |  Lingual | |
|  III |  Vestibular | 28,20% |
| |  Lingual | |
|  IV |  Vestibular | 7,79% |
| |  Lingual | |
|  V |  Vestibular | 15,38% |
| |  Lingual | |
|  VI | | 7,69% |

A Tabela 9 apresenta os valores em porcentagem das fratura em cada grupo.

Tabela 9 – valores em porcentagem das fratura em cada grupo.

| Tipos de Fratura | | | | | | |
|-------------------------|----------|-----------|------------|-----------|----------|-----------|
| GRUPO | I | II | III | IV | V | VI |
| I | 28,57% | 42,85% | 28,57% | 0 | 0 | 0 |
| PC | 0 | 33,3% | 66,6% | 0 | 0 | 0 |
| PE | 0 | 42,86% | 57,14% | 0 | 0 | 0 |
| RCR | 0 | 80% | 0 | 20% | 0 | 0 |
| RCC | 0 | 25% | 25% | 0 | 50% | 0 |
| RER | 0 | 0 | 0 | 60% | 20% | 20% |
| REC | 0 | 20% | 0 | 0 | 40% | 40% |

5.2 Análise por simulação computacional (*in silico*)

5.2.1 Pós-processamento

A visualização dos resultados em análise por elementos finitos é realizada por meio visual com o uso de uma escala de cores, onde cada tonalidade é representa uma faixa de tensões ou deformações geradas nas estruturas avaliadas.

Para a análise dos resultados a tensão de von Mises e deslocamento foram utilizadas para avaliar a coerência da simulação realizada em relação aos contatos, fixação e carregamento. Após esta análise a tensão máxima principal foi estudada sendo que valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos, a compressão. O esmalte, dentina, cerâmica e resina apresentam comportamento frágil, ou seja, iniciam a falha sob tensão de tração, por

isso a tensão máxima principal é a mais indicada para avaliar o provável início da falha.

5.2.2. Tensão de von Mises no dente íntegro

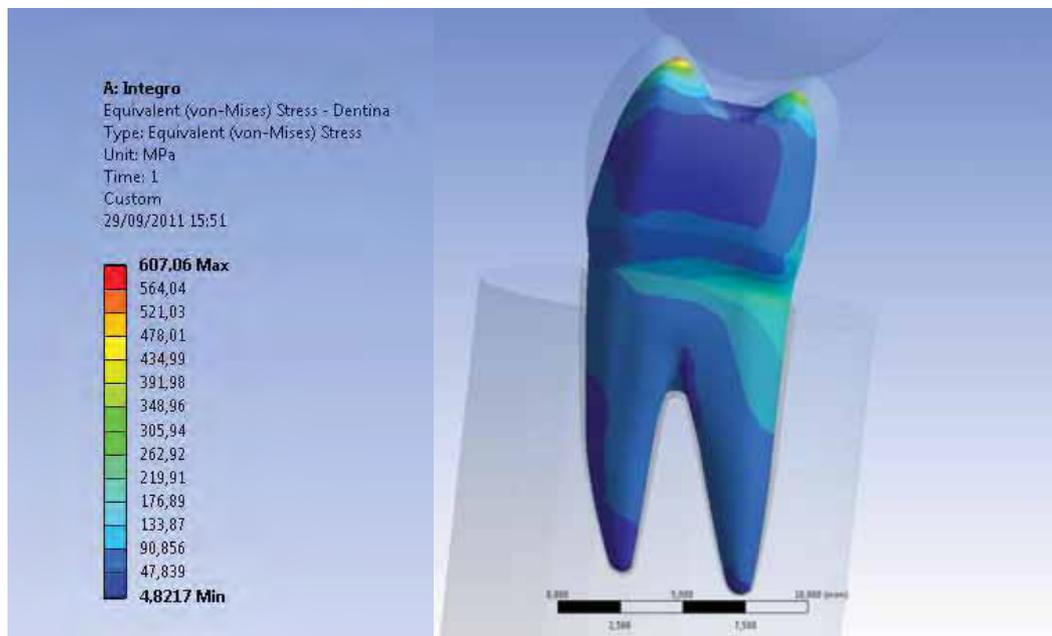


Figura 24 – análise pelo critério de von Mises no dente íntegro.

Na Figura 24, pode-se perceber uma transmissão de energia coerente por toda a estrutura dentinária. Uma alta energia encontrada no ponto de aplicação de carga, fluindo sem grandes variações de gradientes até a região furca e ápices radiculares.

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

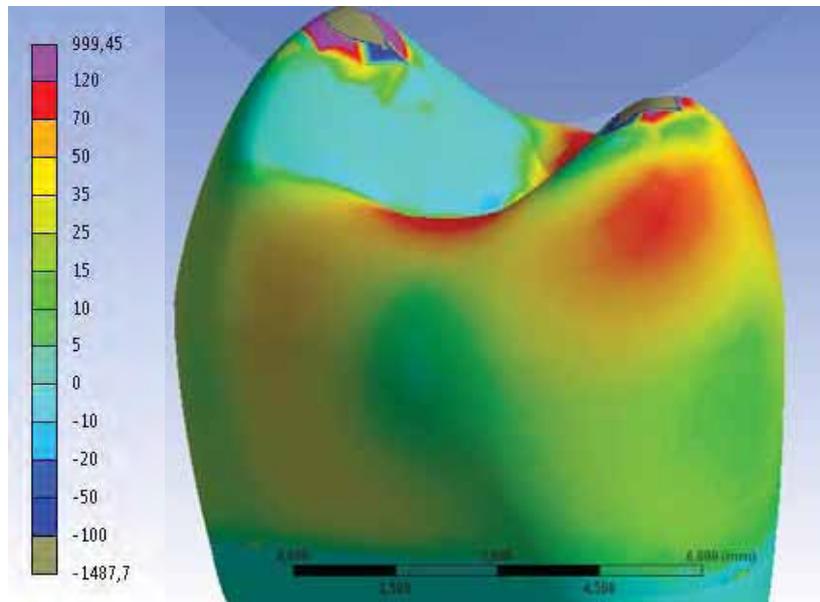
5.2.3 Análise da tensão máxima principal do esmalte

Os dados dos modelos da máxima e mínima tensão, assim como a região de incidência do valor máximo da tensão estão apresentados na Tabela 10 .

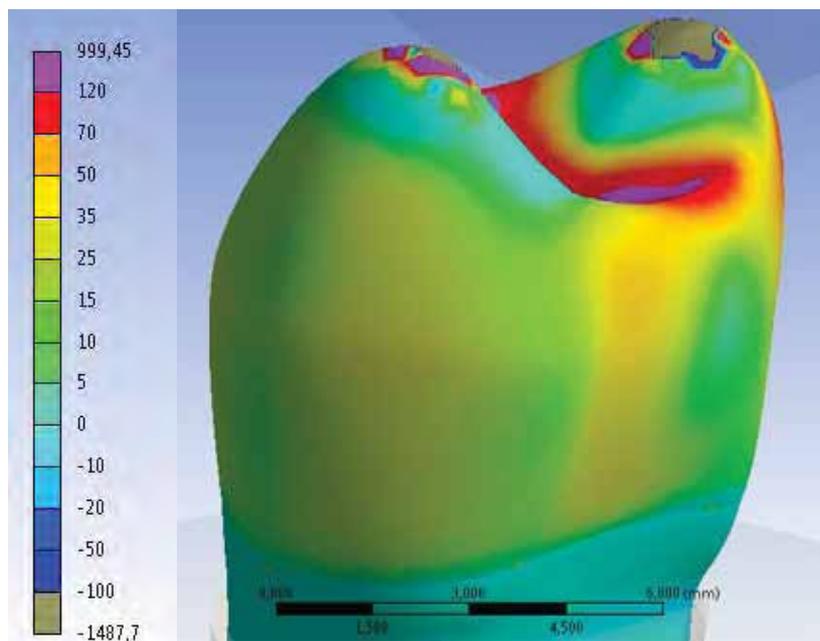
Tabela 10 – Máxima principal e mínima, região de incidência da distribuição da tensão.

| Grupo | | Máx. Principal MPa | Mínima Mpa | Volume |
|--------------|---------|---------------------------|-------------------|--|
| I | Dentina | 87,294 | -75,784 | Coroa em tração |
| | Esmalte | 435,32 | -1.074,1 | Maior parte em tração |
| PC | Dentina | 331,99 | -63,679 | Maior tração na parede pulpar e no diedro linguo pulpar |
| | Esmalte | 521,88 | -992,36 | Coroa em tração |
| PE | Dentina | 333,81 | -69,865 | Maior tração na parede pulpar e no diedro lingual |
| | Esmalte | 999,45 | -1.487,7 | Coroa em tração |
| RCC | Dentina | 104,34 | -66,193 | Compressão na parede gengival e tração nas demais regiões |
| | Esmalte | 510,83 | -1000,2 | Coroa em tração |
| RCR | Dentina | 99,654 | -64,663 | Tração na parede pulpar, e paredes circundantes do preparo |
| | Esmalte | 509,68 | -1022,3 | Coroa em tração |
| REC | Dentina | 106,00 | -78,821 | Compressão na parede gengival e tração nas demais regiões |
| | Esmalte | 971,9 | -1.195,8 | Coroa em tração |
| RER | Dentina | 122,22 | -72,93 | Tração na parede pulpar, e paredes circundantes do preparo |
| | Esmalte | 907,83 | -1412,5 | Coroa em tração |

5.2.3.1 Dente íntegro



A



B

Figura 25 – Tensão máxima principal no dente íntegro. A) vista lingual; B) vista vestibular.

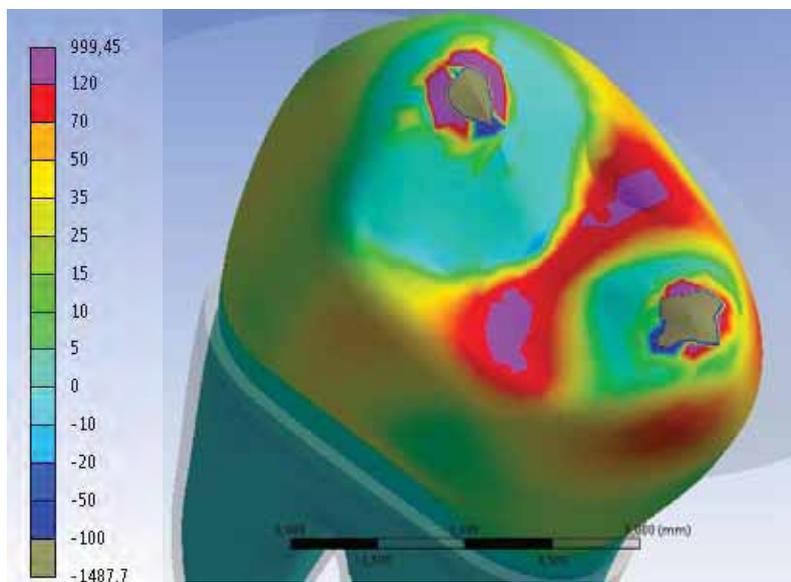


Figura 26 - Tensão Máxima Principal no dente íntegro na vista oclusal

A Figura 25 mostra a distribuição das tensões ao longo da coroa clínica do dente íntegro, e os valores de compressão encontrados na área de aplicação da carga estão exageradamente altos devido à condição de contorno utilizada para a aplicação da carga. Na cúspide lingual pode-se observar uma maior diferença no gradiente de tensão, com uma maior concentração de tensões de tração.

Na Figura 26 mostra a alta concentração de tensão de tração nas cristas marginais convergendo para o sulco central.

5.2.3.2 Preparo conservador

As figuras 27 e 28 mostram o resultado do enfraquecimento de estrutura ao removermos as cristas marginais para o

preparo MOD, onde uma tensão de tração surge na região da parede gengival onde se encontra o término do preparo em esmalte. Na parede vestibular (Figura 27) o gradiente de concentração aumentou comparando com o dente íntegro, sugerindo que houve um aumento de tensão de tração nessa região.

É possível também, verificar uma maior concentração de tensão de tração na região do ângulo linguo axio-pulpar e gengival.

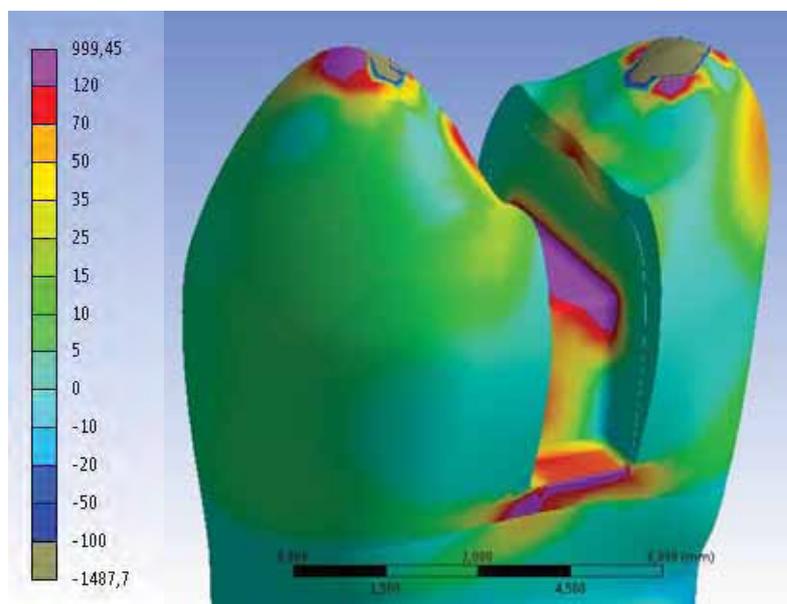
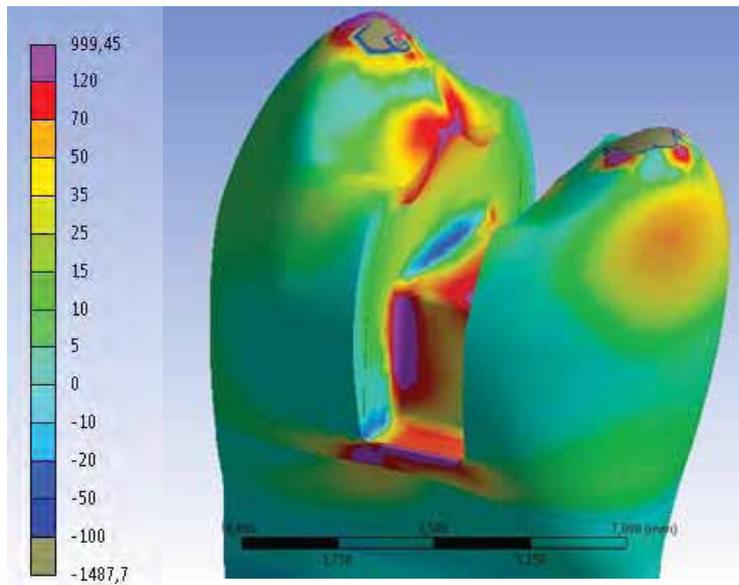
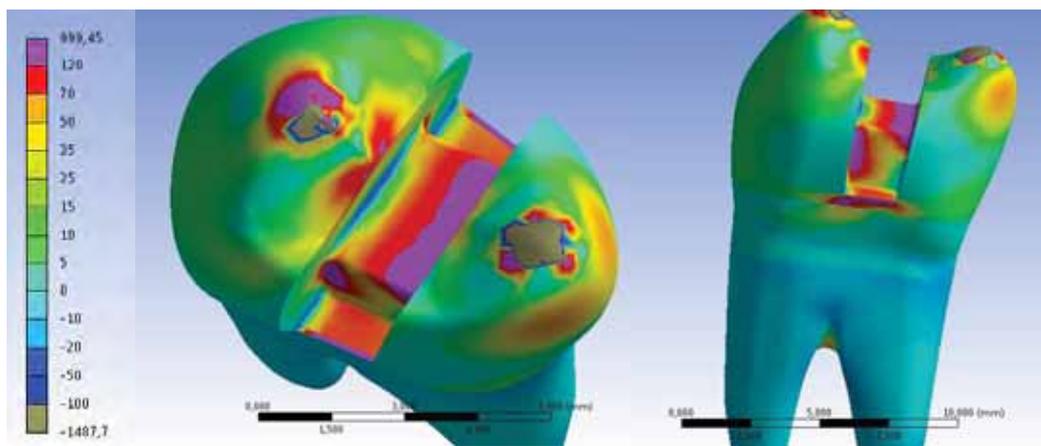


Figura 27 - Tensão Máxima Principal preparo conservador e sem restauração, vista vestibular



A

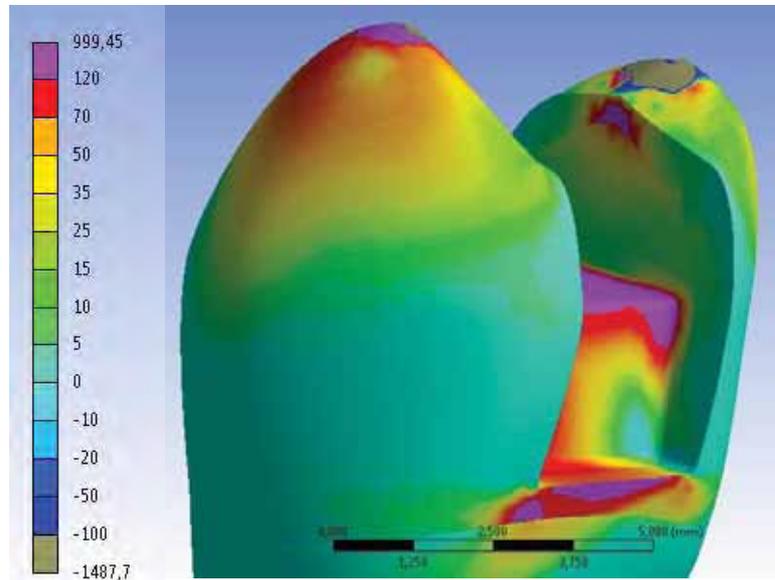


B

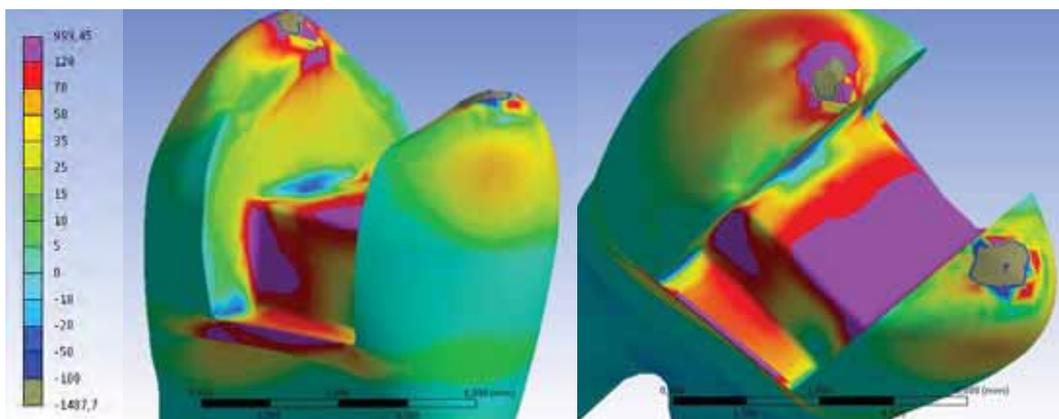
C

Figura 28 Tensão Máxima Principal no dente com preparo conservador e sem restauração. A) vista lingual; B) vista oclusal; C) vista lateral

5.2.2.3 Preparo Extenso



A



B

C

Figura 29 – Tensão máxima principal do esmalte no dente com preparo extenso e sem restauração, onde A) vista vestibular; B) vista lingual e C) vista oclusal

A Figura 29 apresenta as mesmas características observadas no preparo conservador, Figura 28, no que diz respeito às tensões de tração encontradas na região cervical oriundas do enfraquecimento proporcionado pela remoção das cristas marginais.

Porém há uma maior dissipação da tensão de tração nas paredes pulpar e gengival, comparado com o preparo conservador, devido a maior remoção das estruturas dentárias.

5.2.2.4 Preparo conservador restaurado com cerâmica

A Figura 30 mostra que houve um reforço das estruturas dentais devido a restauração, onde o valor de maior tração são menores do que o dente com preparo conservador sem restauração. Pode-se também perceber que a restauração em cerâmica concentra grandes tensões de tração, sugerindo que sua fratura ocorra antes do remanescente dentário.

Na parede gengival, é possível observar uma grande concentração de tensão de compressão devido a estabilidade que a restauração proporciona.

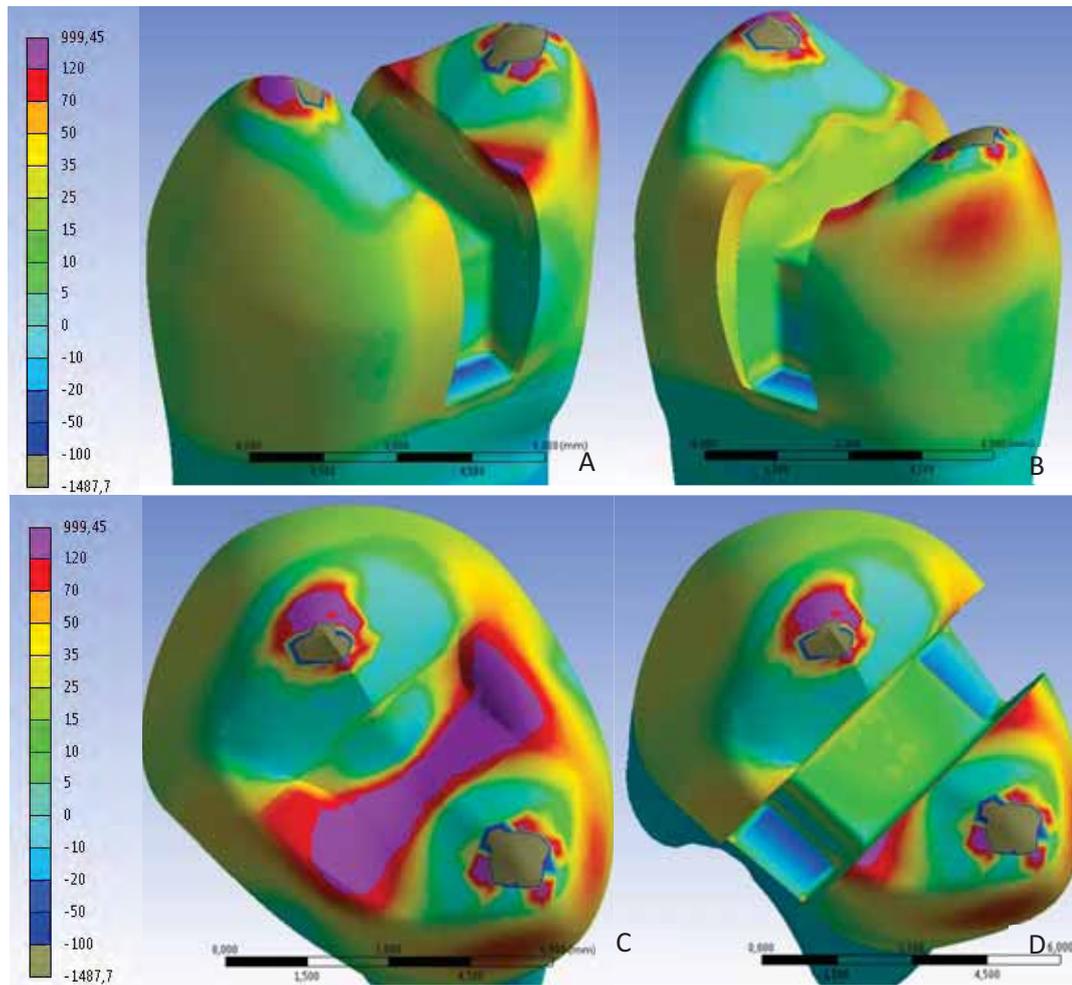


Figura 30 – Tensão máxima principal do dente com preparo conservador e restaurado com cerâmica, onde A) vista vestibular; B) vista lingual, C) presença da restauração e D) vista oclusal sem a restauração.

5.2.2.5 Preparo conservador restaurado com resina composta

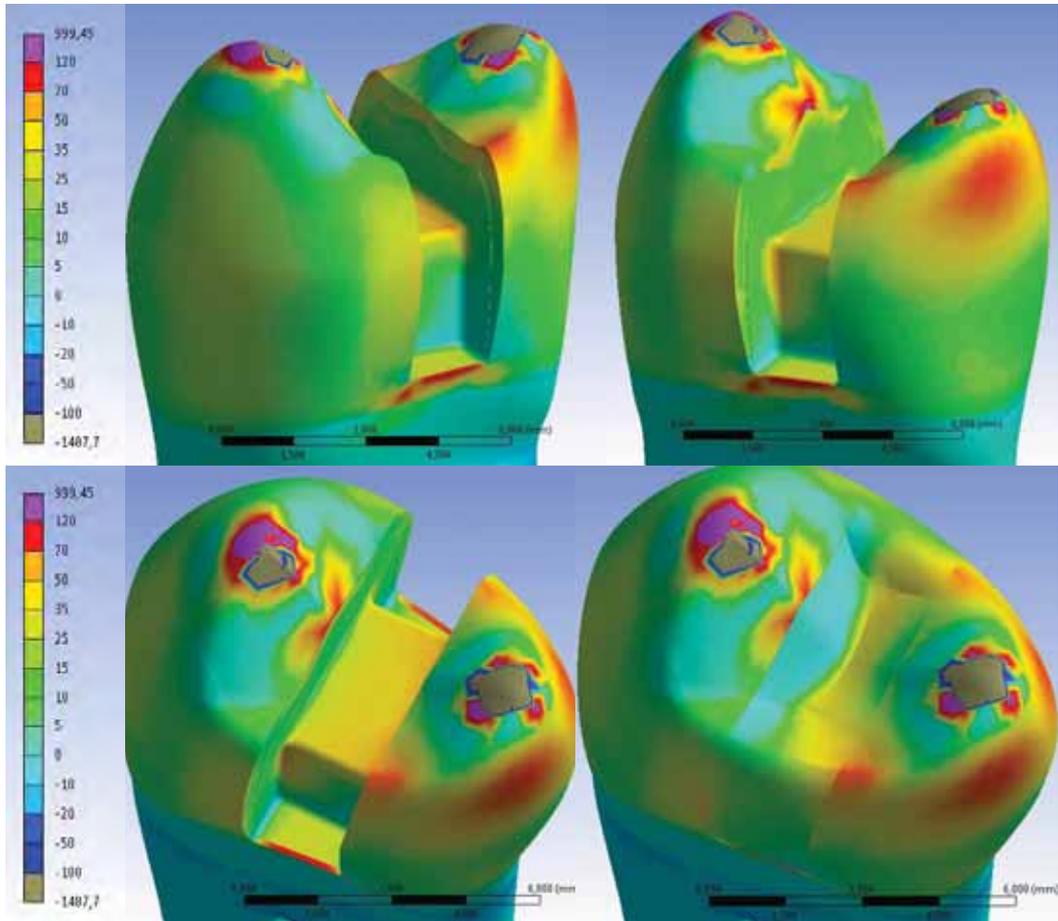


Figura 31 - Tensão máxima principal do dente com preparo conservador e restaurado com resina composta, onde A) vista vestibular; B) vista lingual; C) vista oclusal sem restauração e D) presença da restauração.

Na Figura 31, pode-se notar que com a restauração em resina composta houve uma diminuição da concentração de tração em todas as estruturas dentárias, diminuindo a diferença do gradiente de concentração, diferentemente quando se restaura com cerâmica.

5.2.2.6 Preparo extenso restaurado com cerâmica

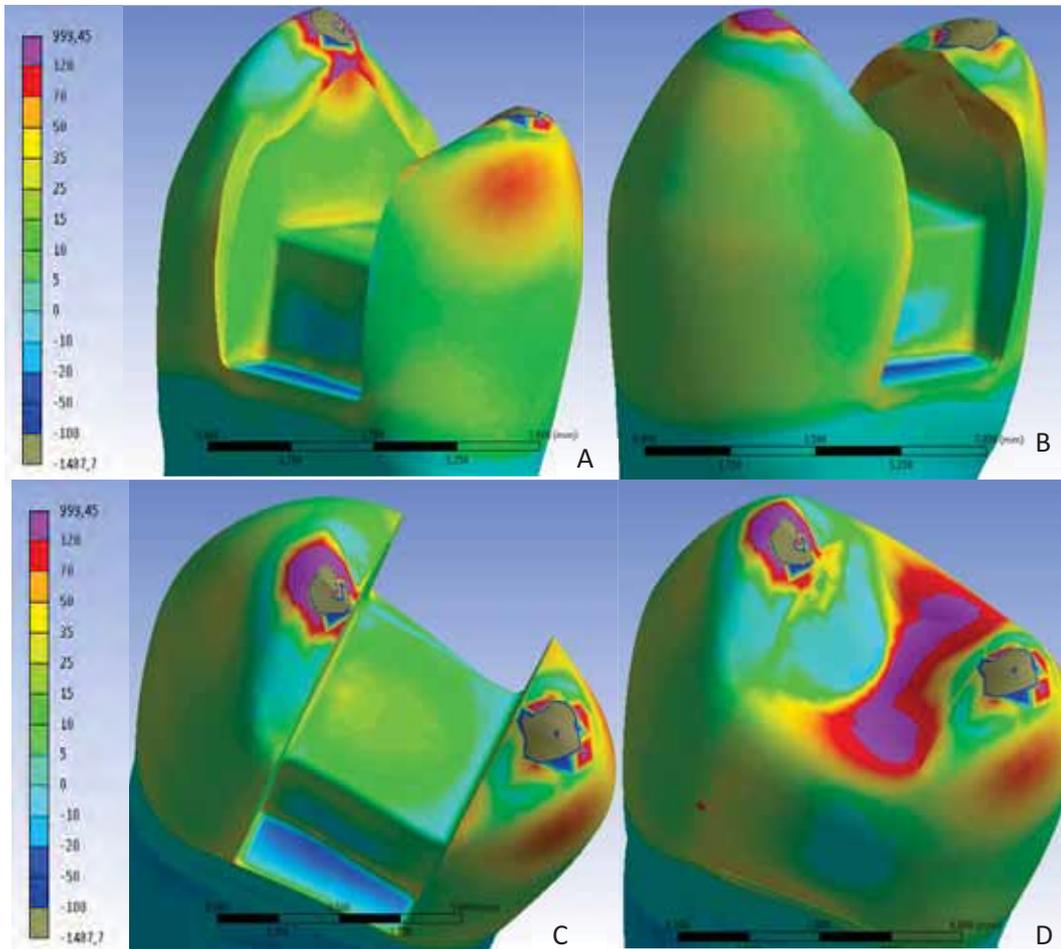


Figura 32 - Tensão máxima principal do dente com preparo extenso restaurado com cerâmica, onde, A) vista lingual; B) vista vestibular; C) vista oclusal sem restauração e D) presença da restauração.

A Figura 32 apresenta as mesmas características observadas no preparo conservador restaurado com cerâmica (Figura 30), onde os valores de tração são menores do que o dente com preparo conservador sem restauração.

5.2.2.7 Preparo extenso restaurado com resina composta

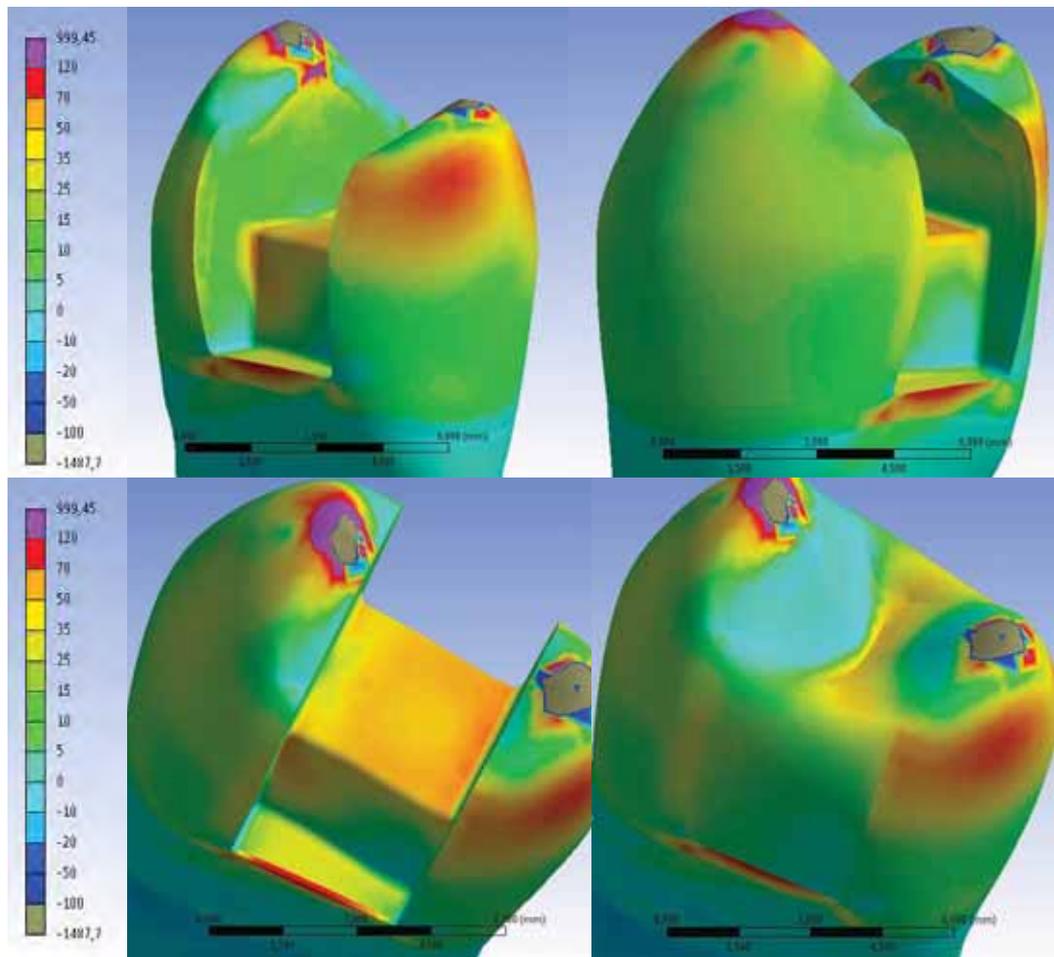


Figura 33 - Tensão máxima principal do dente com preparo extenso restaurado com resina composta, onde A) vista lingual; B) vista vestibular; C) vista oclusal sem restauração e D) presença da restauração.

Na Figuras 33 é possível verificar maiores valores de tração na região cervical bem semelhante o que ocorre com o preparo conservador restaurado com resina. (Figura 31)

Possivelmente ocorre uma menor transmissão de tensão, quando comparamos com o comportamento dos dentes restaurados com cerâmica, devido a maior elasticidade do material resinoso fazendo com que ocorra essa maior concentração de tensão nas margens cervicais.

5.2.3 Deslocamento da dentina

5.2.4.1 Deslocamento dos dentes sem restauração

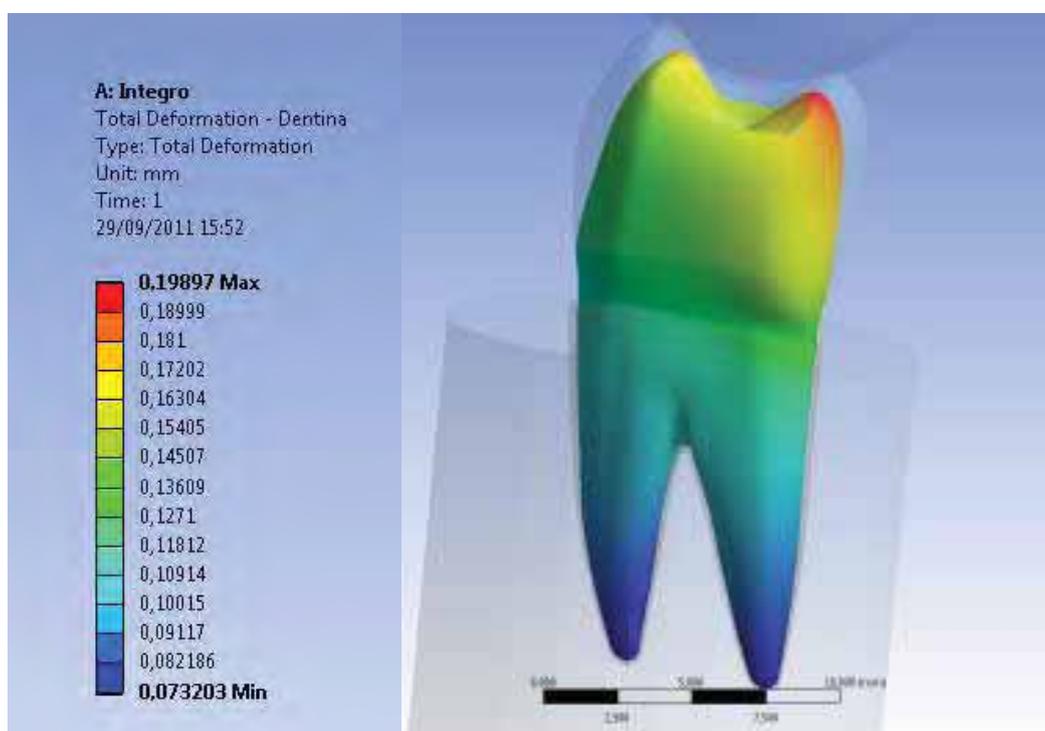


Figura 34 - Deslocamento no dente íntegro.

Os valores de deslocamento relativo são mais intensos na cuspide lingual, e devido à rigidez da estrutura modelada, o deslocamento para o dente inteiro foi de 198 μm . (Figura 34)

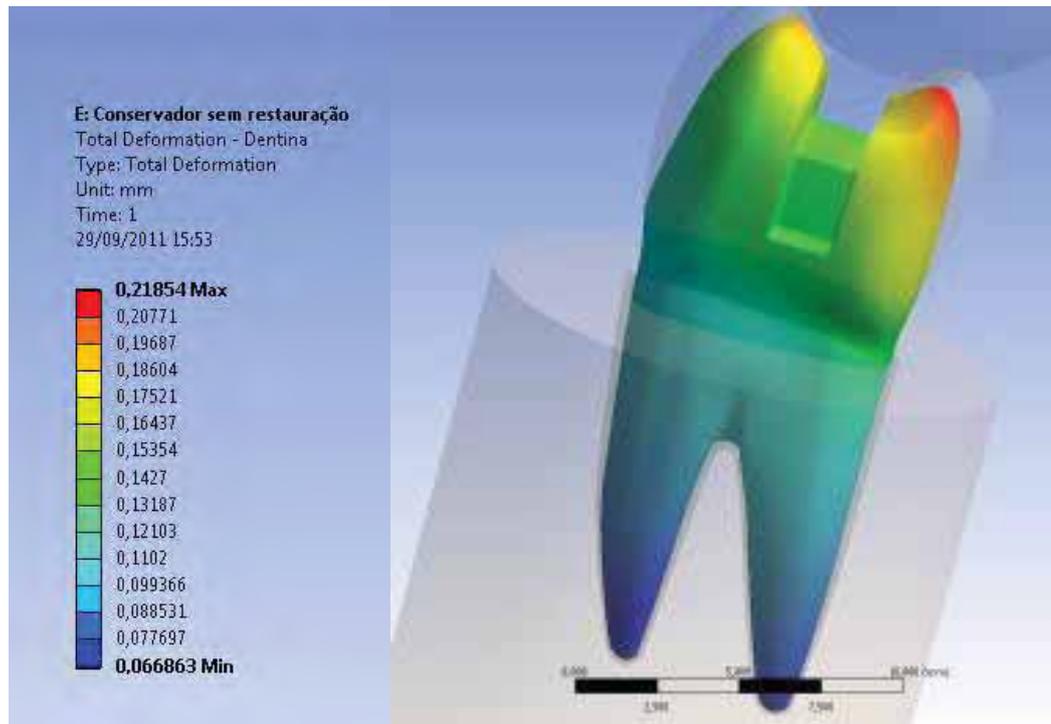


Figura 35 - Deslocamento do dente com preparo conservador sem restauração.

Ao se preparar uma MOD conservadora, o deslocamento aumenta para valores próximos de 218 μm . (Figura 35) No preparo de uma MOD extensa, o deslocamento relativo das cúspide aumenta para valores de 234 μm .(Figura 36)

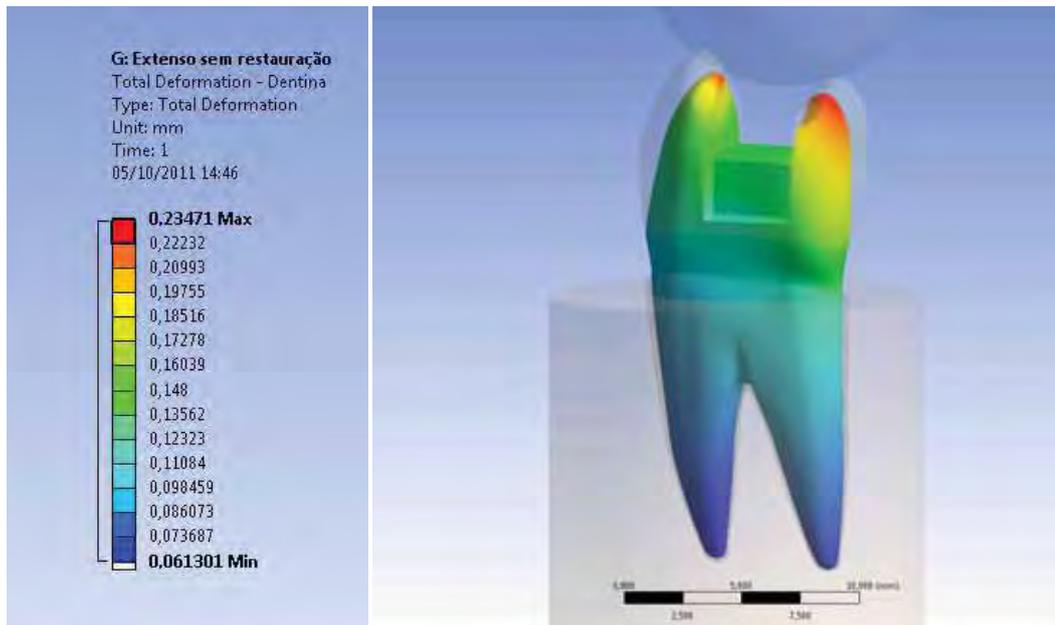


Figura 36 - Deslocamento do dente com preparo extenso sem restauração.

5.2.4.2 Deslocamento da dentina dos dentes restaurados

5.2.4.2.1 Conservador

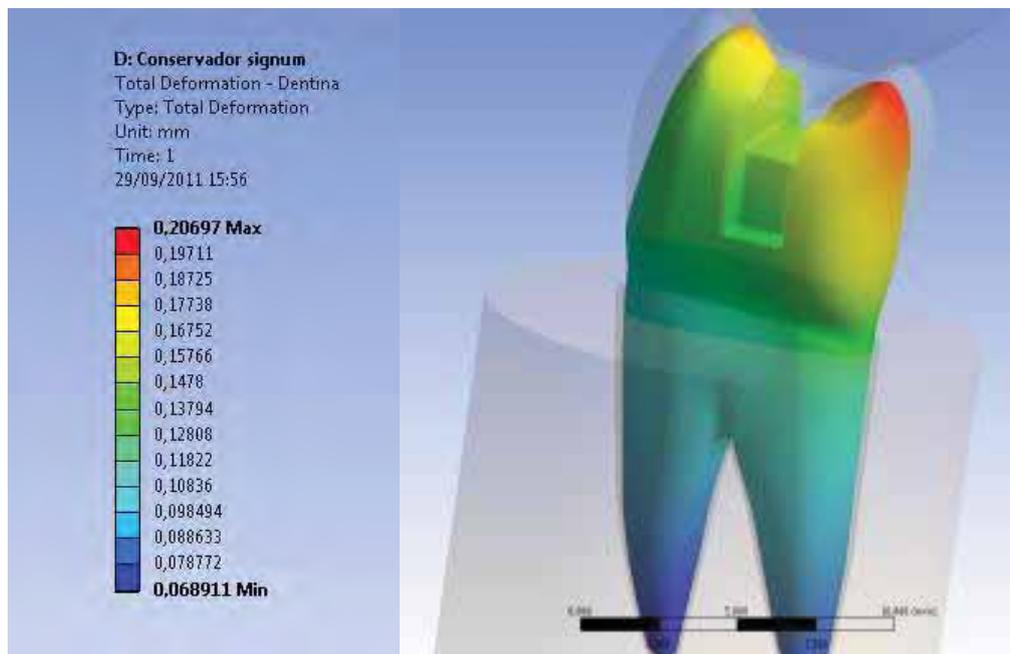


Figura 37 - Deslocamento do dente com preparo conservador restaurado com resina composta.

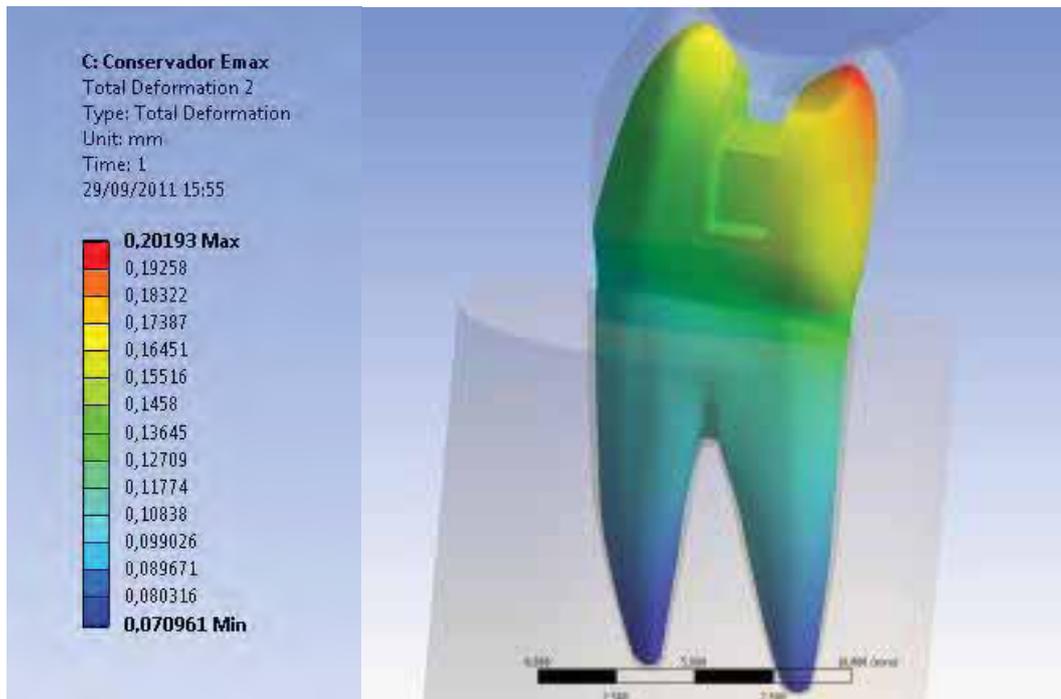


Figura 38 - Deslocamento do dente com preparo conservador restaurado com cerâmica.

Ao se restaurar com os dois materiais, os valores de deslocamento diminuem para cerca de 200 μm , se aproximando do valor do dente inteiro. (Figura 37 e 38)

5.2.4.2.2 Extenso

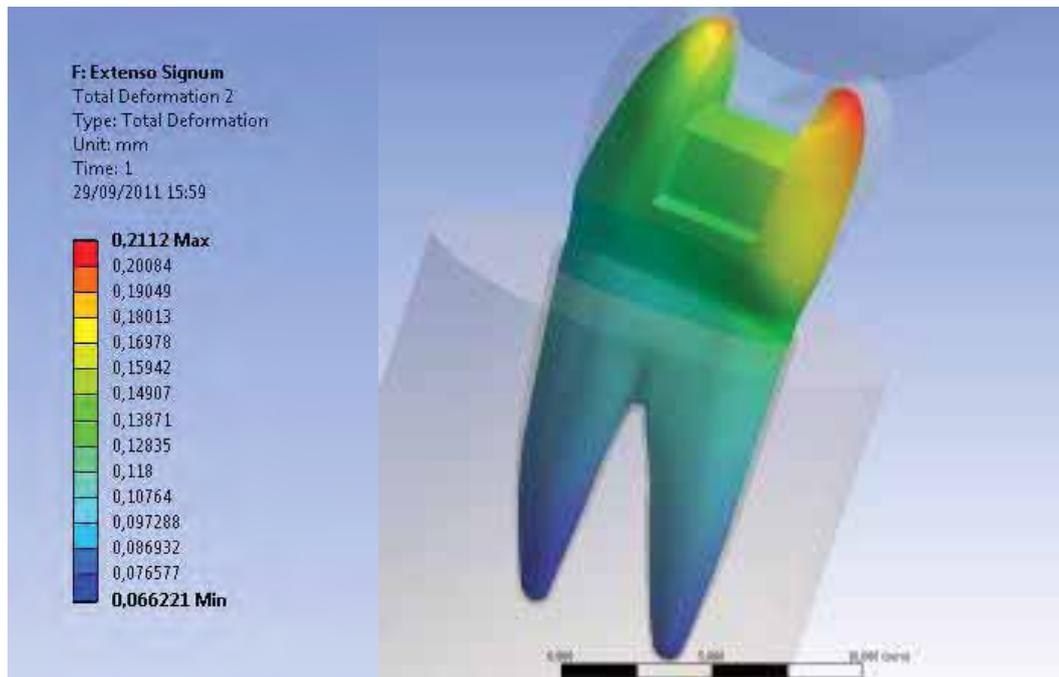


Figura 39 - Deslocamento do dente com preparo extenso restaurado com resina composta.

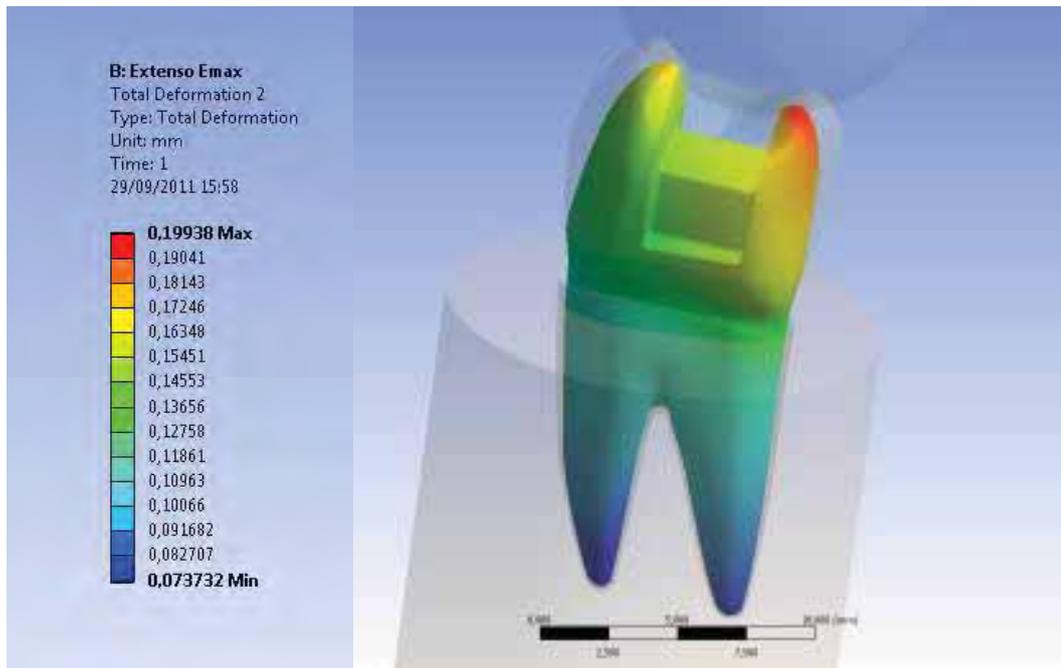


Figura 40 - Deslocamento do dente com preparo extenso restaurado com cerâmica.

Ao se restaurar o dente com preparo extenso, o comportamento é diferente do encontrado no preparo conservador. Os valores encontrados para o deslocamento relativo das cúspides é menor com restauração com cerâmica (199 μm) que em resina composta (211 μm). (Figura 39 e 40)

6 DISCUSSÃO

Atualmente é possível que as estruturas dentárias remanescentes sejam conservadas ao máximo com o intuito de preservar uma maior quantidade de tecido dentário, devido às propriedades dos agentes cimentantes bem como dos materiais utilizados para a restauração.

O intuito desse estudo foi verificar a possibilidade de se realizar uma inlay até a máxima largura do istmo oclusal permitida antes de fazer o recobrimento das cúspides, através da resistência à fratura dos premolares superiores, com a utilização de materiais com módulos de elasticidade, propriedades elásticas e comportamentos mecânicos diferentes, a fim de verificar qual material e tipo de preparo possui o melhor comportamento nessas simulações clínicas, pois, segundo Delphino et al., 2002, embora os preparos mesio-distal oclusais diminuam a resistência dentária, as restaurações indiretas adesivas são uma alternativa para melhorar a resistência dos dentes com preparos extensos.

A realização dos experimentos laboratoriais 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).

Para diminuir a discrepância entre os estudos “*in vitro*” e a realidade clínica, foram associados diferentes metodologias, como os ensaios mecânicos, padronização do modo de falha e análise pelo método de elemento finito.

Existem vários fatores que podem interferir nos resultados de resistência à fratura como: a maneira e o material de inclusão do

dente, tipo de dispositivo para a aplicação de carga e velocidade da máquina de ensaio. (Burke et al., 1993; Soares CJ et al., 2006), diferentes dimensões dos dentes e métodos da confecção do preparo.

Assim, os métodos experimentais usados para análise laboratorial não representam fielmente as condições clínicas, em que as falhas ocorrem principalmente devido à fadiga (Hondrun 1992).

Para Burke em 1992, os testes de fratura mecânica muitas vezes produzem cargas de fraturas que excedem os limites de cargas que ocorrem no sistema estomatognático normal durante a mastigação, que ficam em torno de 300 a 500N, para uma dentição saudável.

Em geral, a magnitude das forças oclusais são maiores nas regiões posteriores do que nas anteriores. Essas forças são maiores do que as forças durante a mastigação e a deglutição. No entanto, a aplicação de altas cargas na superfície oclusal de dentes e/ou restaurações pode acontecer quando o indivíduo morde um corpo sólido de pequena dimensão, e a força que deveria ser distribuída na superfície oclusal dos dentes posteriores, fica concentrada em um único dente. Caso este dente seja estruturalmente debilitado ou preparado com um desenho cavitário inadequado, o resultado pode ser a fratura de dente, da restauração, ou de ambos (Silva, 2008).

A média das forças oclusais encontradas na literatura são de 21,7 Kgf (212N) (Burke 1992), sendo valores menores que a resistência à fratura. Nesse estudo, os dentes íntegros apresentaram uma média de resistência à fratura de 161,73 kgf (1584 N), superiores ao encontrado por Takahashi em 2001, que foram de 736N; semelhantes com os resultados de Silva em 2008 de 1370,61 N e inferiores ao encontrado por Soares CJ em 2006, que foram de 320,5 Kgf (3140 N), assim, a estrutura dentária seria suficientemente resistente para suportar as forças mastigatórias naturais uma vez que os resultados encontrados

excederam a média das forças oclusais. Essas diferenças de resultados ocorreram provavelmente devido a diferentes metodologias de inclusão, dispositivo para o teste de compressão, inclusão ou não do ligamento, controle na confecção do preparo, diferença do desvio padrão em cada estudo.

Muito da limitação desse estudo e da maioria, na literatura, se deve a simulação somente dos pontos de contato A e B, não sendo uma real e ideal condição na cavidade oral durante a máxima intercuspidação.

A realização dos ensaios laboratoriais para os dentes sem restauração apresentaram resultados esperados, ou seja, ao se realizar o preparo da inlay houve uma diminuição estatisticamente significativa para os dois grupos experimentais, preparo conservador (PC) e extenso (PE), comparados com o controle íntegro (I), pois a diminuição da estrutura dentária reduz a resistência estrutural dos dentes, podendo chegar a uma perda de 50%, aumentando assim os riscos de fratura (St-Georges et al., 2003).

Apesar que numericamente o grupo PC tenha resistido mais a fratura que o PE, não houve diferença estatística para um nível de significância de 5%, e como os coeficientes de variação ficaram em torno de 18%, podemos inferir que ao se remover a crista marginal, há um decréscimo acentuado na resistência à fratura, independente da quantidade de tecido removido. Esses resultados corroboram com os achados do estudo de Soares de 2003 onde inlays com preparo conservador, mesmo apresentando maior média, não diferiu também das inlays com preparo extenso, pois uma vez que a diminuição da resistência à fratura ocorre devido à remoção das cristas marginais; que às unem e dão suporte às cúspides vestibular e palatina; ao aumento do istmo e da profundidade do preparo no sentido ocluso-gengival.

A ausência de estruturas nobres como as cristas marginais influenciam negativamente na resistência à fratura destes dentes e Soares PV (2008a) discute que, muitas vezes, a localização da estrutura dentária perdida é tão relevante quanto a quantidade, devendo haver máxima preservação das áreas nobres dos dentes como as arestas e as cristas marginais.

Por isso Mondelli em 1980, analisou a resistência à fratura de três tipos de preparos, e constatou que a resistência à fratura está relacionada com a quantidade de estrutura sadia remanescente, sugerindo que as restaurações com recobrimento de cúspide são indicadas quando o ístmo oclusal é a metade ou maior que a distância intercuspídea quando utilizados com materiais que não impessam o deslocamento das cúspides (restaurações adesivas).

Um estudo de Larson et al., 1981 mostrou que a extensão de um preparo que envolve as caixas proximais não reduz significativamente a resistência do dente, desde que apenas uma pequena porção de dentina seja removida, justificando os resultados da Tabela 4 (PC=PE) e Figuras 27, 28 e 29 (distribuição de tensão semelhante nos grupos PC e PE).

Blaser et al., 1983 afirmaram que a perda de resistência em dentes com istmo oclusal extenso não é tão severo, mas sim a profundidade do preparo da parede pulpar tem um maior efeito na diminuição da resistência comparado com o enfraquecimento do istmo oclusal.

A análise do deslocamento total, da congruência e conectividade das malhas, critério de von Mises dos modelos e a comparação com resultados encontrados na literatura, mostraram que o presente modelo é viável para ser utilizado na análise de distribuição de tensões por meio do método de elementos finitos 3D.

Na análise por AEF, o grupo I apresentou grande concentrações de tensão de tração no sulco central e grande diferença de gradientes de concentração na cúspide lingual, principalmente no terço médio-incisal, Figura 25. Comparando esses resultados com o mapeamento das fraturas, o grupo de dente íntegro apresentou predominância de fraturas na cúspide lingual e nos terços médio e incisal, apresentando falhas coesivas do esmalte (Tipo I e II). Isso provavelmente ocorreu pois a carga aplicada excedeu ao limite de proporcionalidade do esmalte. (Tabela 9)

Já os grupos PC e PE mostraram que a medida que a estrutura remanescente dental diminui há uma maior concentração de tensão de tração na parede pulpar do preparo e maior diferença do gradiente de concentração, comparado com o íntegro, principalmente na cúspide lingual (Figuras 28 e 29) concordando com o encontrado por Lin em 2001, que verificou uma maior concentração de tensão ao longo da linha linguo-pulpar, e quando comparou com o dente íntegro a tensão máxima principal foi maior a medida que a profundidade da parede pulpar aumentava, ou seja, quanto maior a profundidade do preparo, maior o risco de fratura em dentes restaurados, concordando assim com os resultados encontrados nesse estudo e com de Blaser et al. 1983.

As maiores predominâncias de fraturas nesses dois grupos, Tabela 9, ocorreram no terço médio-incisal da cúspide lingual e no centro da parede pulpar até a porção radicular, e esta tendência pode ser explicada pela apresentação do gradiente de tensão mostrado nas Figuras 28 e 29, onde o caminho percorrido da fratura é perpendicular as isolinhas de tensão máxima principal.

Os grupos que foram restaurados, tanto conservador (RC) e extenso (RE) como com resina (RCR e RER) ou cerâmica (RCC e REC), apresentaram valores de resistência a fratura superiores aos grupos sem restauração. Segundo St-Georges em 2003, os dentes que

são restaurados apresentam um ligeiro aumento de 4 a 15% na resistência à fratura quando comparados com os dentes não restaurados. Neste estudo, o aumento da resistência à fratura no preparo conservador foi de aproximadamente 38% para ambos materiais (Figuras 35, 37 e 38), já no preparo extenso houve um aumento de 12% para o grupo RER e de 94% para o REC, mostrando a influência da rigidez do material e a capacidade que a interface adesiva de união influencia no deslocamento da cúspide, (Figuras 36, 39 e 40). Uma vez que a reconstrução das estruturas dentárias como crista marginal e ponte de esmalte, devolvem a anatomia oclusal, diminuindo a deflexão das cúspides remanescentes, independentemente do material utilizado, diminuindo a chance de uma fratura. (Tabela 10)

Ao se realizar as restaurações, o comportamento foi diferente entre os grupos com preparos conservadores, restaurados com resina composta (RCR) e cerâmica (RCC), e extenso (RER e REC).

Porém, ao comparar os tipos de material restaurador, os dentes com preparo conservador, não apresentaram diferença estatística significativa entre si (Tabela 6), diferentemente dos dentes com preparo extenso, onde o grupo que foi restaurado com cerâmica apresentou valores de resistência à fratura maiores do que os restaurado com resina composta.

A maior rigidez da cerâmica ($E=91\text{GPa}$) comparado com a resina ($E=4,8\text{ GPa}$), faz com que a deflexão da cúspide seja menor (Figuras 37, 38, 39 e 40) isto associado a uma adequada interface de união, faz com que o conjunto se torne mais resistente, diminuindo a probabilidade de fratura. Esse achado corrobora com o estudo de Scherrer et al. 1993, afirmando que o aumento do módulo de elasticidade do material aumenta a quantidade de carga necessária para que a fratura ocorra.

Analisando a distribuição de tensão, os dentes que foram restaurados com cerâmica, tanto o conservador como o extenso, apresentaram uma maior concentração de tensão de tração concentrada no sulco oclusal da restauração e uma maior concentração de tensão de compressão nas paredes gengivais do preparo, devido ao assentamento da restauração. (Figuras 30 e 32)

Já os dentes conservadores que foram restaurados com resina composta apresentaram uma maior distribuição da tensão de tração nas cúspides e na restauração diminuindo a diferença do gradiente de concentração (Figuras 31 e 33), uma vez que o módulo de elasticidade desse material é menor do que o módulo de elasticidade do dente (esmalte e dentina), a resina irá concentrar uma menor tensão de tração transmitindo-a para a estrutura dentária. Com isso, haverá uma maior deflexão das cúspides e conseqüentemente uma maior probabilidade de fratura no dente comparada com a restauração em cerâmica, isso explica a maior predominância de fratura Tipo II (somente dente). Nos grupos restaurado com cerâmica, por concentrar a maior tensão de tração na restauração, provavelmente o material irá fraturar antes da estrutura dentária, explicando a maior predominância de fratura Tipo V (dente-restauração).

Nos grupos RE, os dentes que foram restaurados com cerâmica apresentaram diferença estatisticamente significativa com os dentes restaurados com resina, diferentemente do que ocorreu com o grupo RC, isso provavelmente ocorreu porque a cerâmica quando em grande volume parece ter substituído grande parte da dentina, e como a cerâmica apresenta um maior módulo de elasticidade, a flexibilidade da estrutura diminui, fazendo com que o deslocamento do dente fique menor, ficando assim, maior resistente do que os dentes com preparo conservador.

A associação de ensaios mecânicos de resistência à fratura e a análise pelo método dos elementos finitos, mostrou-se promissora 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 formalizar um método de carregamento oclusal que consiga reproduzir de uma maneira mais real e ideal o carregamento oclusal em tripoidismo bem como tratamento endodôntico, alteração da profundidade do preparo, análises que levam em consideração a espessura e as propriedades mecânicas do cimento, inclinação das paredes do preparo e ângulo de arredondamento dos diedros.

7 CONCLUSÃO

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

- Os dentes hígidos apresentaram resistência à fratura estatisticamente superior a todos os grupos;
- O volume do preparo cavitário é fator significativo na resistência de pré-molares com restaurações parciais, sendo que quanto menor o remanescente dentário, menor a resistência à fratura;
- Os preparos conservadores e extensos sem restauração apresentaram resistência à fratura semelhantes;
- Os dentes restaurados em cerâmicas apresentaram melhores resistência à fratura do que os restaurados com resina;
- Na AEF foi visto uma variação de gradiente de concentração na estrutura dental com a mudança do preparo cavitário; quanto mais extenso o preparo maior a concentração de tensão de tração;
- A cerâmica tende a concentrar maior tensão em seu interior e, por outro a resina tende a transferir maior tensão à estrutura dental;
- O dente restaurado com cerâmica apresentou menor deflexão das cúspides do que os restaurados

com resina; ou seja, o material influencia na deflexão das cúspides.

8 REFERÊNCIAS *

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

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin based composites. J Biomech. 2001;34(10):1269-77.

Blaser PK, Lund MR, Cochran MA, Potter RH. Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. Oper Dent. 1983 Winter;8(1):6-10.

Bottino MA, Faria R, Valandro LF. Percepção: estética em próteses livres de metal em dentes naturais e implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2009. cap 7.

Burke FJT. Tooth fracture in vivo and in vitro. J Dent. 1992;20:131-9.

*Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet].
Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.]
Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html
Burke FJT, Wilson NHF, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. Oper. Dent. 1993;18(6):217-54.

Cerutti A, Flocchini P, Madini L, Mangani F, Putignano A, Docchio F. Effects of bonded composite vs amalgam on resistance to cuspal deflection for endodontically-treated premolar teeth. *Am J Dent.* 2004; 17(4):295-300.

Cettin AR and Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanoilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dent Mat* 2009;28(5)620-6.

Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. *J Endod.* 2006;32(12):1160-3.

Cordeiro NPA. Influência dos sistemas de cimentação na resistência à fratura de inlays de porcelana. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; - UNICAMP, 1998.

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

Hoffman-Axthelm W. The history of tooth replacement. *Quintessence Int.* 1970;1(9):81-7.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):140-47.

Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):859-65.

Ilie N e Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust. Dent J* .2011;56(1)59-66.

Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent.* 1981;6(1):2-5.

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

Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. Dent Mater. 2011;27(5):431-8.

López SG, Haro-Gasquet FD, Vílchez-Díaz MÁ, Ceballos L, Bravo M. Effect of Restorative Procedures and Occlusal Loading on Cuspal Deflection Oper Dent. 2005;30(1):33-8.

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

Magne P, Oganessian T. Premolar cuspal flexure as a function of restorative material and occlusal contact location. Quintessence Int. 2009;40(5):363-70.

Mondelli MJ, Steagall L, Ishikiriama A, Navarro MFL, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. J Prosth Dentistry. 1980;43(4):419-22.

Morimoto S, Vieira GF, Agra CM. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. Braz Dent J. 2009;20(2):143-8.

Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R. Biophysical stress analysis of restored teeth: Experimental strain measurements. Dent Mater. 1988;43(4):41-8.

Morin DL, Douglas WH. Cusp reinforcement by acidetch technique. J. dent. Res. 1984;63(8):1075-8.

Nishigawa K, Suzuki Y, Ishikawa T, Bando E. Effect of occlusal contact stability on the jaw closing point during tapping movements. J Prosth Res. 2011(In Press).

Pegoraro LF, Valle AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. Prótese Fixa. São Paulo: Artes Médicas; 2004. 7ª série. V17.

Rocha DM, Silva JMF, Gonçalves J, Zamboni SC, Junior LN, Pavanelli CA. Avaliação da deflexão das cuspides de pré-molares restaurados. Cienc Odontol Bras. 2008;11(4):13-7

Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res. 1983;62(2):82-6.

Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont. 1993 Sep-Oct;6(5):462-7.

Scherrer SSQ, Quinn GD, Wiskott AHW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. Dent Mat. 2007;23(11):1397-404.

Silva AAB. Influência do preparo cavitário e do material restaurador na carga e no tipo de fratura de premolares tratados endodonticamente [tese]. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2008.

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

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2006;95(6):421-9.

Soares PV, Santos-Filho PCF, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE Araújo CA, Soares CJ. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite. J Prosth. 2008a;17(2):114–9.

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

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

Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araújo AA, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: Strain measurement and stress Distribution. J Prosth Dent. 2008d;99(2):114-22.

St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay Restorations. J Prostet. Dent. 2003;89(6):551-7.

Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. J Dent. 2009;37(9):724-30.

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

Tamse A, Katz A, Pilo R. Furcation groove of buccal root of maxillary first premolars--a morphometric study. J Endod. 2000;26(6):359-63.

Toparli M, Koksalb NS. Hardness and yield strength of dentin from simulated nano-indentation tests. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2005;77:253-57

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

Tysowsky G. The science behind lithium disilicate today's surprisingly versatile, esthetic & durable metal-free alternative. *Oral Health J and Dent Pract.* 2009.

Van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archs oral Biol.* 1991;36(7):535-9.

Yamamoto ETC. Estudo de preparos e da forma da infra-estrutura na distribuição de tensões em prótese parcial fixa [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia Campus de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”; 2011.

Yamashita S, Hatch JP, Rugh JD. Does chewing performance depend upon a specific masticatory pattern? *J Oral Rehabil.* 1999;26(7):547-53.