

ERON TOSHIO COLAUTO YAMAMOTO

**ESTUDO DE PREPAROS E DA FORMA DA INFRA-ESTRUTURA
NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM PRÓTESE PARCIAL FIXA**



2011

ERON TOSHIO COLAUTO YAMAMOTO

**ESTUDO DE PREPAROS E DA FORMA DA INFRA-ESTRUTURA NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM PRÓTESE PARCIAL FIXA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Dentística.

Orientador: Prof. Adj. Clovis Pagani

Coorientador: Prof. Dr. Eduardo Galera da Silva

São José dos Campos

2011

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

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

Y14e Yamamo, Eron Toshio Colauto.
Estudo de preparos e da forma da Infraestrutura na distribuição de tensões em prótese parcial fixa análise histológica e histomorfométrica / Eron Toshio Colauto Yamamoto. - São José dos Campos: [s.n.], 2011.
91 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São Jose dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2011.

Orientador: Prof. Dr. Clovis Pagani

Co-Orientador: Eduardo Galera da Silva

1. Análise de elementos finitos. 2. Preparo da cavidade dentária. 3. Cerâmica. I. Pagani, Clovis. II. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”. IV. Título

tD3321

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

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 25 de Agosto de 2011 .

Assinatura:

E-mail: eron.y@terra.com.br

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. **Clovis Pagani** (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. Tit. **Rubens Corte Real de Carvalho**

Faculdade de Odontologia da USP
Universidade de São Paulo – USP

Dr. **Pedro Yoshito Noritomi**

Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI)
Ministério da Ciência e Tecnologia

Prof. Dr. **Daniel Maranhã da Rocha**

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

São José dos Campos, 06 de Julho de 2011.

DEDICATÓRIA

Dedico essa tese aos **MEUS PAIS, Neide e Yassuo**, pois foram eles que possibilitaram eu alcançar esse degrau na minha vida.

É incrível! Parece que foi ontem que meus pais me levavam pelas mãos para a escola e mesmo depois de quase 30 anos, da mesma forma, se preocupam com meus estudos e com meu bem estar. Vejo a cada dia, que filho é para sempre, pelo menos em nossa família onde a harmonia prevalece.

Apenas saberei a dificuldade de criar um filho quando tiver o meu. Agradecê-los pelo que fizeram e fazem por mim é o mínimo que posso fazer. Mas tudo que investiram em mim, acho que de certa forma consegui recompensá-los. Esse título de Doutor é meu, mas imagino que devem estar muito orgulhosos de mim e é o que me move e me deixa mais feliz para buscar novos horizontes.

AGRADECIMENTO

Agradeço á minha noiva, **Éfani**, não pela ajuda direta nessa tese, mas pelos momentos graciosos e inesquecíveis, pelo amor, pelo carinho e pela força de superar momentos difíceis. Tudo isso me deixou mais forte, confiante e empolgado para encarar meus deveres. Você me ajuda não só pelo seu jeito, mas também pela forma que fico ao seu lado.

À minha Família, **Neide, Yassuo, Celene, Jéssica e Fernando**, por estarem sempre presentes em minha vida. Por acreditarem em mim. Por termos alegria, felicidade, harmonia e união.

Agradeço, ao meu grande orientador e grande amigo **prof. CLOVIS PAGANI**.

Esses cinco anos passaram bem rápidos. Isso quer dizer que foram bons anos. Não me lembro de nenhuma desavença, o que é muito raro entre orientado e orientador. Lembro de muitas cobranças, mas de cobranças positivas, sempre exigindo o máximo de mim. Você fez o papel de um orientador que se preocupa com o seu orientado. Graças às essas cobranças, pude crescer. O vi, aprendi e participei de grandes realizações quando estive no comando da pós-graduação. Não foi fácil! Ficar dias olhando aquela papelada sem fim em cima da mesa, não foi fácil. Mas tudo valeu a pena, hoje o programa encontra-se em um degrau acima. Muitas vezes você perturba, mas fico impressionado como você consegue injetar os seu animo nas outras pessoas. Posso falar dessa forma, porque você me deu plena liberdade desde que eu entrei no mestrado. Não tinha o que dar errado. E como você diz..."deu samba". Terminei o doutorado apenas com boas lembranças suas. Lembranças que nunca serão esquecidas. Obrigado por tudo!

Agradeço ao meu coorientador **prof. Eduardo Galera**, pela orientação, pelo desenvolvimento do estudo, pela amizade e pelo apoio.

Agradeço à **Daniel Maranha da Rocha e João Maurício Ferraz da Silva**. Conheci, durante essa jornada, diversas pessoas que pude chamar de colegas, mas conheci pessoas especiais como vocês que posso chamar de amigos verdadeiros. Além de verdadeiros serão eternos, aquela amizade que nem a distância é capaz de destruir. Essas palavras são pequenas e não vão aumentar nossas amizades, pois amizade verdadeira é construída por atitudes e para serem guardadas no peito. Por isso posso chamá-los de amigos do peito.

Meus amigos de pós-graduação, **Lilian, Taciana, Isabela, Beatriz, Luciana, Patrícia, Ana Carolina Botta** pela amizade, companheirismo e pelos bons momentos juntos.

Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Removível, **Prof. Marcos Maekawa, Prof. Carlos Augusto Pavanelli, Prof. Eduardo Uemura, Prof. Lafayette Nogueira Júnior, Prof. Rodrigo Máximo de Araújo**, pelos ensinamentos passados.

Ao prof. Alexandre Borges, que me fez boa companhia, dividiu seu conhecimento e foi um grande incentivador nas sextas feiras no CTI para a realização dessa tese.

À equipe do CTI (DT3D), Pedro, Daniel, César, Tathy e Alexandre, pelo apoio e ensinamentos de CAD e elementos finitos. Pessoas que foram fundamentais para a execução do projeto da tese. Pessoas de grande caráter, que estão sempre dispostas a auxiliar e espalhar o conhecimento. Pessoas que fizeram a minha obrigação, virar uma gostosa obrigação. O mais importante... hoje são minhas amigas.

À secretaria do curso de pós-graduação, **Erena, Rosemary, e Cida**, por estarem sempre dispostas a ajudar e esclarecer dúvida. Parabéns pelo trabalho de vocês e por serem peças fundamentais no crescimento do programa de pós-graduação.

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos**, pela oportunidade de realizar o curso de Pós-graduação.

Às **funcionárias da Biblioteca “Profª. Leila Novaes”** por terem auxiliado na aquisição de materiais literários durante todo o curso.

À **CAPES**, pelo apoio à pesquisa e concessão de bolsa de estudo.

SUMÁRIO

RESUMO	08
ABSTRACT	09
1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
3 PROPOSIÇÃO	23
4 MATERIAL E MÉTODO	24
4.1 Modelagem das estruturas	25
4.2 Análise	33
4.3 Modelagem CAE (Computer Aided Engineering)	35
4.3.1 Importação da Geometria.....	35
4.4 Definição das propriedades dos elementos da malha	35
4.5 Condições de contorno e Carregamento	37
4.6 Propriedades mecânicas	37
4.7 Análise de tensões	38
4.8 Análise dos resultados	39
5 RESULTADOS	40

5.1 Preparo ocluso-proximal - conector convencional.....	40
5.2 Preparo ocluso-proximal em forma de arco.....	46
5.3 Preparo MOD – conector convencional.....	50
5.4 Preparo MOD – conector em forma de arco.....	54
5.5 Preparo overlay – conector convencional.....	59
5.6 Preparo overlay – conector em forma de arco.....	63
5.7 Preparo de coroa total – conector convencional.....	66
5.8 Preparo coroa total – conector em forma de arco.....	68
5.9 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo ocluso-proximal.....	72
5.10 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo proximal-ocluso-proximal.....	73
5.11 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo overlay.....	75
5.12 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo coroa total.....	76
6 DISCUSSÃO.....	78
7 CONCLUSÃO.....	84
8 REFERÊNCIAS.....	85

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

RESUMO

O objetivo do estudo foi verificar o comportamento de prótese fixa de três elementos confeccionada em Zircônia e dos dentes suportes quando são utilizados diferentes preparos dos dentes suportes e diferentes formas da infra-estrutura. Simulou-se a ausência do segundo pré-molar superior e realizou-se preparos do tipo ocluso-proximal, proximal-ocluso-proximal, preparo para overlay e para coroa total nos dentes suportes. Utilizou-se dois tipos de formato de conector, o convencional e em forma de arco. Os modelos tridimensionais foram realizados em softwares CAD Rhinoceros[®] e 3D Studio Max[®]. Os modelos tridimensionais simularam uma secção da maxila na região entre primeiro pré-molar e primeiro molar e foram compostos por osso medular e cortical, ligamento periodontal, dentina e esmalte. Foi realizada análise de elementos finitos, as análises de tensões foram processadas no programa Ansys[®]. Os resultados foram apresentados por meio de mapas de cores de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e valores numéricos. Os diferentes preparos dos dentes suportes não influenciaram na distribuição de tensões nos dentes suportes. O preparo de coroa total foi o único preparo que diminui a tensão sobre a infra-estrutura. O formato do conector foi significativamente diferente. O conector em forma de arco distribui melhor as tensões na infra-estrutura do que o conector convencional.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Preparo da cavidade dentária. Cerâmica

Yamamoto ETC. *Study of preparation and framework design in the stress distribution in fixed partial denture [doctoral thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.*

ABSTRACT



The aim of this study was to investigate the behavior of three elements fixed partial denture made of three elements made of Zirconia and support teeth when use different preparations of the support teeth and different forms of framework. Simulated the absence of the superior second premolar and the support teeth preparation was occlusal-proximal, proximal-occlusal-proximal, overlay preparation and full crown. We used two types of connector format, the conventional and arc-shaped. The three-dimensional models were made in Rhinoceros CAD software and 3D Studio Max. The model was composed with maxillary first premolar and first molar, cortical and medullary bone, periodontal ligament, dentin and enamel. Analyses of stresses were processed in the program ANSYS ®. The results were presented in color maps of stress / strain, with the stress distribution and numerical values. The different preparations of the support teeth didn't influence the stress distribution in support teeth. The preparation of full crown was the only preparation that reduces the strain on the infrastructure. The shape of the connector was significantly different. The arch-shaped connector was better than conventional connector in the framework stress distribution.

Keywords: *Finite Element Analysis. Dental Cavity Preparation. Ceramics*

1 INTRODUÇÃO

A palavra cerâmica é originária da palavra grega, *keramos* que significa argila. Os primeiros indícios datam de 13 mil anos em escavações do Vale do Nilo, Egito.

Desde o século X, a China já dominava a tecnologia da arte em cerâmica, a qual apresentava estrutura interna firme e cor muito branca, chegando à Europa apenas no século XVII. Entretanto, somente em 1717 é que se descobriu o segredo dos chineses (Della Bona et al.¹¹, 2004).

Em 1774 o francês Alexis Duchateau, insatisfeito com sua prótese total confeccionada com dentes de marfim, decidiu trocá-las por novas próteses de cerâmica, por verificar a durabilidade e resistência ao manchamento e a abrasão deste material quando utilizado em utensílios domésticos. Com o auxílio de Nicholas Dubois de Chemant, a arte das cerâmicas foi introduzida na Odontologia (Kelly et al.²⁵, 1996).

Em 1776, iniciou-se o uso do chamado pivô, descrito por Adam Anton Brunner. Pedacos de madeira eram introduzidos no canal radicular e o dente era restaurado utilizando ossos, marfim ou dentes de animais. Com o passar dos anos, esses dentes foram substituídos por porcelanas.

Os dentistas observando a necessidade de melhor alojar e reter as restaurações começaram a criar espaços para os pivôs. Esses espaços deram início aos preparos cavitários e eram realizados por meio de serras e lâminas (Prothero³⁷, 1923).

Jones²³, em 1955, relatou que as primeiras restaurações em cerâmica pura do tipo *inlay* foram construídas em 1886, assim como a confecção, com certo sucesso, de coroas de porcelana.

Em 1955, houve um declínio das restaurações cerâmicas devido ao surgimento de restaurações de resina acrílica (Qualtrough et al.³⁸, 1990). Porém, é indiscutível a superioridade das restaurações cerâmicas no que diz respeito à sua resistência frente ao carregamento mastigatório e, conseqüentemente, ao seu tempo de vida útil.

Inicialmente, o grande salto de qualidade destas restaurações aconteceu com o desenvolvimento das próteses metalocerâmicas na década de 50, que aliou as propriedades das ligas metálicas com as das porcelanas, conferindo a estas próteses excelentes qualidades mecânicas e estéticas e fornecendo excelentes resultados aos pacientes (Anusavice², 1993; McLean²⁹, 2001).

Outro aspecto que mereceu atenção dos pesquisadores e da indústria odontológica foi o desenvolvimento de novos materiais odontológicos para confecção de próteses parciais fixas com as mesmas propriedades das ligas metálicas, mas que atendesse também os requisitos estéticos. Entretanto, mais uma vez o apelo estético fez com que os pesquisadores e as indústrias buscassem novos materiais odontológicos que pudessem substituir as ligas metálicas utilizadas na confecção de infraestruturas para as próteses metalocerâmicas. Assim, surgiram novas porcelanas que sofreram modificações estruturais com a finalidade de torná-las mais resistentes, possibilitando sua indicação para confecção de infraestruturas de próteses fixas (McLean²⁹, 2001; Sorensen⁴⁵, 1999; Tinschert et al.⁴⁶, 2000).

Além da contínua busca por novos materiais restauradores, os pesquisadores sempre tiveram a preocupação em desenvolver materiais que apresentassem excelentes propriedades mecânicas e estéticas, mas que também pudessem ser empregados em preparos conservadores, com intuito de proteger a biologia dos tecidos periodontal e pulpar, e preservar a estética do dente (Banks⁴, 1990; Wohlwend et al.⁴⁹, 1989).

Para próteses parciais fixas de três elementos o sistema In-ceram Zircônia é um dos sistemas escolhidos para a confecção da infra-estrutura. Essa infra-estrutura é formada por núcleos de cristais de óxido de zircônia (ZrO_2), possibilitando o aumento da tenacidade e elevação da resistência flexural, obtendo 60% maior resistência do que a do In-Ceram Alumina. Em contrapartida, confere menor translucidez ao material, pois o *coping* é, ligeiramente, mais opaco (Bottino⁵, 2001). Sobre essa infra-estrutura aplica-se porcelana aluminizada, para dar-lhe forma, estética e proporcionar-lhe a recuperação da função (Romão, Mallmann⁴⁰, 2003).

O estudo do comportamento biomecânico das próteses parciais fixas sempre foi motivo de preocupação dos pesquisadores para evitar que falhas estruturais levassem ao fracasso da prótese (Anusavice¹, 2005; Filser et al.¹⁶, 2001; Kamposiora et al.²⁴, 1996; Magne et al.²⁷, 2002; Smyd⁴², 1952; Sorensen⁴⁵, 1999).

Tipos de preparos cavitários e coronários podem influenciar na preservação dos dentes, na retenção da prótese, na distribuição das tensões aos dentes e à estrutura protética (Dejak et al.¹⁰, 2007; Goodacre²⁰, 2004; Shi et al.⁴¹, 2008).

Os materiais e as estruturas são passíveis de sofrerem deformações, que causam tensões, desgastes, deflexão, alongamento e torção de significativa magnitude nos dentes e restaurações.

Avaliar o comportamento dessas estruturas e entendê-las é muito importante para o sucesso do tratamento.

O método de análise por elementos finitos é um método muito utilizado e bem indicado para análise das concentrações de tensões e deformações sofridas por um corpo quando submetido à aplicação de carga.

O propósito é estudar o comportamento dos preparos nos dentes suportes e a forma da infra-estrutura em uma prótese fixa de três elementos na distribuição de tensões.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Estudos têm mostrado que em restaurações, as principais razões para o fracasso são as cáries (34%), tratamento endodôntico (12%) e fratura do dente (13%) entre outros. Grande parte dos fracassos das restaurações, causados por cárie são devidos às fraturas marginais das restaurações. Tanto as fraturas marginais quanto as fraturas dos dentes são causadas por concentrações de tensões devido às forças oclusais (Davidson, Abdalla⁹, 1994; Ferracane, Mitchem¹⁵, 2003; Forss, Widstrom¹⁸, 2004; Mahler, Engle²⁸, 2000; Opdam et al.³⁶, 2007).

Mondelli et al.³⁰ em 1980, considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores é a ocorrência de falhas na geometria do preparo cavitário que podem levar à fratura do dente, realizaram um trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Pré-molares receberam preparos classe I, classe II composta e classe complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, de profundidade de 2,5 mm com abertura vestibulo-lingual, 1/4, 1/3 e 1/2 da distância intercuspídea. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma diretamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção de estrutura dental reduz significativamente a resistência à fratura de dentes posteriores.

Em 1996, Kamposiora et al.²⁴, realizaram estudo com elementos finitos bi-dimensional para avaliar a concentração de tensão em próteses fixas posteriores de porcelana pura (Dicor e In-Ceram), tendo como controle próteses confeccionadas com liga de ouro tipo III. Foram utilizados conectores com alturas de 3,0 mm e 4,0 mm. Um programa de

computador construiu em 2-D modelos de próteses fixas posteriores para a reposição de segundo pré-molar inferior, com a força de superfície de 10 MPa dirigida diretamente e verticalmente nas pontas das cúspides vestibulares dos dentes pilares e do pântico. Concluíram que em todos os modelos analisados, a tensão concentrou-se na área da conexão, que o aumento da altura do conector reduziu dramaticamente os níveis de tensão e que o In-Ceram mostrou menores níveis de tensão que os outros materiais testados, sendo, por isso, o material mais indicado para a confecção deste tipo de prótese.

Para definir as possibilidades de indicação do sistema IPS Empress 2, Sorensen⁴⁵ em 1999, avaliou clinicamente 60 próteses fixas para verificar: o tamanho do conector, a geometria do preparo e fatores oclusais. Todas as áreas de conexão das próteses apresentaram dimensões de 4,0 x 4,0 mm e foram cimentadas com cimento Variolink II. Nas próteses fixas confeccionadas com preparos “*inlay*” e “*onlay*”, não foram encontradas nenhuma fratura. Em função dos resultados obtidos o autor estabeleceu alguns critérios para as áreas da conexão e que dependendo da sua localização a altura ocluso-gengival deve ficar entre 4,0 a 5,0 mm para evitar fratura, sendo limitada pela posição do tecido gengival e pelo contato oclusal. A área do primeiro pré-molar foi indicada como limite posterior para a confecção destas próteses. A infra-estrutura deve ter no mínimo 0,8 mm de espessura para suportar a porcelana de revestimento, sendo que na região oclusal deve apresentar 1,0 mm. Em relação ao preparo, o término cervical deve ser em ombro ou chanfrado profundo, desgaste axial de 1,0 mm e de 2,0 mm na incisal de dentes anteriores. Para os dentes posteriores deve desgastar no mínimo 1,5 mm a face oclusal e todos os ângulos internos devem ser arredondados. Os preparos para “*inlay*” devem apresentar o istmo com o mínimo de 2,0 mm de largura e a caixa proximal na região de pré-molares deve ter 4,5 mm x 4,5 mm de dimensão.

Filser et al.¹⁶, em 2001, avaliaram a resistência de restaurações de porcelana pura: In-Ceram Alumina e IPS Empress 2 e Zircônia TZP. Foram confeccionadas 15 infraestruturas de próteses fixas de 3 elementos para a reposição do primeiro molar. O corte das áreas de conexão foi de $6,9 \text{ mm}^2$, sendo a altura do pântico de 2,7 mm e a largura vestibulo lingual de 2,6 mm. A espessura da base do conector foi sempre de 1,0 mm. Após os testes, os resultados mostraram uma resistência de 1192 N (121 kgf) para as próteses confeccionadas com TZP, maior que a apresentada pelas próteses de In-Ceram Alumina (453 N – 46 kgf) e de Empress 2 (558 N – 56 kgf). As próteses confeccionadas com TZP que receberam o recobrimento de porcelana mostraram uma resistência de 1005 N (102 kgf), maior que as próteses de In-Ceram revestidas com porcelana (672 N – 68 kgf). Todas as próteses avaliadas apresentaram fraturas perpendiculares ao eixo mesio-distal que se iniciavam na porção cervical dos conectores e se propagavam através dos pânticos. Os autores afirmaram que para estender a indicação de próteses de porcelana pura para a região posterior é necessário avaliar seu comportamento baseado nos requisitos necessários desta região. A carga mastigatória varia de 5 kgf a 25 kgf em condições normais de mastigação e de 50 kgf a 90 kgf em casos de parafunção. Cargas máximas de 90 kgf provavelmente causariam falha em 99% das próteses de In-Ceram Alumina, 94% de falha nas próteses de IPS Empress 2 e somente 4% nas próteses reforçadas por TZP. A possibilidade de aumento da área de conexão reduziria a tensão e conseqüentemente a possibilidade de falha do sistema cerâmico, sendo recomendável uma área de conexão de $12,00 \text{ mm}^2$ na região anterior (3,0 mm X 4,0 mm) e de $20,00 \text{ mm}^2$ na região posterior (5,0 mm X 4,0 mm). A necessidade destes valores limita as indicações além de possibilitar uma estética insatisfatória.

Vasconcellos et al.⁴⁸, em 2002, utilizando a análise de elementos finitos, analisaram a distribuição de tensões em uma prótese fixa de três elementos alternando os sistemas de pinos intra-radulares.

Os autores simularam uma prótese fixa de três elementos com a ausência do segundo pré-molar, sendo os dentes suportes o primeiro pré-molar e o primeiro molar. O estudo foi dividido em dois grupos: no grupo 1, os dentes suportes receberam núcleos metálicos fundidos em ouro e no grupo 2, os dentes suportes receberam pinos pré-fabricados metálicos (Flexi-Flange) com núcleo de preenchimento em resina composta. Foi aplicada uma carga estática de 100 N distribuída em 10 pontos ao longo de toda a estrutura. Observaram que o dente que sofre maior tensão é o dente pré-molar. Atribuíram esse fato à menor área da coroa comparada a do molar. As regiões de maiores concentrações foram a mesio-cervical do conector e a disto-cervical do pré-molar. Grandes tensões na região disto-cervical do retentor podem ocasionar uma desadaptação da coroa e uma possível microinfiltração. As tensões na região disto cervical do pré-molar foram maiores no grupo 2. Segundo os autores isso ocorreu pelo menor módulo de elasticidade apresentada pela resina composta quando comparado ao ouro. Observaram também que a região apical do pino teve a maior concentração de tensões. Os autores concluíram a necessidade do cuidado ao indicar pinos pré-fabricados como retentores de prótese parcial fixa principalmente em regiões onde o espaço protético é de grande extensão.

Edelhoff e Sorensen¹², em 2002, analisaram a quantidade de estrutura dental removida em vários tipos de preparos inovadores e convencionais projetados para prótese fixa. Quatro dentes em resina Typodont, representando pré-molares inferiores e superiores foram preparados em várias configurações: caixa adesiva (1); asa e entalhe adesivo (2); *inlay* mesio-oclusal ou disto-oclusal (3); *inlay* mesio-ocluso-distal (4); *onlay* mesio-ocluso-distal (5); coroa parcial (6); meia coroa (só molares) (7); coroa total com 0,8 mm de desgaste e término em chanfrado (8); coroa total com 1,0 mm de desgaste com término em ombro arredondado (9); e coroa total com 1,4 mm de redução axial com término em ombro na vestibular e chanfrado na lingual (10). Depois do preparo

dos dentes (10 por grupo), a raiz foi separada da coroa anatômica na junção de cimento-esmalte. A remoção de estrutura dental foi medida em um balança de alta-precisão. Foram denominados os preparos 2 e 10 para restaurações metálicas, considerando todos os outros preparos para restaurações em cerâmica pura. A remoção de estrutura dental de todos os dentes testados foi comparada. A caixa adesiva e o *inlay* foram os preparos menos invasivos variando de aproximadamente 5,5% (1) para 27,2% (3) de remoção de estrutura dental. Coroas totais foram os preparos mais invasivos, variando de 67,5% (8) para 75,6% (10). A remoção de estrutura dental requerida para o grupo 10 era quase 14 vezes maior que para um preparo do grupo 1. A remoção de estrutura dental também foi influenciada pela morfologia do dente. O sistema de medição usado neste estudo foi um método preciso de quantificar a remoção de estrutura dental para preparos de próteses fixas. As configurações de preparos inovadores estudados neste trabalho demonstraram remover quantias significativamente menores de estrutura dental gerando um prognóstico melhor ao dente restaurado.

Utilizando elementos finitos bi-dimensional com estimulação de carga na superfície e na interface de próteses fixas posteriores de três elementos com preparos parciais e confeccionadas com 6 materiais diferentes, Magne et al.²⁷, em 2002, investigaram a influência de três tipos de preparos (caixa interproximal, OD-MO e MOD-MOD) na distribuição de tensão no complexo dente / restauração. Foram utilizados os seguintes materiais: Targis/Vectris, Empress 2, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia, Creation (porcelana feldspática), liga de ouro Olympia. Após a aplicação de carga de 50 N sobre os pânticos, foi possível concluir que todos os materiais e desenhos de preparo exibiram um padrão de tensão similar, com uma área de compressão definida na face oclusal do pântico, uma zona de tensão de tração na porção gengival do pântico e picos de tensão de compressão nas áreas de conexão pilar/pântico. O compósito exibiu menor tensão na área de conexão do que as cerâmicas e o ouro,

além de melhor transferência de tensão. O conjunto compósito/fibra de reforço apresentou uma combinação de resiliência (compósito) que previne o desenvolvimento de tensão na interface adesiva, enquanto o reforço (fibra) pode proteger o pântico de esforço excessivo, resultando na capacidade da restauração apresentar alta resistência.

Song et al.⁴⁴, em 2003, investigaram o efeito do preparo dentário e comprimento do pontico de uma prótese fixa adesiva utilizando resina composta e fibra realizando teste de resistência à fratura. Foram utilizados 40 pré-molares e 40 molares divididos em 4 grupos, quanto ao tipo de preparo, preparo ocluso-proximal sem caixa proximal e preparo ocluso-proximal com caixa proximal e quanto ao comprimento do pontico, 7 mm ou 11 mm. A média e desvio padrão foram: 1368±212 N para 7 mm e preparo sem caixa proximal, 885±109 N para 11 mm e preparo sem caixa proximal, 1779±317 N para 7 mm e preparo com caixa proximal e 1336±281 N para 11 mm e preparo com caixa proximal. Estatisticamente a resistência à fratura foi maior para o pontico com comprimento de 7 mm e preparo com caixa proximal.

Couegnat et al.⁸, em 2006, estudaram uma forma de minimizar risco de fratura do dente e da restauração otimizando a forma do preparo cavitário por meio da análise de elementos finitos. Foram realizados três modelos tridimensionais do segundo pré-molar superior de acordo com o tipo de preparo. Os preparos foram MOD com paredes divergentes, MOD com paredes convergentes e overlay. Utilizando o procedimento de crescimento biológico adaptativo realizado pelo programa de elementos finitos, os autores demonstraram que alterando a forma do preparo cavitário pode diminuir regiões de concentração de tensões.

O Estudo de Opdam et al.³⁶, em 2007, abordou a influência da forma da cavidade sobre as tensões da interface dente-restauração. Uma cavidade ideal deve minimizar as concentrações de tensão ao longo da interface, assim como, as diferentes propriedades dos materiais. Se

as tensões na interface se mantiverem abaixo da resistência mecânica de adesão, haverá menor deterioração marginal das restaurações de resina composta prolongando a vida útil destas restaurações. Além disso, um nível menor de tensão ao longo da interface, com ou sem adesão, pode também reduzir o risco de fratura das restaurações e dos dentes.

Fonseca et al.¹⁷, em 2007, realizou um estudo laboratorial com terceiros molares. Os autores dividiram o estudo em 9 grupos sendo 1 grupo controle (dente íntegro). O estudo possuía dois fatores experimentais, distância vestibulo-palatal (estreito e amplo) e envolvimento de cúspides (*inlay*, *onlay* 1 cúspide, *onlay* 2 cúspides e *onlay*). Os grupos foram restaurados com resina composta e submetidos a teste de compressão até a fratura. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os grupos exceto para o grupo controle. O grupo controle mostrou-se muito mais resistente à fratura. Os autores concluíram que quando os dentes são restaurados com resina composta, o recobrimento de cúspide não influencia na resistência à fratura dos dentes e nem no modo de fratura.

Soares et al.⁴³, em 2007, estudaram o efeito do tratamento endodôntico e restaurador em pré-molares inferiores. Realizaram dois testes, o de resistência à fratura e análise de elementos finitos. Primeiramente utilizaram 50 dentes naturais divididos em 5 grupos: G1 - dentes íntegros; G2 – dentes preparados com uma caixa mesio-ocluso-distal (MOD); G3 - dentes com preparos MOD e restaurados com resina composta; G4 – dentes com preparos MOD e tratamento endodôntico; G5 - dentes com preparos MOD, tratamento endodôntico e restaurados com resina composta. Os espécimes foram submetidos à compressão. Na análise de elementos finitos foram criados 5 modelos bidimensionais simulando os 5 grupos. Como resultado, o G1 foi o grupo controle e obteve uma média de resistência a fratura de 83,7 kgf. O G2 – 52,7 kgf e um aumento de tensões no dente. Houve concentração de tensão na região da parede pulpar do preparo, região cervical da coroa e ao redor

da câmara pulpar. O G3 – 82,1 kgf e diminuição de tensões comparado com o G2. A distribuição de tensões foi bem próxima do G1. O G4 – 40,2 kgf e grande concentração de tensão na região cervical do dente tanto na coroa como na raiz internamente e externamente. O G5 – 64,5 kgf e diminuição das tensões comparada ao G4, porém uma concentração na região média da raiz. Conclui-se que o preparo cavitário enfraquece a estrutura dentária e que a restauração com material adesivo consegue devolver a resistência ao dente. O tratamento endodôntico enfraquece consideravelmente a estrutura dentária.

Segundo Shi et al.⁴¹, em 2008, dados clínicos indicam que restaurações são propensas às fraturas por forças oclusais. A razão é atribuída pelas grandes tensões na interface dente-restauração especialmente em restaurações adesivas. Os autores realizaram um trabalho que teve como objetivo minimizar as tensões na interface por meio de técnicas modernas de modificações de preparos. As modificações das cavidades são baseadas no princípio do crescimento biológico adaptativo que foi utilizado junto com programa de elementos finitos. Com o estudo eles conseguiram modificar o formato do preparo minimizando as tensões no dente e na interface dente e restauração, concluindo que com as modificações dos preparos as restaurações e os dentes terão maior longevidade.

Inan et al.²¹, em 2009, realizaram um estudo *in vitro* e verificaram três tipos de formato de infraestrutura de uma prótese fixa de três elementos suportada por implantes. As infraestruturas tinham o formato convexo, côncavo e convencional fabricado com cerâmica do sistema IPS e.max. Os corpos de prova foram testados até sua fratura. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre o grupo convexo, 438,2 N e os outros dois grupos, côncavo, 300,78 N e convencional, 349,71 N.

Morimoto et al.³¹, em 2009, desenvolveram um experimento com objetivo de comparar o comportamento de dentes com preparos

inlays e *overlays*, restaurados com porcelana cimentada adesivamente. Foram empregados 30 pré-molares superiores íntegros distribuídos aleatoriamente em 3 grupos: 1) íntegros; 2) *inlays* e 3) *overlays*. Os preparos *inlays* eram do tipo MOD com 1/2 da distância intercuspídea e os preparos *overlays* eram tipo MOD com recobrimento das cúspides vestibular e palatina. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de compressão axial. Os valores médios de fratura foram de 120,0 kgf; 120,3 kgf e 117,3 kgf respectivamente para os grupos 1, 2 e 3. Análises estatísticas indicaram que não houve diferença entre os grupos ($p > 0,05$). As *inlays* obtiveram valores de fratura semelhantes aos das *overlays*, porém os preparos com recobrimento de cúspides resultam em perda de estrutura sadia, podendo interferir também na estética e oclusão. Os padrões de fratura para os dentes íntegros foram 70% do tipo moderada (Padrão II) e 30% do tipo simples (Padrão I); para as *overlays* foram 70% do tipo simples (Padrão I), 10% do tipo moderada (Padrão II) e 20% do tipo severa (Padrão III), enquanto que para as *inlays*, 70% foram do tipo simples e 30% do tipo moderada. As *inlays* e *overlays* conseguiram recuperar a rigidez das cúspides de forma semelhante aos valores encontrados para os dentes íntegros. A indicação clássica afirma que a partir de 1/3 da distância intercuspídea, as cúspides devem ser recobertas e indicadas o uso de restaurações indiretas.

Yamanel et al.⁵⁰, em 2009, por meio da análise de elementos finitos, estudou a distribuição de tensões na restauração e na estrutura dentária. Foi realizado modelos tridimensionais de um molar inferior e realizado preparos tipo *inlay* e *onlay*. Para as restaurações indiretas foram utilizadas resina composta e cerâmica. Com o estudo concluíram que a cerâmica transferiu menor tensão à estrutura dentária e que o preparo do tipo *onlay* protegeu a estrutura dentária mais eficazmente do que o preparo *inlay*.

Lin et al.²⁶, em 2009, estudaram três fatores na influência na distribuição de tensões em preparos do tipo *inlay* em um modelo

tridimensional de um pré-molar superior. Os fatores foram classificados em ordem decrescente e por porcentagem de influência na distribuição de tensões ao dente: profundidade do preparo (31%), distância vestibulo-palatino (5%), espessura de cimento (1%).

Jiang et al.²², em 2010, por meio da análise de elementos finitos estudaram em modelo tridimensional do primeiro molar inferior, preparo tipo *inlay* e *overlay*, com e sem tratamento endodôntico. Para a restauração utilizaram resina composta, cerâmica ou ouro. Como conclusão, o material que apresentou maiores tensões à estrutura dentária foi o ouro, seguido por cerâmica e resina composta. O tratamento endodôntico aumentou as tensões e a restauração do tipo *overlay* apresentou-se mais favorável na distribuição de tensões principalmente após o tratamento endodôntico.

Eraslan et al.¹³, em 2010, avaliaram o formato da infra-estrutura na distribuição de tensões em uma prótese fixa suportada por implantes. No estudo foi utilizada a análise tridimensional de elementos finitos. Foi simulada uma prótese fixa de três elementos suportada por dois implantes. Utilizaram-se três tipos de infra-estrutura, côncavo, convexo e convencional. Foi aplicada carga sobre a cerâmica de cobertura e sobre a infra-estrutura diretamente. Não foram observadas diferenças claras quando a carga era aplicada na oclusal, diretamente sobre a cerâmica de cobertura. Quando foi removida a cerâmica de cobertura e aplicada carga sobre a infra-estrutura diretamente verificaram uma maior concentração de tensão na infra-estrutura no formato côncavo. A infra-estrutura no formato convexo se comportou melhor quanto à distribuição de tensões em relação com os outros dois tipos de infra-estrutura.

3 PROPOSIÇÃO

Verificar por meio de análise de elementos finitos se diferentes tipos de preparos nos dentes suportes de uma prótese fixa de três elementos alteram a distribuição de tensões nos dentes suportes e na estrutura protética, e se há diferença na distribuição de tensões quando utilizado conector em forma de arco ou o convencional.

4 MATERIAL E MÉTODO

Atualmente, há uma grande preocupação em diminuir as pesquisas científicas utilizando animais e órgãos humanos. Quando utilizados, estes devem passar por um comitê de ética para a aprovação do projeto. Este comitê os protege comércio ilegal de dentes e outros órgãos.

A biomecânica é uma das áreas para aplicação do método dos elementos finitos, permitindo o estudo da interação dos tecidos vivos com estruturas reabilitadas. Estas complexas estruturas podem ser analisadas quanto a sua eficiência, integridade e durabilidade (Geng et al.¹⁹, 2001).

O emprego de alta tecnologia, nas mais diversas áreas do conhecimento humano tem se tornado cotidiano no desenvolvimento e na pesquisa. Essa tendência também tem atingido aplicações voltadas para a área de saúde, trazendo tecnologia antes exclusiva de outras áreas para modernizar técnicas e ferramentas dos profissionais da área. Esse tipo de aplicação tem exigido alterações na perspectiva dos profissionais envolvidos, expondo-os a um novo paradigma de integração multidisciplinar.

A análise de elementos finitos possibilita entender melhor o comportamento das estruturas. Os testes mecânicos são insubstituíveis, pois trabalham e testam materiais e estruturas biológicas reais, da forma que são usados encontrados rotineiramente. A maior dificuldade dos testes mecânicos é a padronização dos corpos de prova. Se o teste utiliza dentes e outras estruturas biológicas, a padronização não existe, pois são estruturas heterogêneas e de formatos diferenciados. Quando se utiliza

materiais no teste, dificilmente se consegue também a padronização de fabricação, principalmente a presença de bolhas internas. Quando se quer avaliar um material ou uma estrutura de forma geral, por exemplo, a média de resistência à fratura, os pequenos problemas de padronização não interfeririam, porem, quando se quer analisar situações mais específicas, como por exemplo, trajetória da trinca de um determinado corpo de prova, pode-se estar fadado à interpretações errôneas. Certamente que existem diversas formas de diminuir esses problemas, como aumentar o número de espécimes, utilizar dentes de tamanhos mais próximos da média e os corpos de prova serem feitos apenas por um pesquisador.

4.1 Modelagem das estruturas

Para a realização desta etapa foram utilizados no CTI (Centro de Tecnologia e Informação), os softwares 3D Studio Max (Autodesk, Inc – San Rafael, CA, USA), CAD Rhinoceros (Mcneel – Seattle, USA).

CAD, da língua inglesa, *Computer Aided Design*, ou projeto assistido por computador, corresponde a uma classe de programas de computador utilizados pelos mais diversos ramos do conhecimento humano. Contudo, atualmente, este tipo de ferramenta é, na maior parte das vezes, utilizada para a otimização e desenvolvimento de projetos técnicos.

Os sistemas CAD permitem a construção de uma série de entidades geométricas como pontos, curvas, superfícies e sólidos, assim como ocorreria na elaboração de um desenho técnico tradicional nas

antigas pranchetas de desenho. Somado a isso, além de construir, também é possível editar estas entidades de tal forma que, caso haja necessidade, possíveis alterações possam vir a ser realizadas no projeto antes de sua concepção final, de maneira ágil e com custo relativamente baixo.

Em se tratando de programas CAD, estes podem ser subdivididos nas categorias bidimensionais e tridimensionais. Quanto aos tridimensionais, o protocolo utilizado para a modelagem das superfícies pode variar dependendo do programa e da finalidade. Dentre estes, tem destaque o protocolo NURBS (Non Uniform Rational B Spline).

Este protocolo faz uso das “*bsplines*” que, assim como qualquer curva, são definidas matematicamente por dois ou mais pontos de controle denominados nós, diferenciando-se das demais em função de sua formulação matemática mais complexa que justamente permite a representação das geometrias orgânicas complexas que foram utilizadas neste trabalho.

O modelo completo (Figura 1) foi composto por osso medular, osso cortical, gengiva, ligamento periodontal, dentina, esmalte e cerâmica.

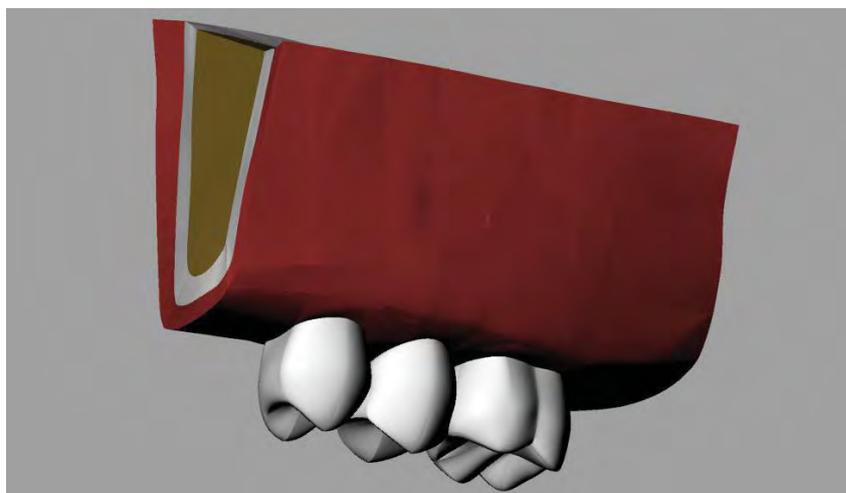


Figura 1 – Modelo tridimensional.

As dimensões dos dentes dos modelos tridimensionais (Figura 2) foram baseadas no livro de anatomia de Eugênio¹⁴ de 1995 e apresenta-se na tabela 1.

Tabela 1 - Dimensões dos dentes

Dimensões/Dentes em mm			
	1º Pré-molar superior	2º Pré-molar superior	1º Molar superior
Comp. Da Coroa	8,5	8,5	7,0
Comp. da raiz	14,0		12,5
Diâmetro Mesio-Distal	7,0	7,0	10,0
Diâmetro vestibulo-Lingual	9,0	9,0	11,0

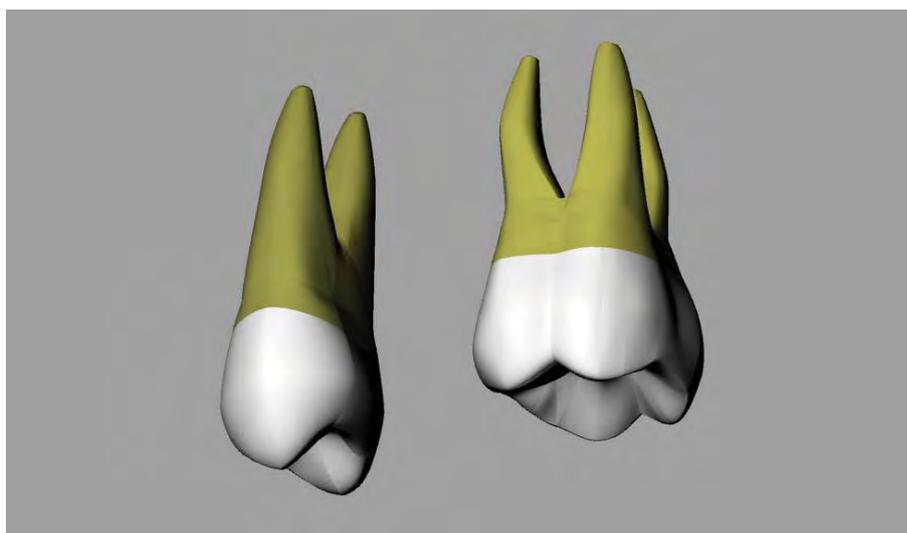


Figura 2 - Modelos tridimensionais dos dentes suportes.

Foi modelado o ligamento periodontal (Figura 3) nas raízes dos dentes suportes com a espessura de 0,3 mm de espessura (Burak Ozcelik et al.⁶, 2011).

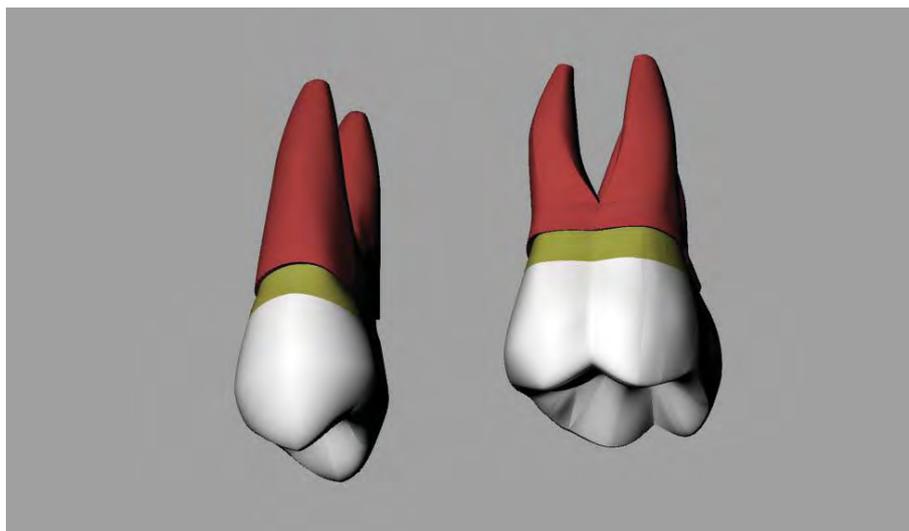


Figura 3 - Dentes suportes com o ligamento periodontal.

O modelo simulou uma prótese fixa de três elementos em cerâmica Zircônia apresentando a ausência do segundo pré-molar superior esquerdo e os dentes suportes foram o primeiro pré-molar superior esquerdo e o primeiro molar superior esquerdo. Esses foram divididos em oito grupos de acordo com o tipo de preparo dos dentes suportes (ocluso-proximal, proximal-ocluso-proximal, *overlay* e coroa total) e o tipo de conector (convencional e em forma de arco).

A Figura 4 apresenta o preparo de cavidade *inlay* ocluso-proximal, sendo preparo OD (ocluso-distal) no primeiro pré-molar e MO (mesio-oclusal) no primeiro molar. O preparo teve como dimensões: $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea, 2 mm de profundidade da caixa oclusal, 4 mm de profundidade na caixa proximal, ângulos internos arredondados, ângulo cavo-superficial de 90° e paredes circundantes divergentes para oclusal com 6° de inclinação (Morimoto et al.³¹, 2009).

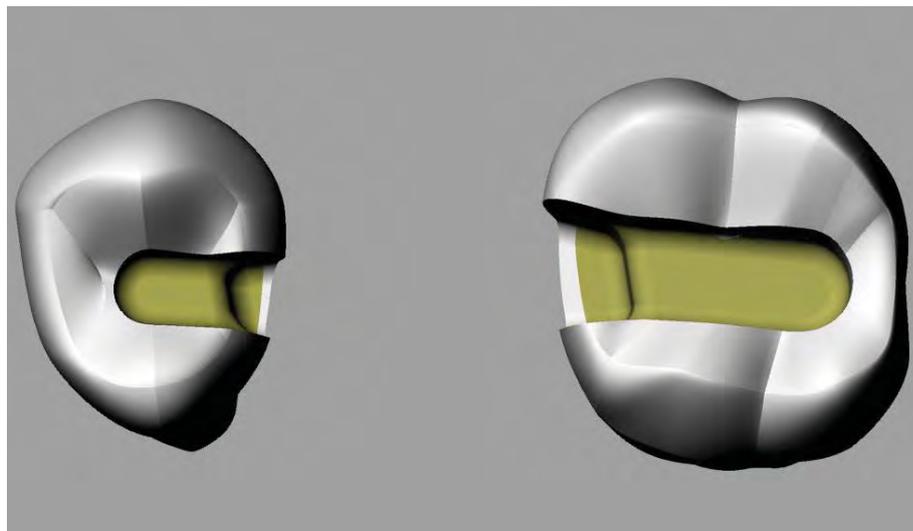


Figura 4 - Preparo ocluso-proximal.

A figura 5 apresenta o preparo de cavidade *inlay* do tipo MOD no primeiro pré-molar e MOD no primeiro molar. O preparo possui as mesmas dimensões do preparo tipo ocluso proximal acrescentado caixa proximal mesial para o primeiro pré-molar e distal para o primeiro molar.

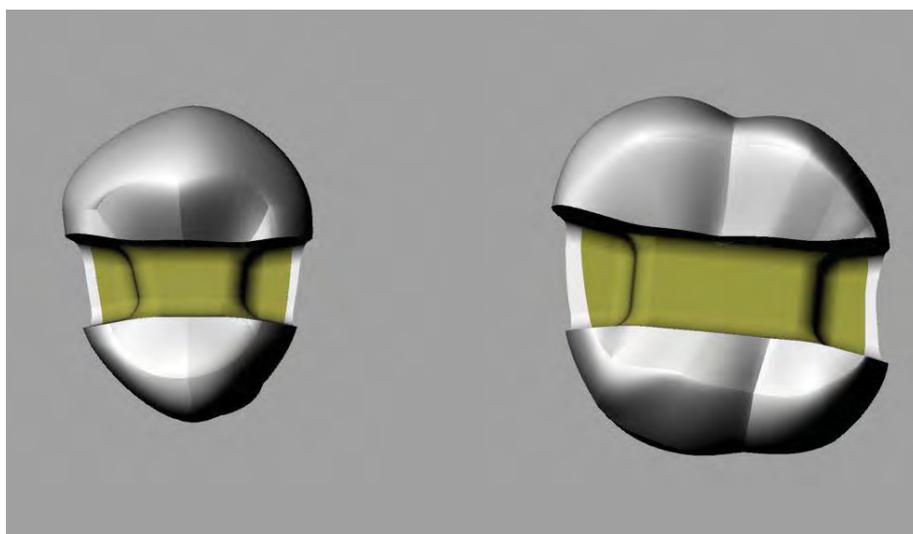


Figura 5 - Preparo proximal-ocluso-proximal.

A figura 6 apresenta o preparo do tipo overlay no primeiro pré-molar e no primeiro molar. Para realização do preparo foi utilizado o

modelo com o preparo MOD e realizado uma redução oclusal e axial de 2 mm das cúspides. A altura da redução axial foi até a metade do comprimento da coroa. As paredes dos preparos foram convergentes para a oclusal e as caixas proximais divergentes com inclinação de 6°. O término do preparo foi em ombro arredondado (Morimoto et al.³¹, 2009).

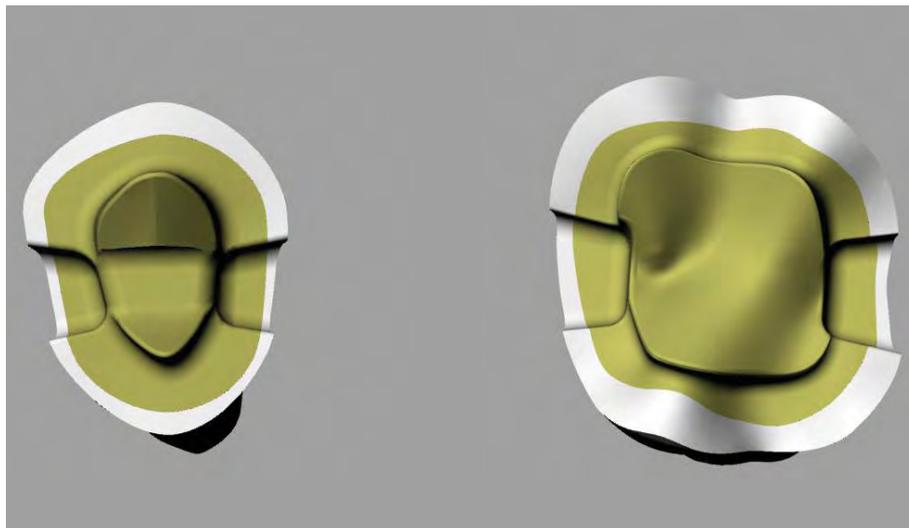


Figura 6 - Preparo overlay.

A Figura 7 apresenta o preparo de coroa total no primeiro pré-molar e no primeiro molar. O preparo foi realizado com redução oclusal e axial de 2 mm até 0,5 mm aquém do término do esmalte. O término foi realizado em ombro arredondado.(Figura 8).

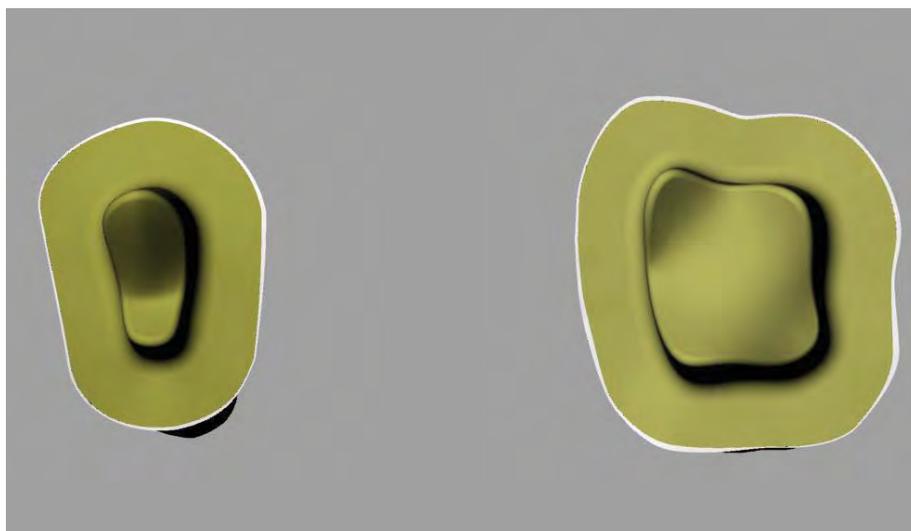


Figura 7 - Preparo de coroa total.

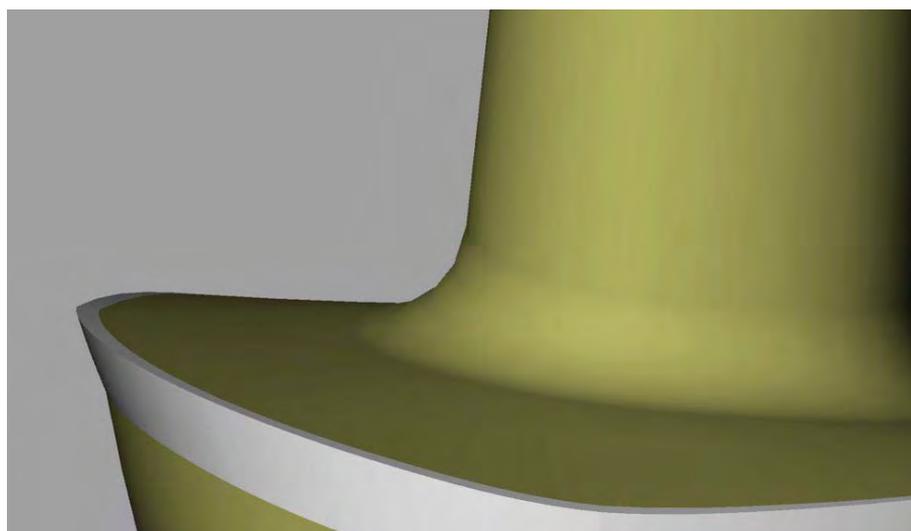


Figura 8 - Término do preparo em ombro arredondado.

A Figura 9 apresenta a infra-estrutura com conector convencional. O conector possuiu 3 mm de altura e 2 mm de largura.

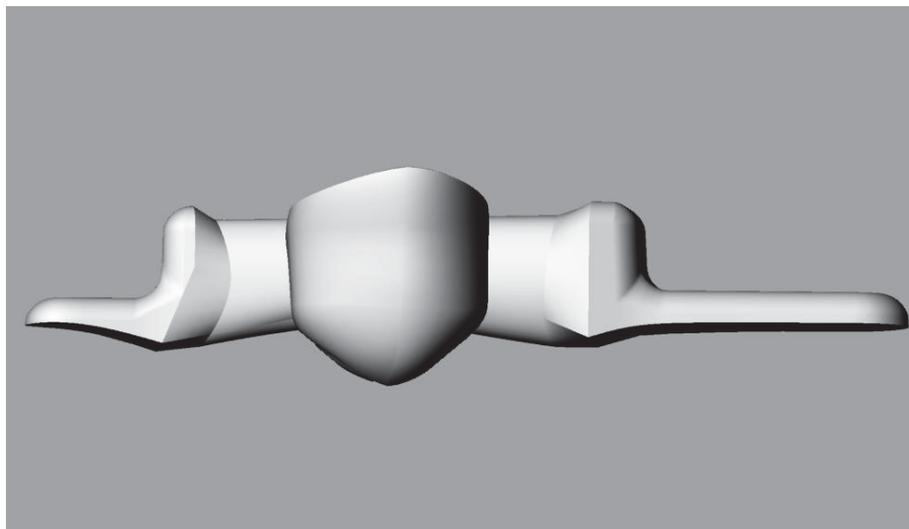


Figura 9 – Infra-estrutura convencional.

A Figura 10 apresenta a infra-estrutura com conector em forma de arco. As dimensões do conector próximo aos dentes suportes continuaram os mesmos da infra-estrutura convencional. Próximo ao pontico, o conector teve 1,5 mm de altura e 1,5 mm de largura.

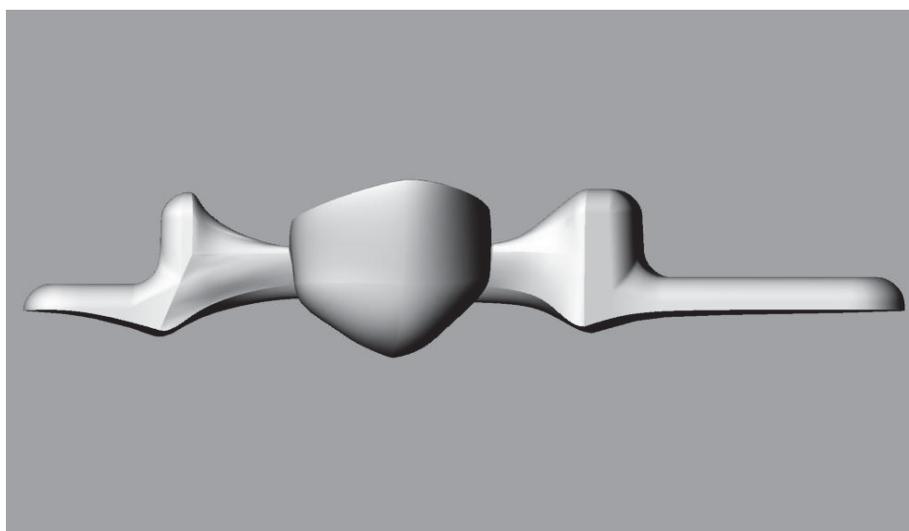


Figura 10 – Infra-estrutura em forma de arco.

4.2 Análise

O processo de análise consiste basicamente, na modelagem inicial do problema mecânico por meio da utilização de uma equação diferencial analítica, seguido de um tratamento numérico. Este tratamento numérico é uma simplificação do equacionamento analítico inicial por avaliações numéricas que usam hipóteses simplificadoras, influenciando na qualidade final dos resultados obtidos.

O cálculo destas equações é realizado por meio da utilização de geometrias. Estas geometrias são descritas por funções conhecidas e pontos definidos denominados nós, tendo por objetivo a padronização e simplificação dos procedimentos de cálculo.

Teoricamente, quanto maior a quantidade de nós presentes na malha, mais rica será a qualidade de análise. Entretanto, uma maior quantidade de nós implica em maior custo computacional, pois cada nó adiciona um conjunto de equações ao sistema, e conseqüentes propagações de erros de truncamento numérico, devido aos cálculos adicionais (Figura 11).

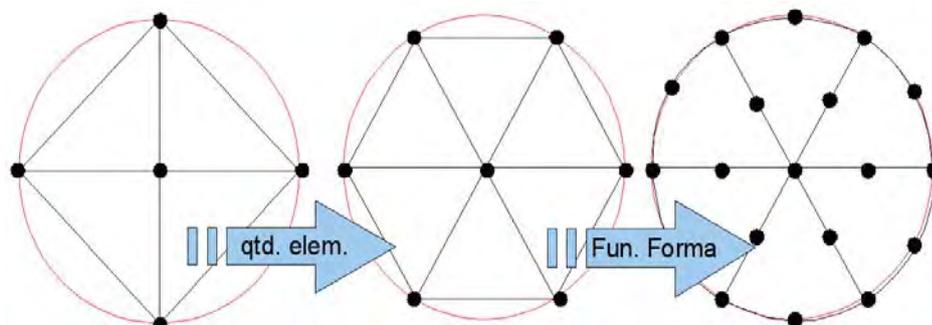


Figura 11 - Exemplo de aproximação de uma geometria real (Uehara⁴⁷, 2008).

Por outro lado, uma quantidade muito pequena de nós pode comprometer a modelagem do problema mecânico e a qualidade dos resultados, pois a representação do modelo passa a ser insuficiente.

Ciente destes pormenores, uma solução de compromisso consiste em refinar a malha nas regiões de maior solicitação mecânica, em detrimento das outras menos solicitadas, tal abordagem acaba por demandar conhecimento multidisciplinar das áreas envolvidas no estudo, como é o caso das aplicações voltadas para a área de Bioengenharia.

Neste trabalho as áreas mais importantes foram os dentes e a prótese fixa. Nestas áreas foi realizado o refinamento da malha e, por consequência, dos elementos finitos.

Os elementos podem ser uni, bi ou tridimensionais (Figura 12), dependendo do tipo de representação geométrica escolhida. Neste estudo a análise foi realizada tridimensionalmente.

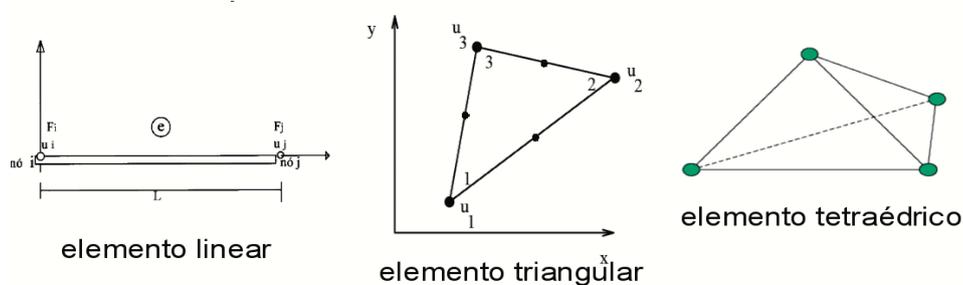


Figura 12 - Tipos de elementos (Uehara⁴⁷, 2008).

4.3 Modelagem CAE (Computer Aided Engineering)

4.3.1 Importação da Geometria

Após serem concebidas no ambiente CAD do Rhinoceros[®], as geometrias foram exportadas no formato STEP 214 Automotive Design (*.stp) e, posteriormente, importadas para o ambiente CAE (Computer Aided Engineering) do Ansys[®] (ESSS, Houston, USA).

Este formato foi escolhido em função dos testes de importação que envolveram outras extensões CAD como ACIS(.sat), IGES(.igs) e PARASOLID (.x_t); que, por fim, revelaram a melhor compatibilidade do arquivo STEP com o Ansys[®]. Neste contexto, entende-se por “*boa compatibilidade*”, a capacidade de o programa conseguir realizar devidamente a importação da geometria sem que a mesma possua qualquer tipo de inconsistência, dentre as mais graves e freqüentes destacam-se as superfícies ou curvas degeneradas.

4.4 Definições das propriedades dos elementos da malha

A geração de malhas de elementos finitos em geometrias orgânicas relacionadas a aplicações em bioengenharia é um constante

desafio, tendo em vista que essas aplicações demandam ferramentas e elementos para a representação destes volumes.

Desta forma, foi utilizada uma malha controlada definida por elementos tetraédricos quadráticos (Figura 13), caracterizados como pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento, caracterizando-os assim como uma boa opção para a dada aplicação.

As regiões de maior interesse nesse estudo foram o elemento protético e os dentes suportes. Nessas regiões, o tamanho dos elementos foi menor, para que a estrutura ficasse fiel e o resultado da distribuição de tensão, mais refinado. Nas outras estruturas de menor interesse, os elementos puderam ser maiores. Quanto menor o tamanho dos elementos de um sólido, maior quantidade de elementos ele possui. Quanto maior a quantidade de elementos, o tempo de análise computacional é maior

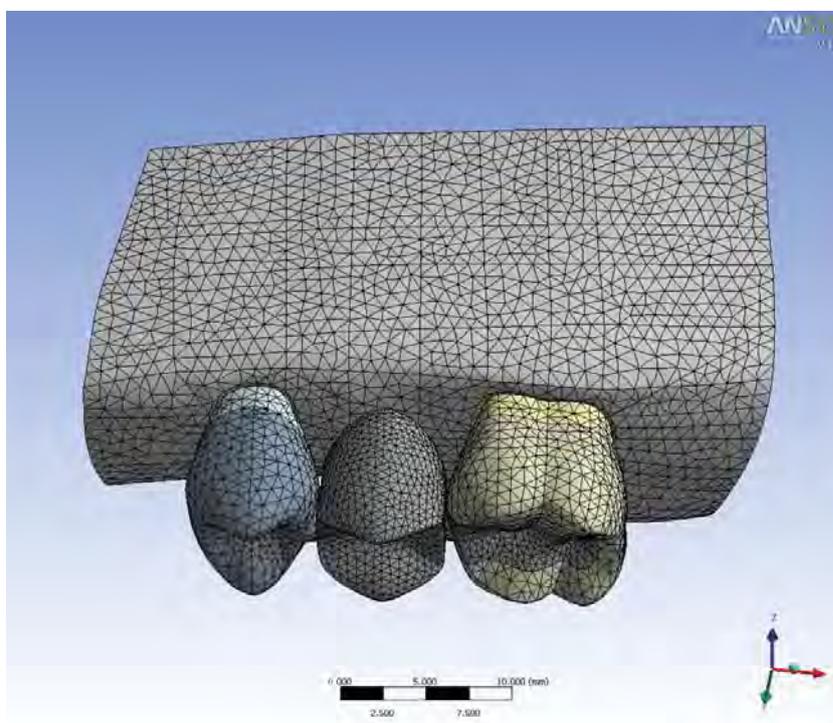


Figura 13 – Malha do modelo tridimensional.

4.5 Condições de contorno e Carregamento

O modelo foi engastado, sem liberdade de movimento, na base e nas laterais da maxila.

O carregamento foi realizado axialmente, na superfície oclusal pântico (Oh, Anusavice³⁵, 2002), com uma força de 300 N (Eraslan et al.¹³, 2010).

4.6 Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas das estruturas e dos materiais (Quadro 1) são dados fundamentais para que o programa possa executar a análise e para que esta seja a mais fiel possível.

Para a análise de elementos finitos são necessários dois dados: o módulo de elasticidade, representada pela letra “E” e o coeficiente de Poisson, representada pela letra “ ν ”, já que os modelos foram considerados isotrópicos (apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada), elásticos (recuperam as dimensões originais quando retirada a carga) e contínuos (não apresentam espaços vazios).

Módulo de elasticidade é a relação existente entre a tensão e a deformação. É basicamente o grau de elasticidade do material.

Coeficiente de Poisson é uma relação entre as deformações transversais e longitudinais. Quando aplica-se uma força no eixo X do material, haverá uma deformação nos eixos Y e Z.

Quadro 1 – Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Dentina	14,7	0,31	O'Brien ³⁴ , 1997.
Esmalte	84,1	0,30	O'Brien ³⁴ , 1997.
Osso cortical	14,7	0,30	Moroi et al. ³² , 1993.
Osso esponjoso	0,49	0,30	Moroi et al. ³² , 1993..
Ligamento periodontal	0,0118	0,45	O'Brien ³⁴ , 1997.
Zircônia	205	0,19	Rekow et al. ³⁹ , 2006.
Cerâmica	70	0,19	Rekow et al. ³⁹ , 2006.

4.7 Análise de tensões

Um corpo submetido a esforços externos pode reagir a eles de maneira elástica, deformando-se e acumulando tensão. Esta tensão pode ser analisada internamente no corpo de acordo com alguns critérios, observando valores de tração, compressão e cisalhamento em cada eixo coordenado independente (x, y e z), para cada nó do problema analisado.

O critério de análise utilizado foi a de tensão máxima principal. Relaciona-se prioritariamente a tensão de tração, que é mais crítica em caso de materiais frágeis como ossos, dentes e cerâmicas.

4.8 Análise dos resultados

Os resultados foram apresentados por meio de mapas de cores de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e valores numéricos. Estes resultados foram analisados de duas formas: análise qualitativa e análise quantitativa. A análise qualitativa mostra a distribuição de tensões. Áreas que possuem concentração de cores quentes indicam áreas de maior concentração de tensões. A análise quantitativa foi realizada por meio da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, que foram apresentados em uma legenda.

5 RESULTADOS

Os resultados são mostrados a seguir de duas formas: qualitativo, por meio de mapa de cores, o qual apresenta a distribuição de tensões nas estruturas estudadas; quantitativo, valores em MPa são representados em uma escala junto com a variação de cor da distribuição de tensões. Valores positivos são referentes à tensão por tração e valores negativos são de tensão por compressão.

5.1 Preparo ocluso-proximal - conector convencional

As figuras 14, 15, 16 e 17 mostram a tensão máxima principal na infra-estrutura com conector convencional do grupo ocluso-proximal. As figuras apresentam uma grande concentração de tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 84,1 MPa e uma concentração de tensão na infra-estrutura que fica encostado com o ângulo axio-pulpar do preparo cavitário. A concentração no ângulo axio-pulpar na infra-estrutura foi maior na região do pré-molar com uma concentração de 54,1 MPa do que na região do molar 31,6 MPa. Houve concentração de tensão por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 20,9 MPa.

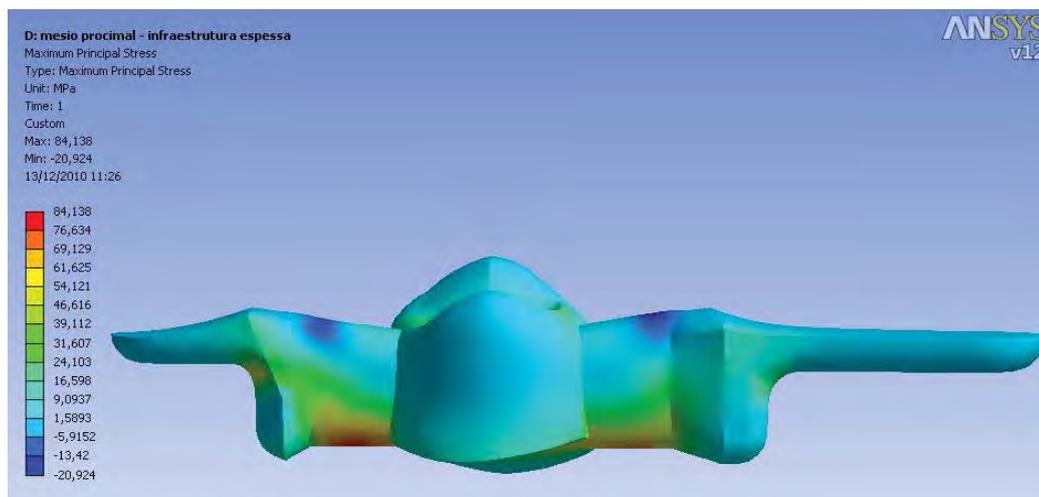


Figura 14 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo ocluso-proximal – vista palatina.

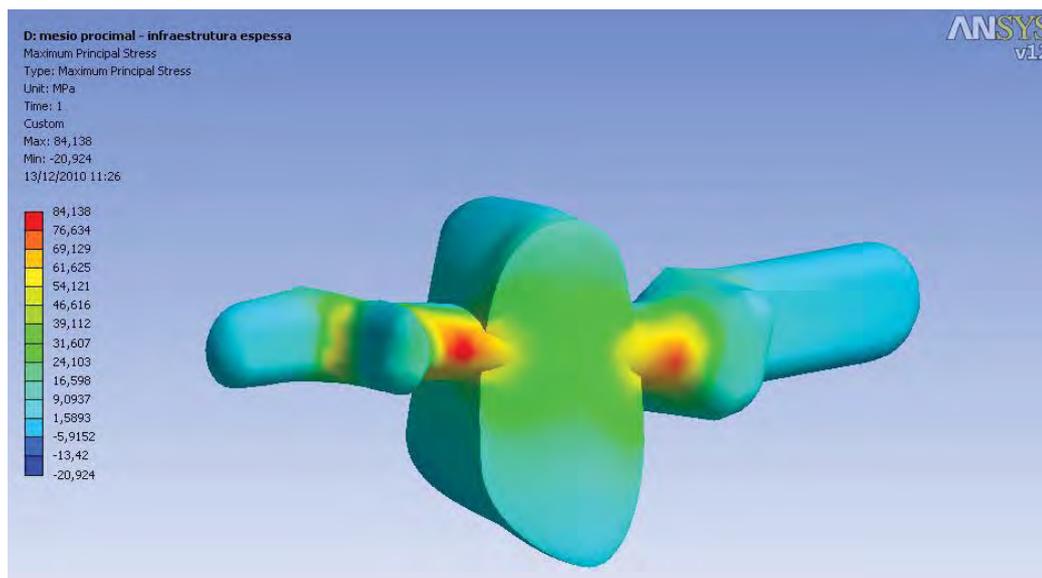


Figura 15 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo ocluso-proximal – vista gengival.

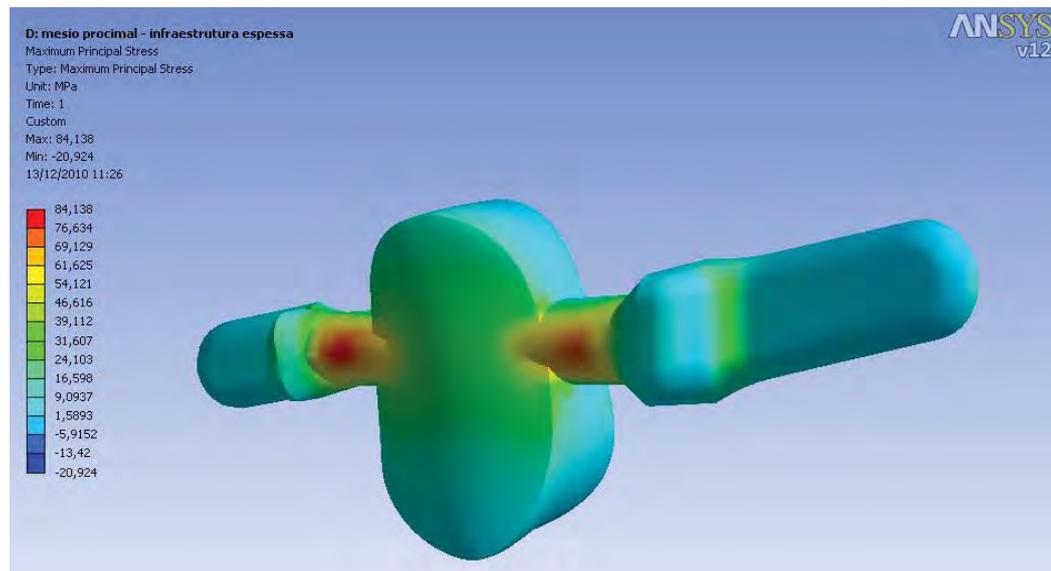


Figura 16 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo ocluso-proximal – vista gengival.

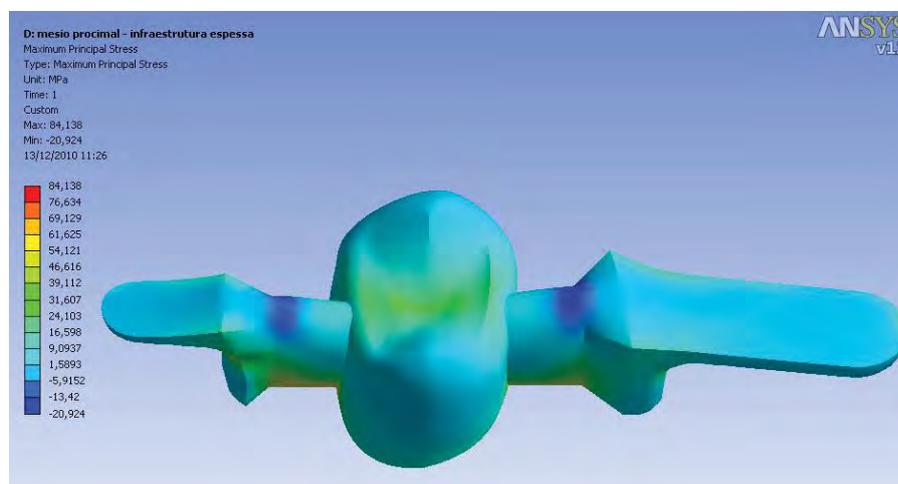


Figura 17 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo ocluso-proximal – vista oclusal.

A figura 18 representa a distribuição de tensões máxima principal da cerâmica de cobertura. Apresentou na região gengival uma

concentração máxima de tração de 68,08 MPa. Na região oclusal apresentou uma concentração de tensão por compressão de 16,9 MPa.

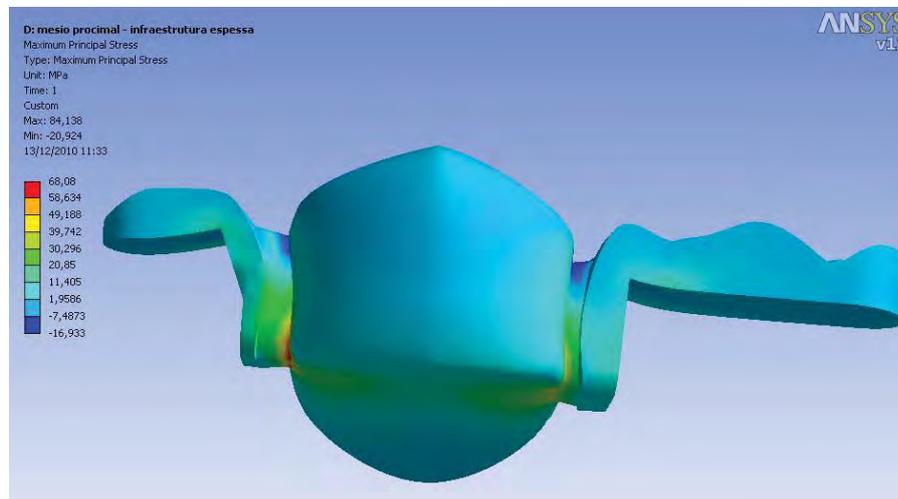


Figura 18 – Tensão máxima principal da cerâmica de cobertura do ocluso-proximal.

As figuras 19, 20, 21 e 22 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo de 29,5 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 6,9 MPa e por compressão 4,3 MPa. O molar apresentou baixas tensões que foram semelhantes às tensões da dentina do pré-molar.

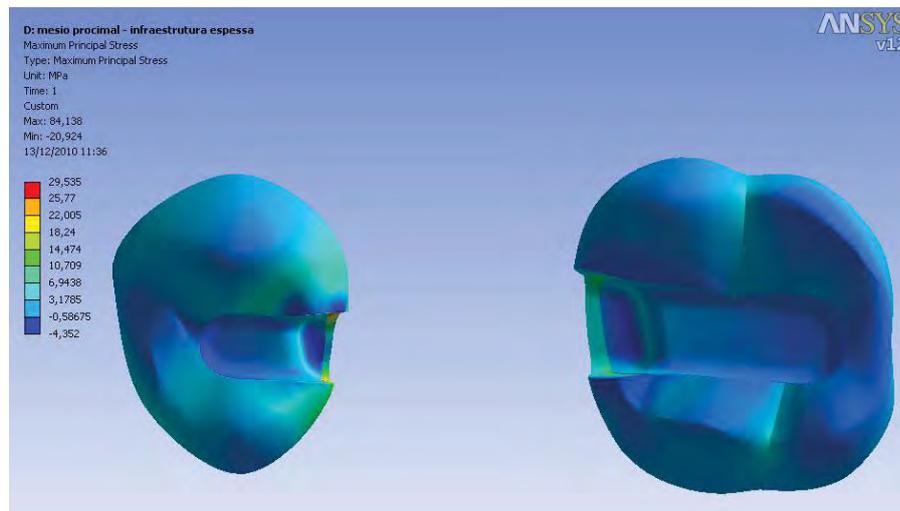


Figura 19 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo ocluso-proximal.

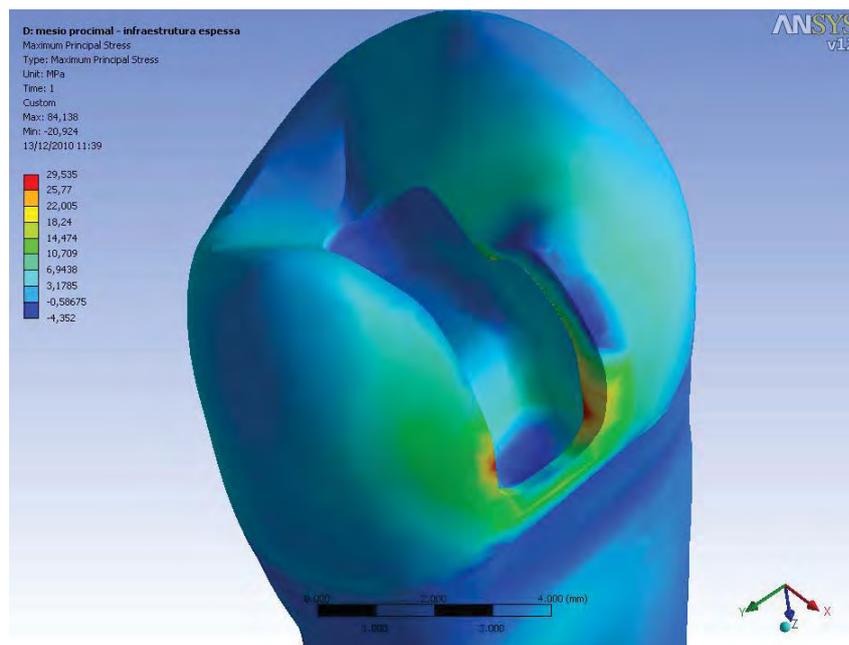


Figura 20 – Tensão máxima principal do pré-molar do grupo ocluso-proximal.

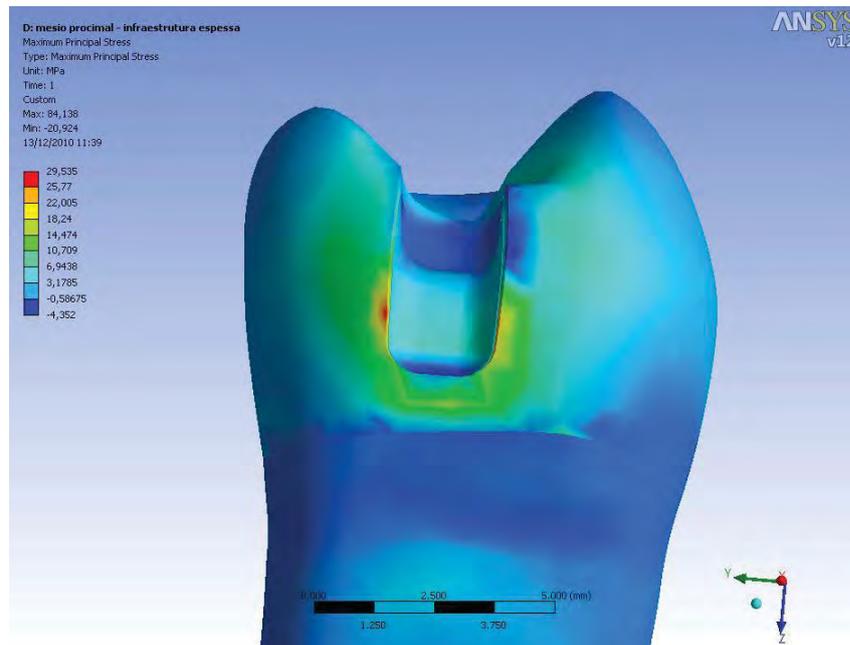


Figura 21 – Tensão máxima principal do pré-molar do grupo ocluso-proximal.

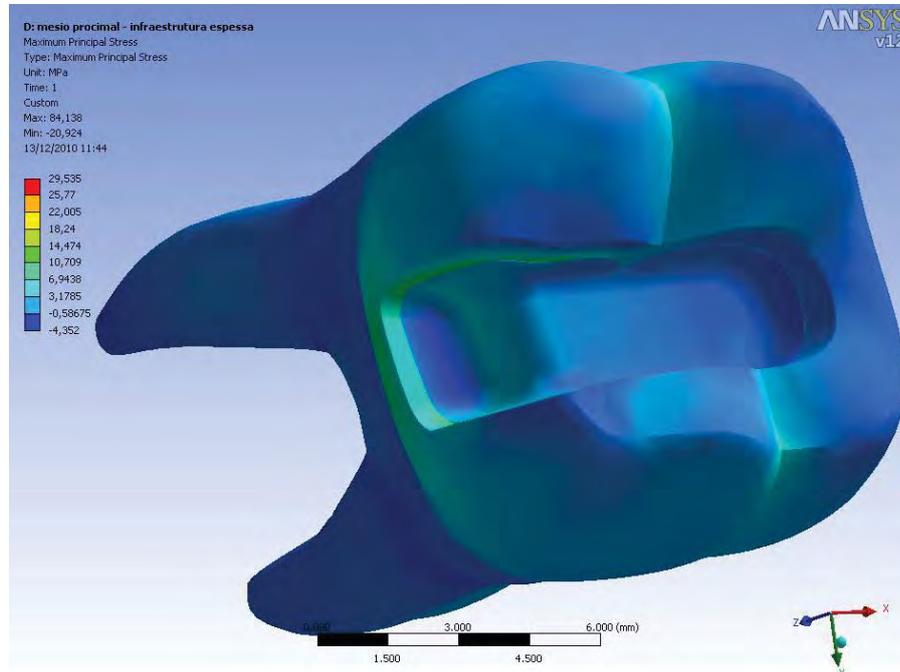


Figura 22 – Tensão máxima principal do molar do grupo ocluso-proximal.

5.2 Preparo ocluso-proximal em forma de arco

As figuras 23, 24, 25 e 26 mostram a tensão máxima principal na infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo ocluso-proximal. As figuras apresentam tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 52 MPa. A região do ângulo axio-pulpar da infraestrutura no pré-molar e do molar apresentaram tensões com valores máximos de 52 MPa e 32 MPa respectivamente. Houve concentração de tensão por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 16,8 MPa.

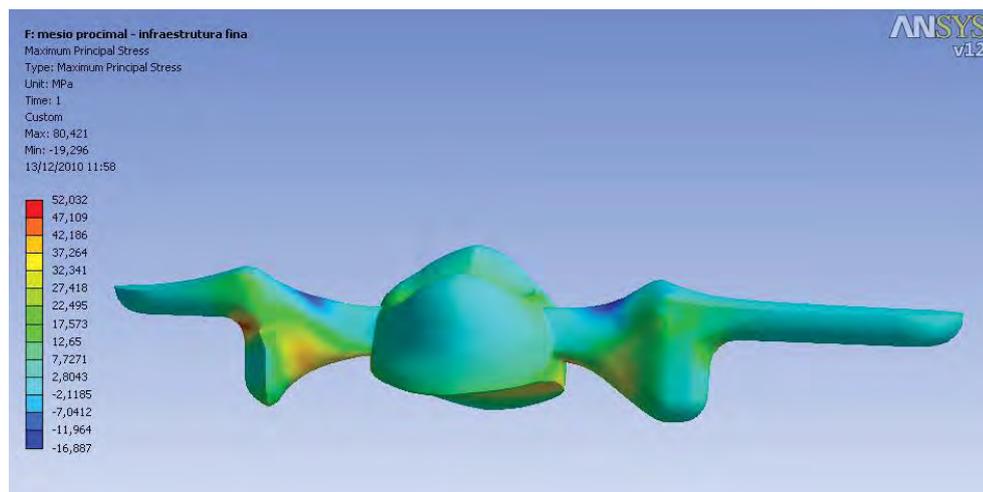


Figura 23 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo ocluso-proximal – vista palatina.

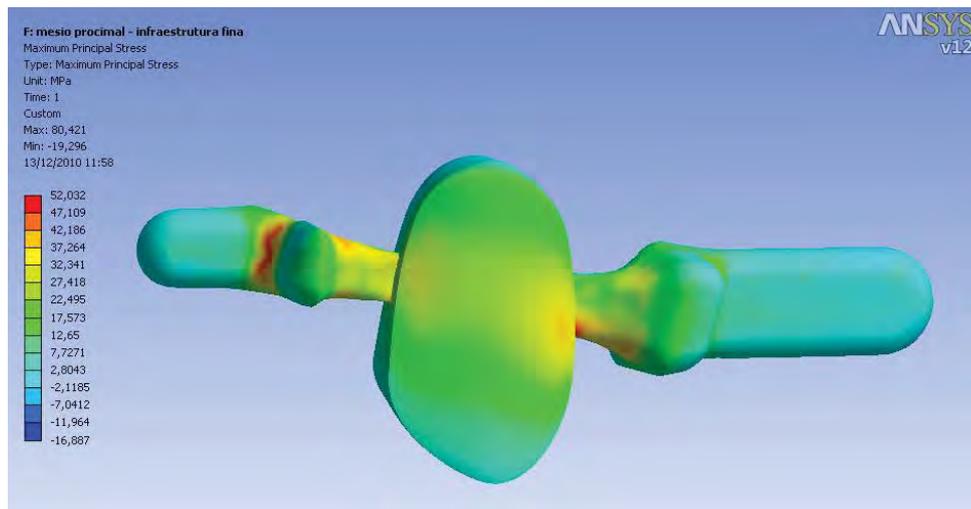


Figura 24 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo ocluso-proximal – vista gengival.

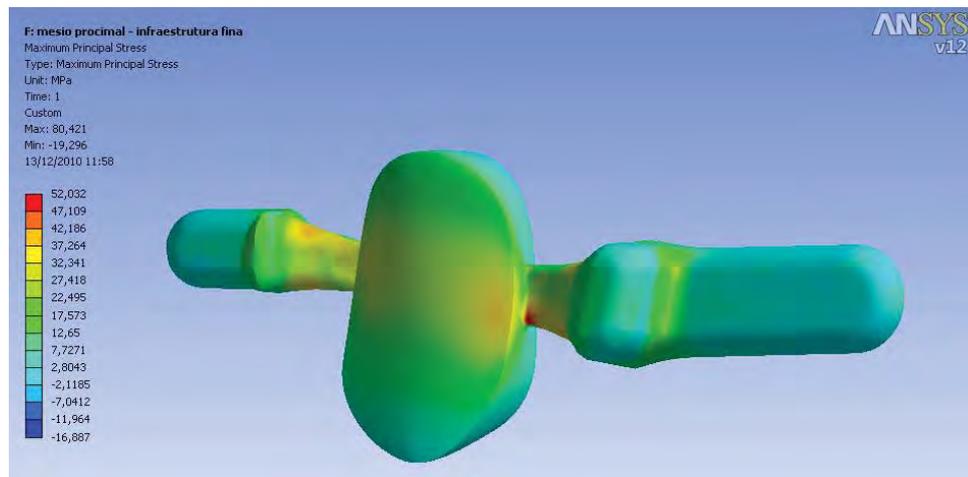


Figura 25 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo ocluso-proximal – vista gengival.

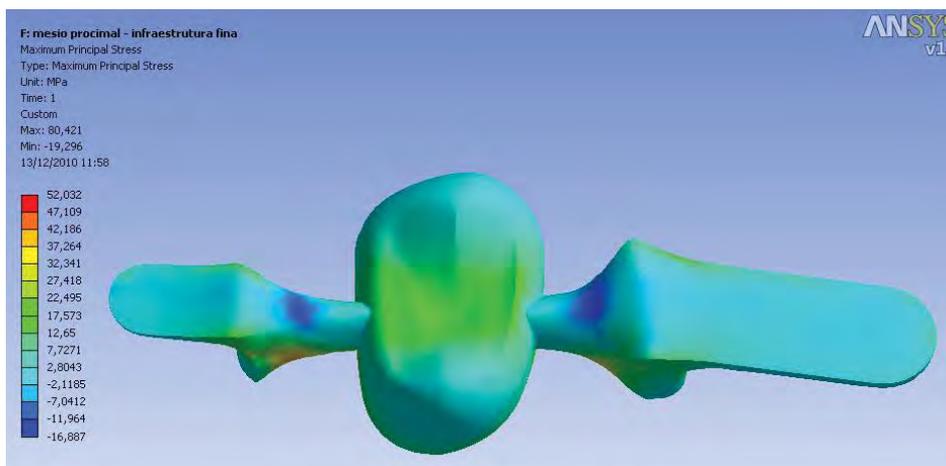


Figura 26 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo ocluso-proximal – vista oclusal.

As figuras 27, 28 e 29 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo de 31,1 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 6,3 MPa e por compressão 3,5 MPa. O molar apresentou baixas tensões que foram semelhantes às tensões da dentina do pré-molar.

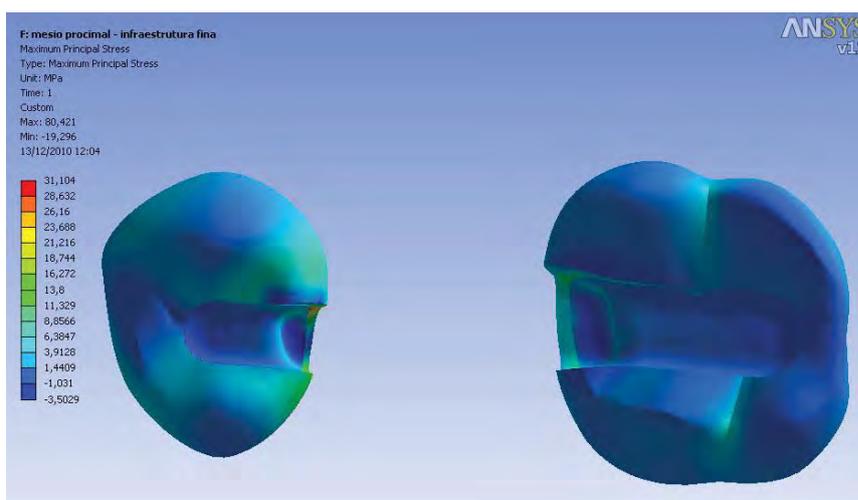


Figura 27 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo ocluso-proximal.

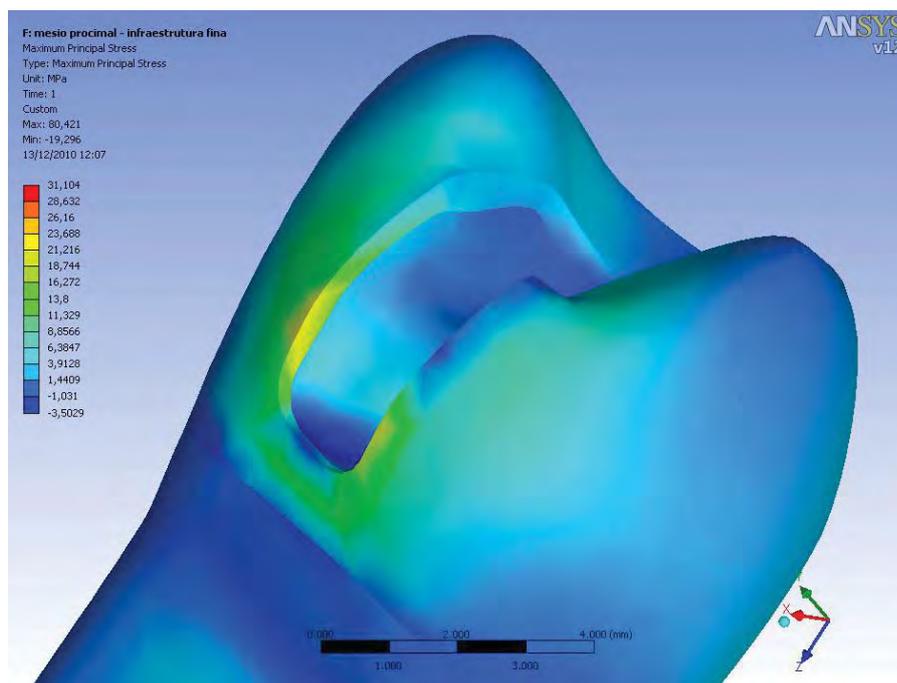


Figura 28 – Tensão máxima principal do pré-molar do grupo ocluso-proximal.

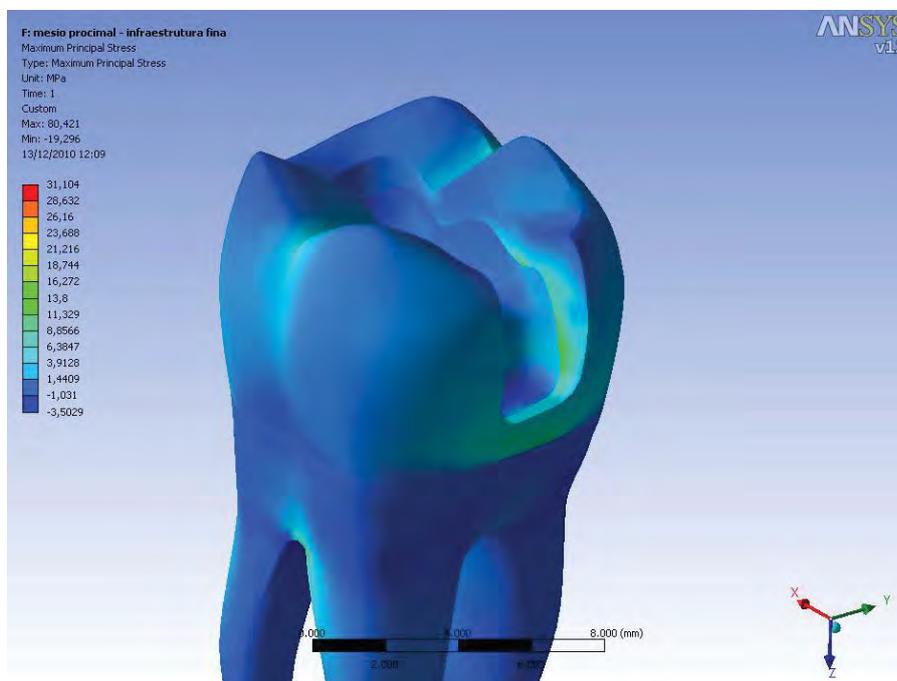


Figura 29 – Tensão máxima principal do molar do grupo ocluso-proximal.

A figura 30 representa a distribuição de tensões máximas principais da cerâmica de cobertura. Apresentou na região gengival uma concentração máxima de tração de 80,4 MPa.

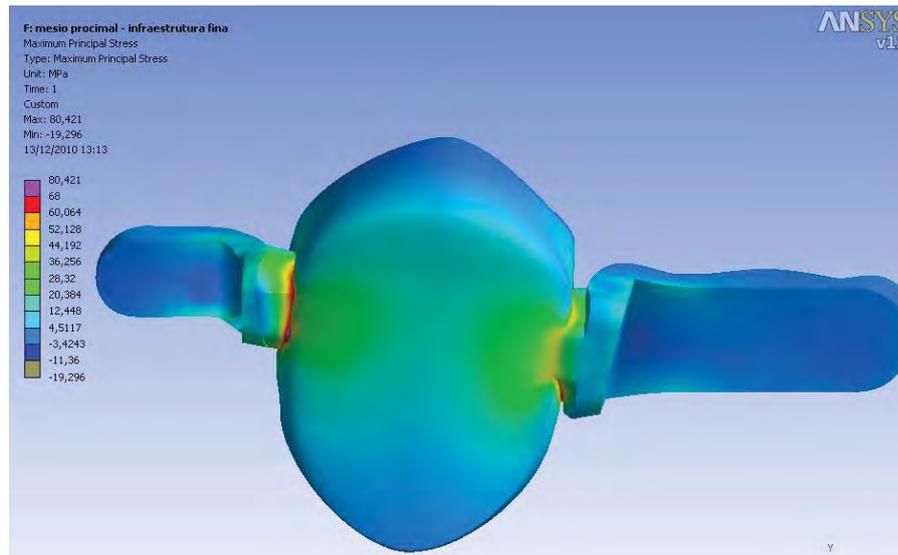


Figura 30 – Tensão máxima principal da cerâmica de cobertura do grupo ocluso-proximal.

5.3 Preparo MOD – conector convencional

As figuras 31 e 32 mostram a tensão máxima principal na infra-estrutura com conector convencional do grupo proximal-ocluso-proximal. As figuras apresentam uma grande concentração de tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 92,3 MPa e uma concentração de tensão na infra-estrutura que fica encostado com o

ângulo axio-pulpar distal do pré-molar e mesial do molar do preparo cavitário com valor máximo de 36 MPa. Houve concentração de tensão por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 20,1 MPa.

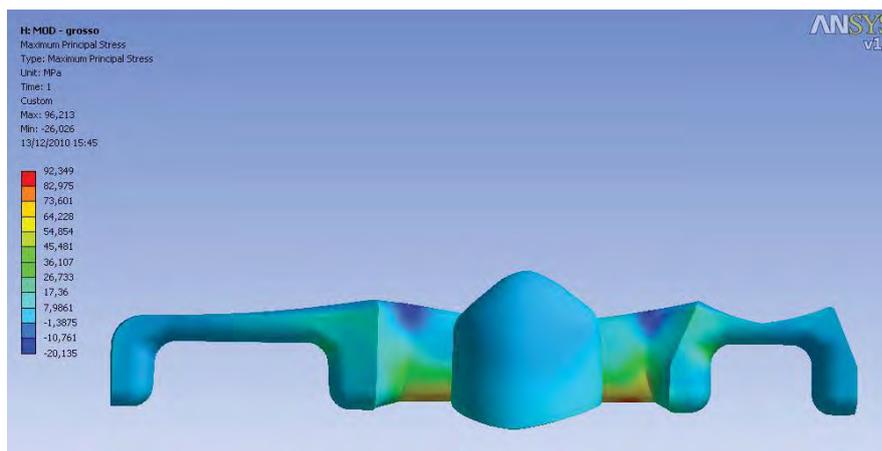


Figura 31 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo proximal-ocluso-proximal.

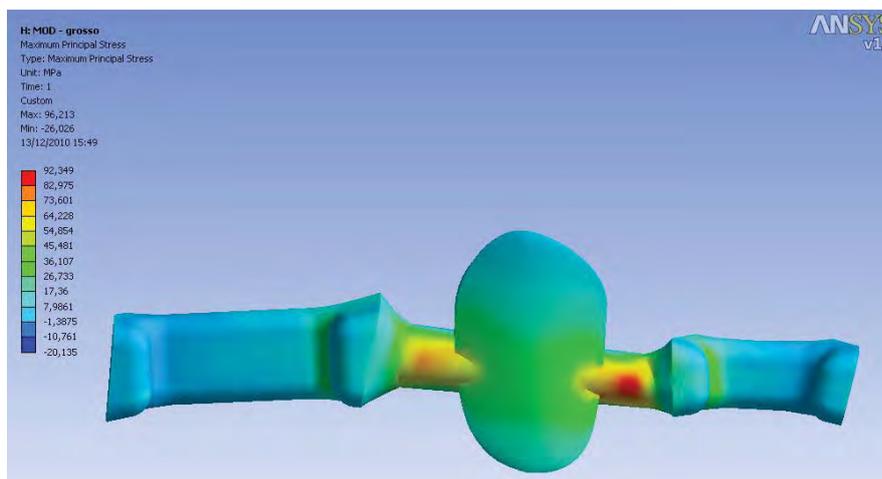


Figura 32 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo proximal-ocluso-proximal.

As figuras 33, 34 e 35 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo de 25,5 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 6,0 MPa e por compressão 4,7 MPa. O molar apresentou baixas tensões que foram semelhantes às tensões da dentina do pré-molar.

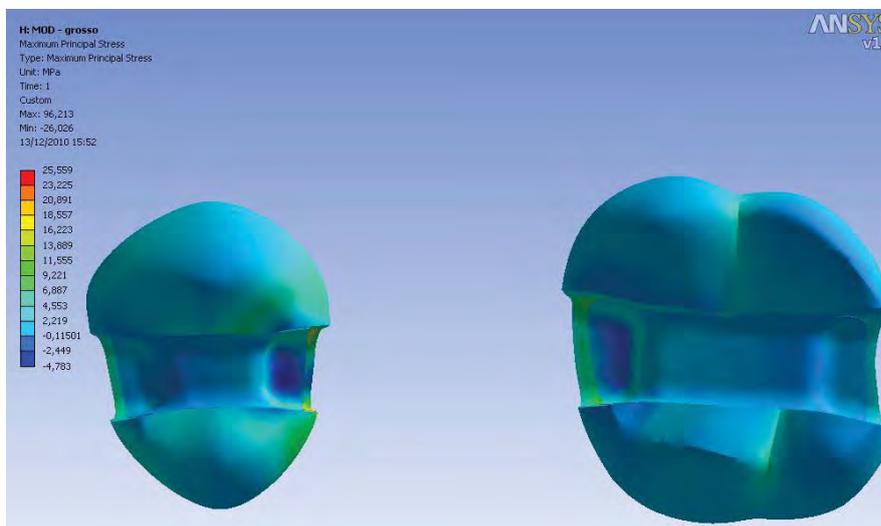


Figura 33 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo proximal-ocluso-proximal.

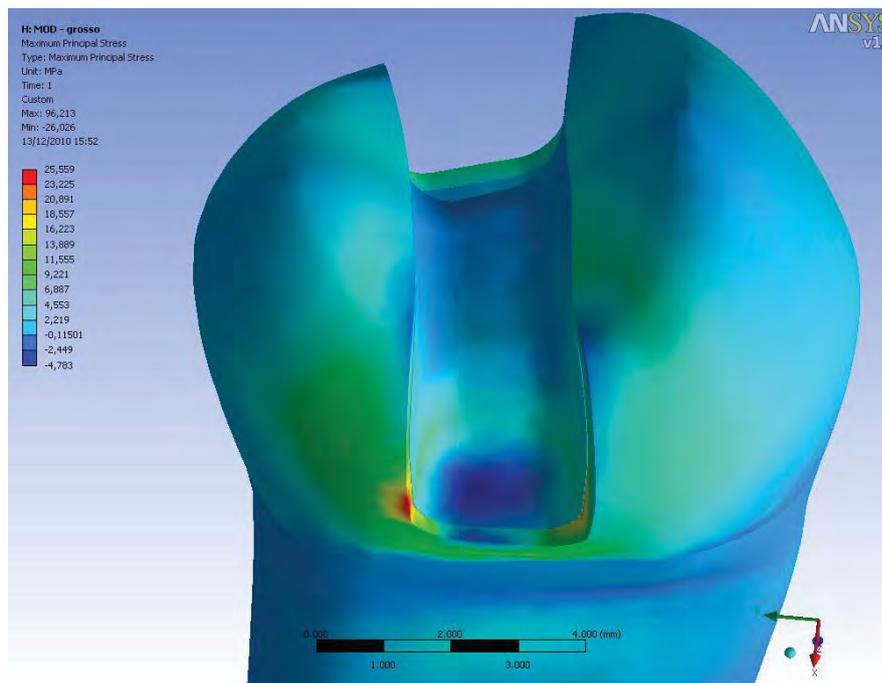


Figura 34 – Tensão máxima principal do pré-molar do grupo proximal - ocluso-proximal.

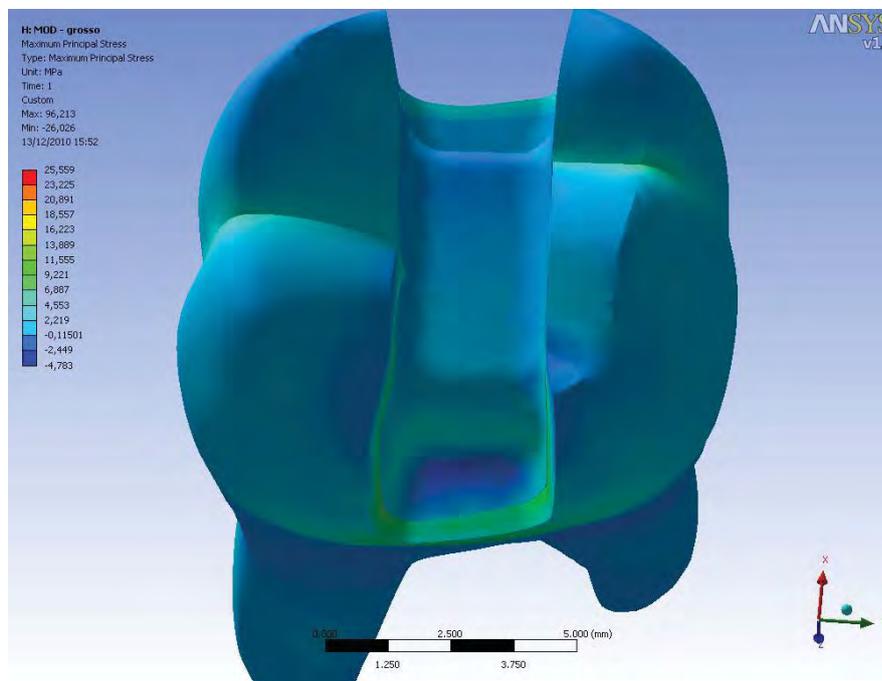


Figura 35 – Tensão máxima principal do molar do grupo proximal-occluso-proximal.

A figura 36 representa a distribuição de tensões máximas principais da cerâmica de cobertura. Apresentou na região gengival concentração máxima de tração de 96,2 MPa.

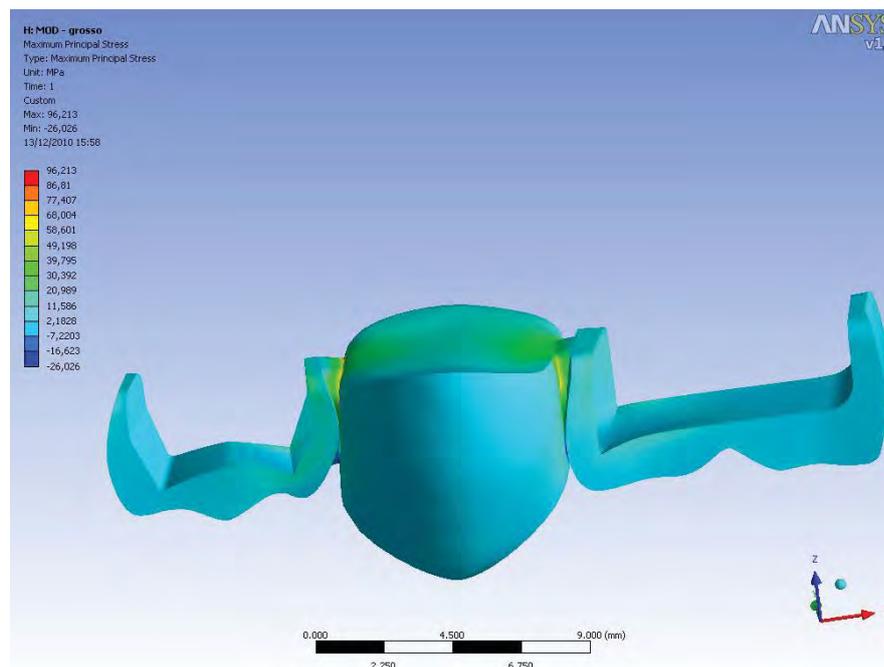


Figura 36 – Tensão máxima principal da cerâmica de cobertura do grupo proximal-ocluso-proximal.

5.4 Preparo MOD – conector em forma de arco

As figuras 37, 38 e 39 mostram a tensão máxima principal na infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo proximal-ocluso-proximal. As figuras apresentam uma concentração isolada de tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 55,3 MPa, mas a grande parte da concentração de tensão nessa região ficou próxima à 40,2 MPa. A infra-estrutura apresentou também, uma concentração de tensão na região de contato com o ângulo axio-pulpar do preparo cavitário. A concentração no ângulo axio-pulpar na infra-estrutura foi maior na região do pré-molar com uma concentração de 35,1 MPa do que na região do molar 25 MPa. Houve concentração de tensão por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 15 MPa.

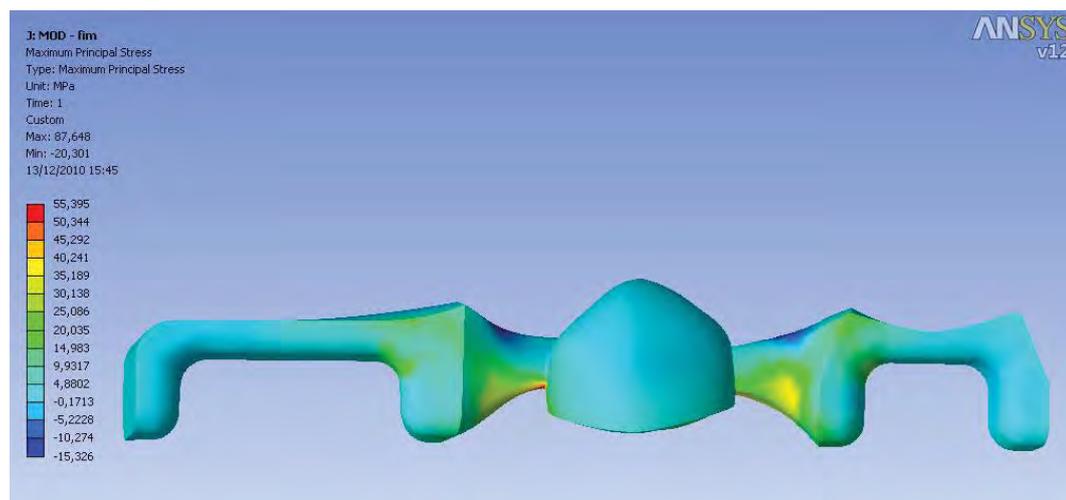


Figura 37 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo proximal-ocluso-proximal.

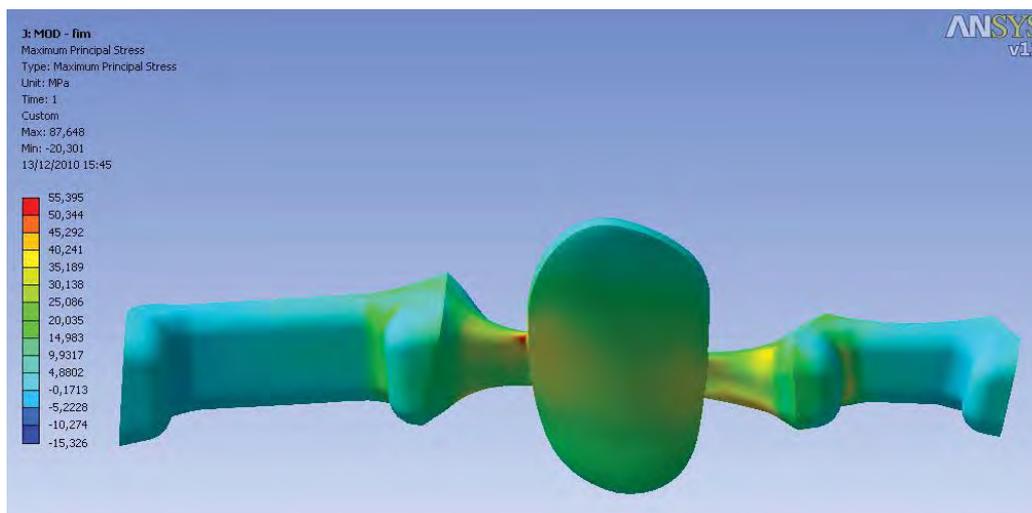


Figura 38 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo proximal-ocluso-proximal.

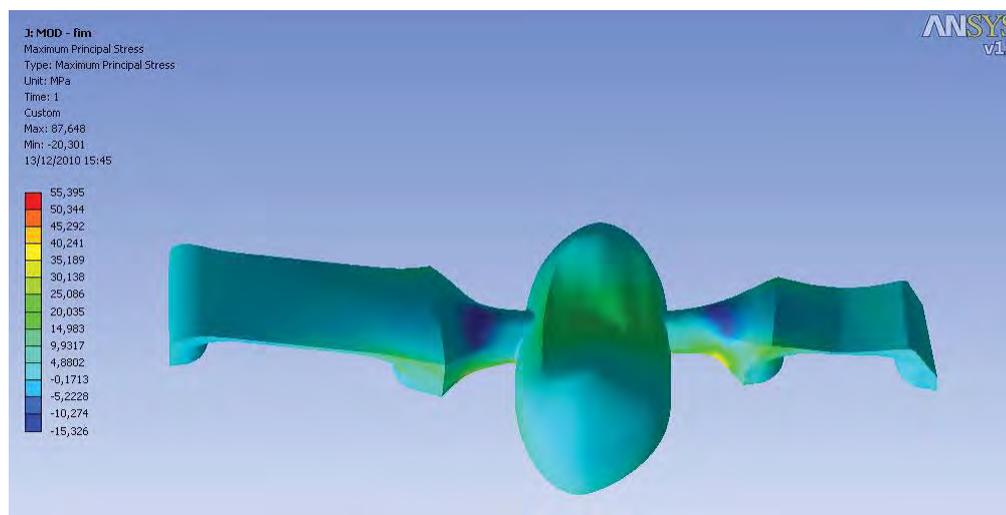


Figura 39 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo proximal-ocluso-proximal.

As figuras 40, 41 e 42 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo

de 29,9 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 7,4 MPa e por compressão 3,7 MPa. O molar apresentou baixas tensões que foram semelhantes às tensões da dentina do pré-molar.

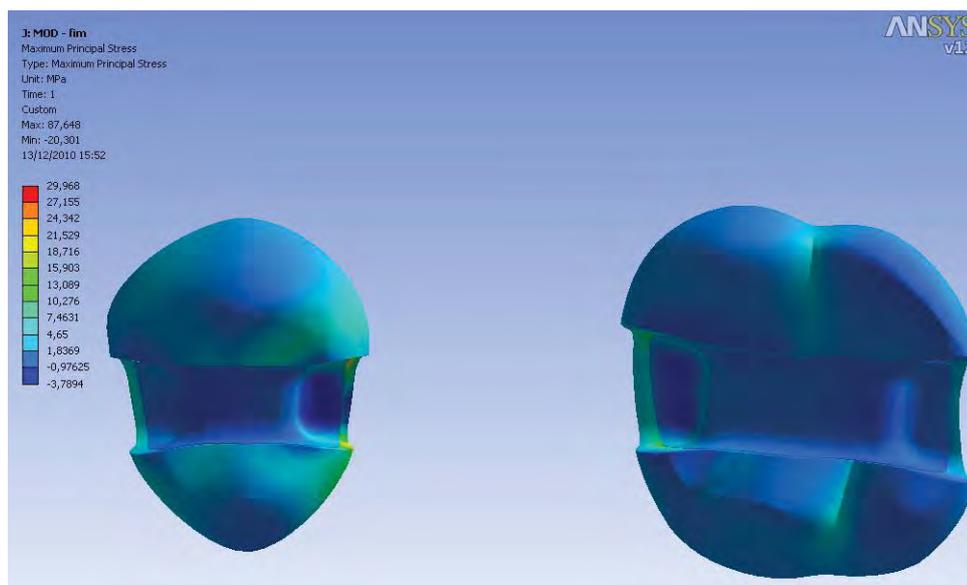


Figura 40 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo proximal-ocluso-proximal.

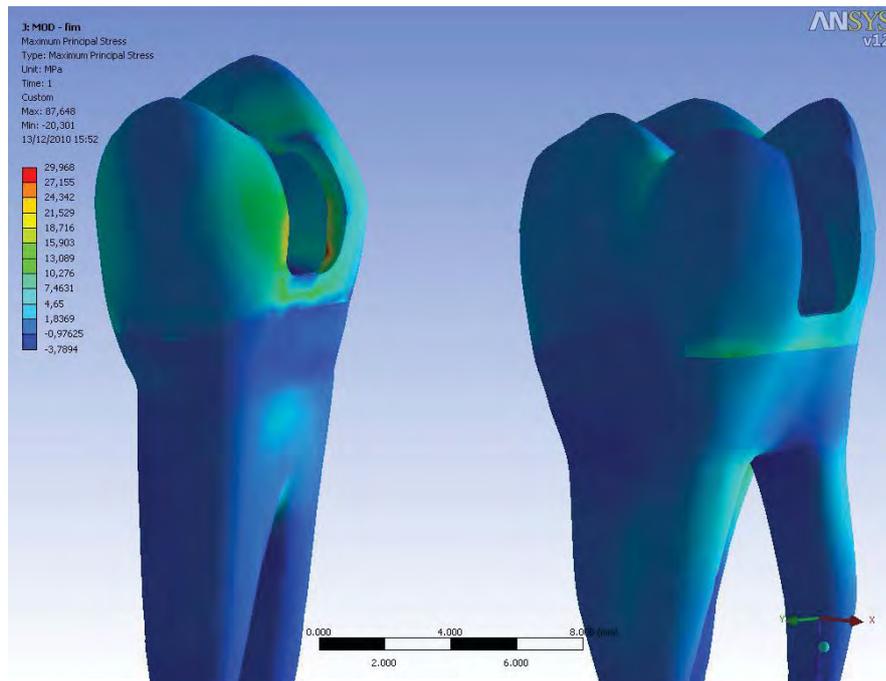


Figura 41 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo proximal-ocluso-proximal.

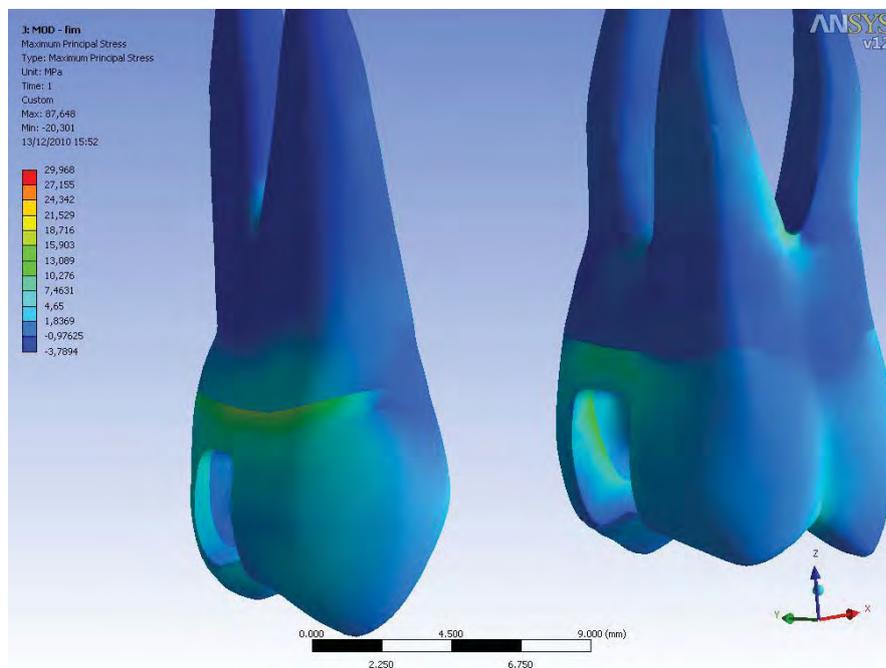


Figura 42 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo proximal-ocluso-proximal.

A figura 43 representa a distribuição de tensões máximas principais da cerâmica de cobertura. Apresentou na região gengival concentração máxima de tração de 87,6 MPa.

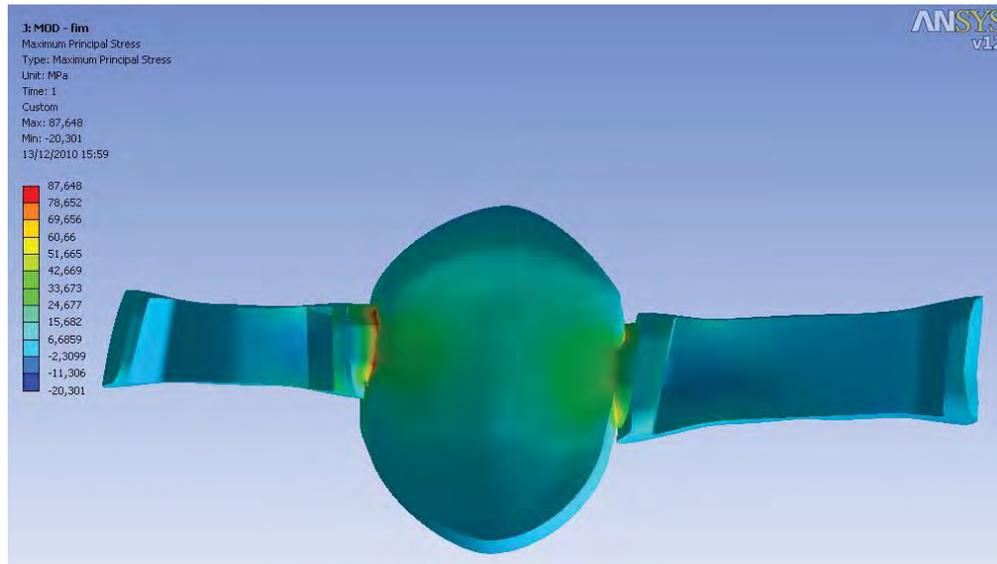


Figura 43 – Tensão máxima principal da cerâmica de cobertura do grupo proximal-ocluso-proximal.

5.5 Preparo overlay – conector convencional

As figuras 44 e 45 mostram a tensão máxima principal na infra-estrutura convencional do grupo com preparo overlay. As figuras apresentam uma concentração de tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 97 MPa. Houve concentração de tensão

por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 13,4 MPa.

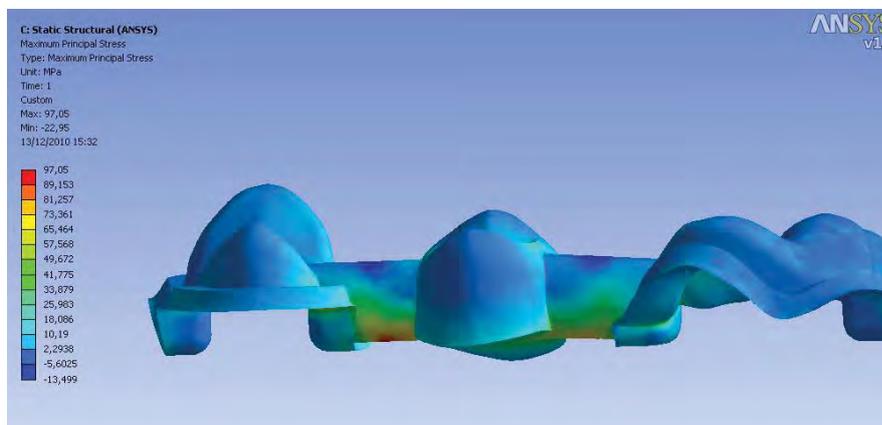


Figura 44 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo overlay.

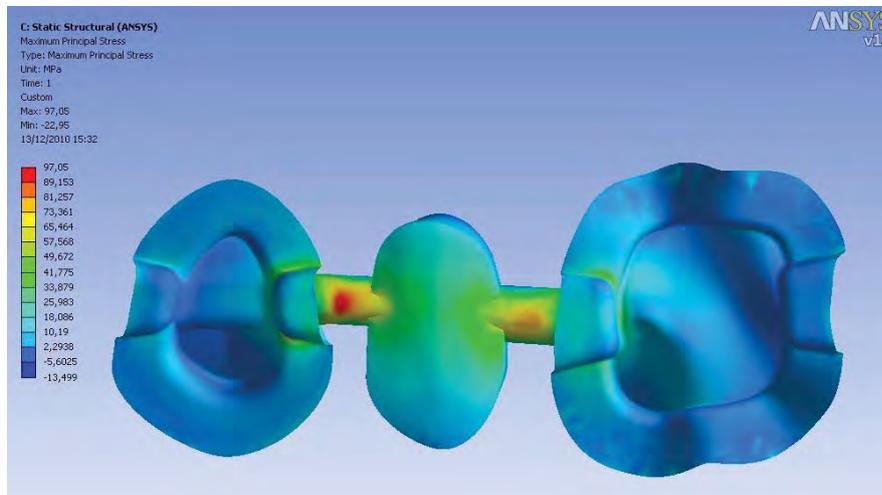


Figura 45 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo overlay.

As figuras 46, 47 e 48 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do

pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo de 28,9 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 6,9 MPa e por compressão 5,2 MPa. O molar apresentou baixas tensões que foram semelhantes às tensões da dentina do pré-molar.

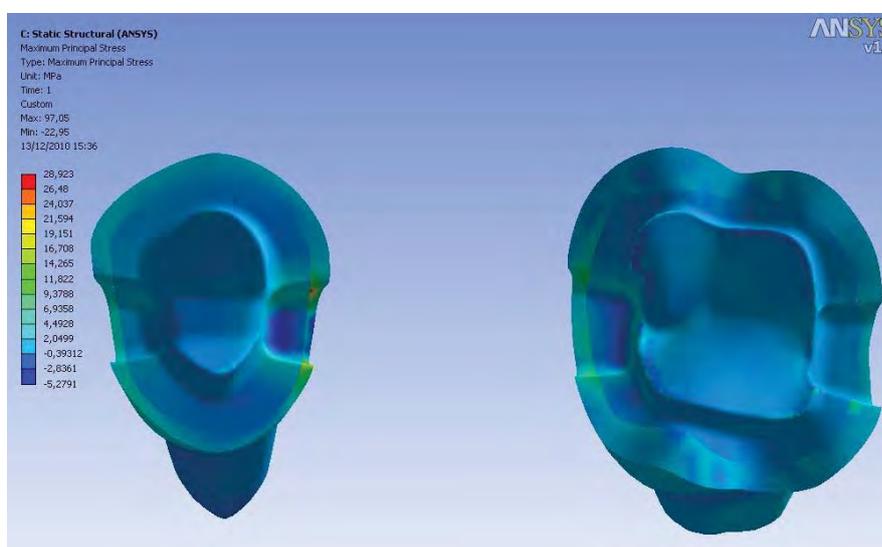


Figura 46 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo overlay.

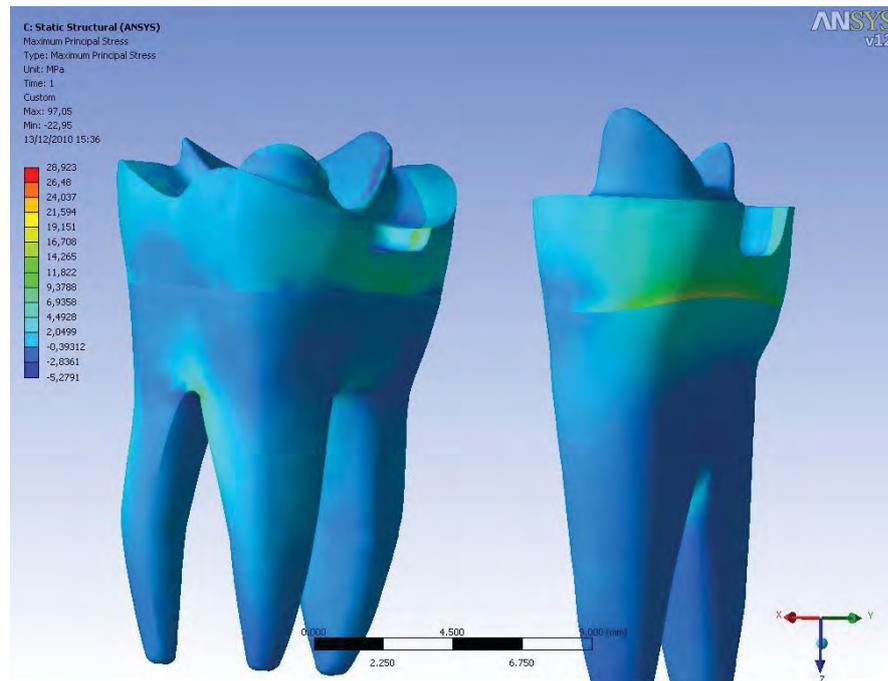


Figura 47 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo overlay.

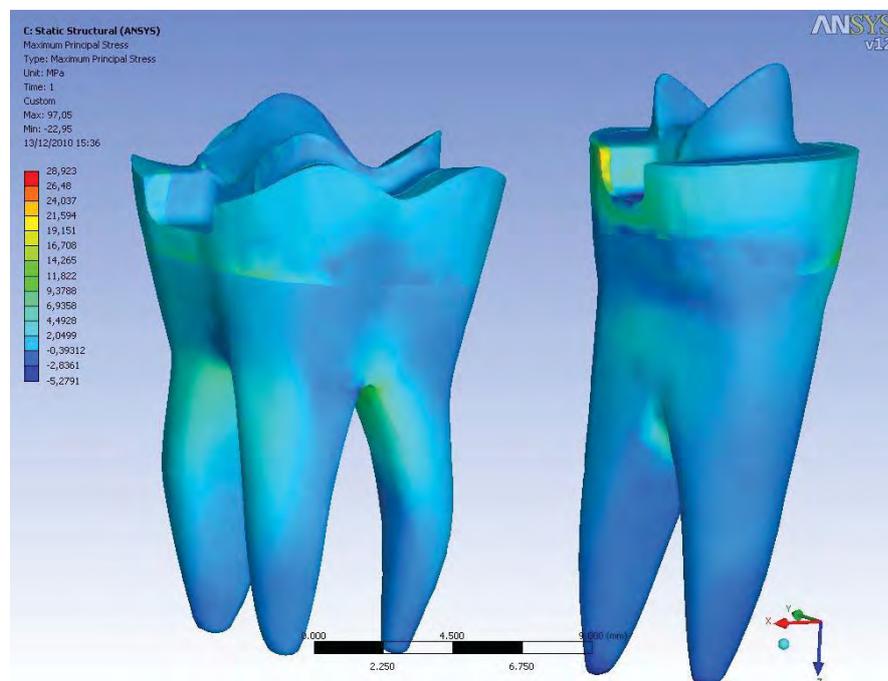


Figura 48 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo overlay.

5.6 Preparo overlay – conector em forma de arco

As figuras 49 e 50 mostram a tensão máxima principal na infra-estrutura em forma de arco do grupo com preparo overlay. As figuras apresentam uma concentração de tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 54,7 MPa. Houve concentração de tensão por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 10,0 MPa. A maior concentração localizou-se na região onde a infra-estrutura encosta na caixa proximal distal do pré-molar.

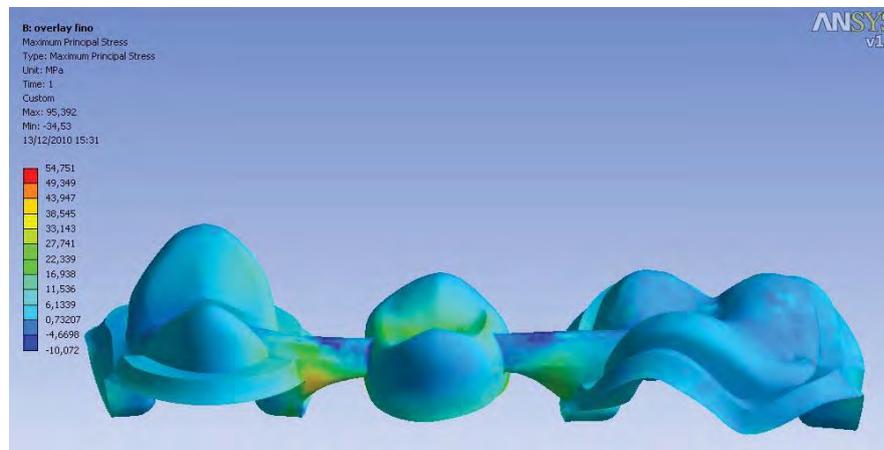


Figura 49 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo overlay.

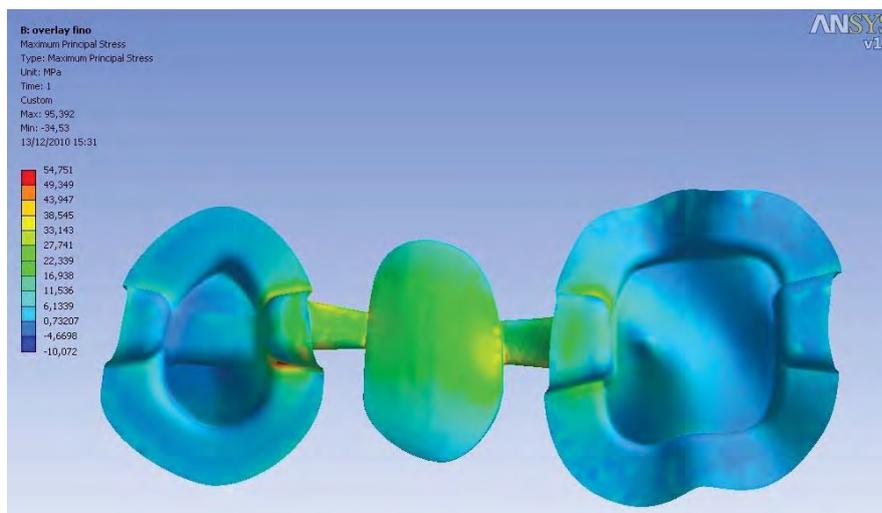


Figura 50 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo overlay.

As figuras 51, 52 e 53 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo de 26,4 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 9,0 MPa e por compressão 3,3 MPa. O molar apresentou baixas tensões que foram semelhantes às tensões da dentina do pré-molar.

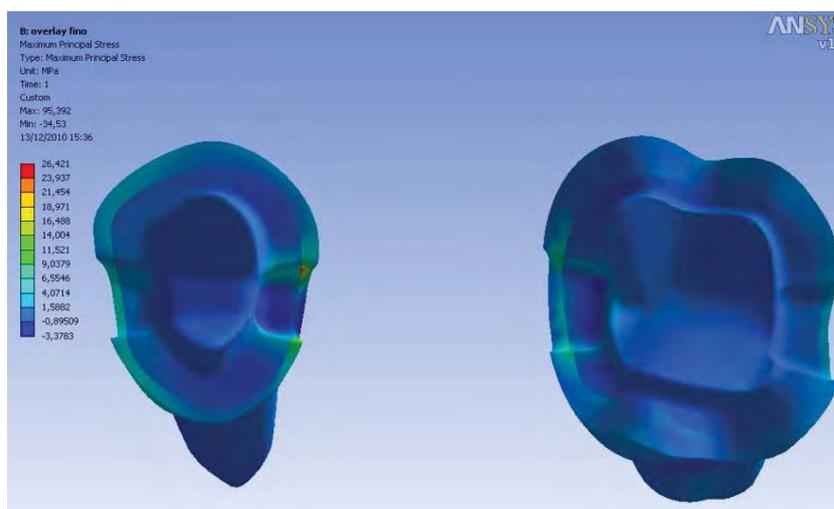


Figura 51 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo overlay.

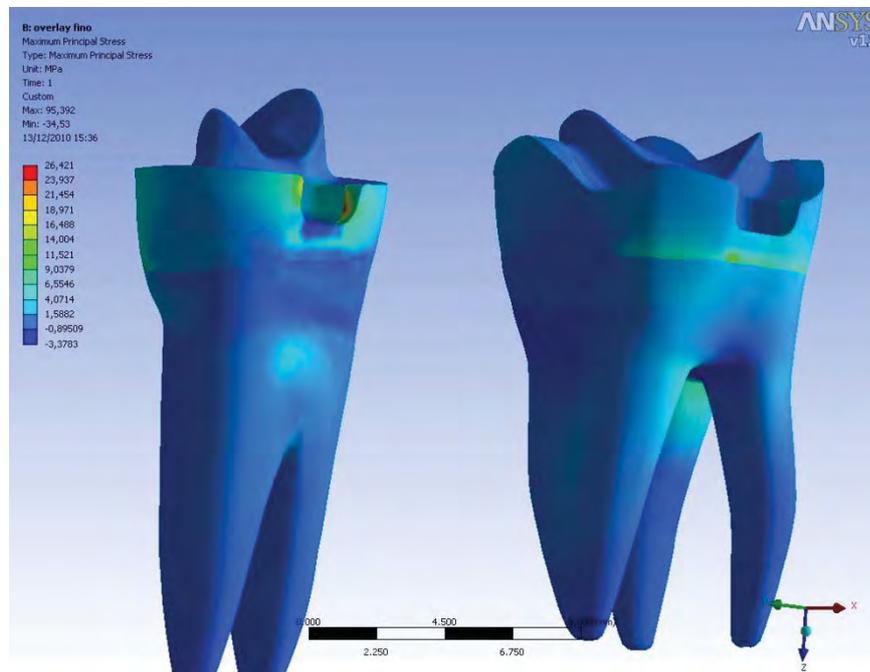


Figura 52 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo overlay.

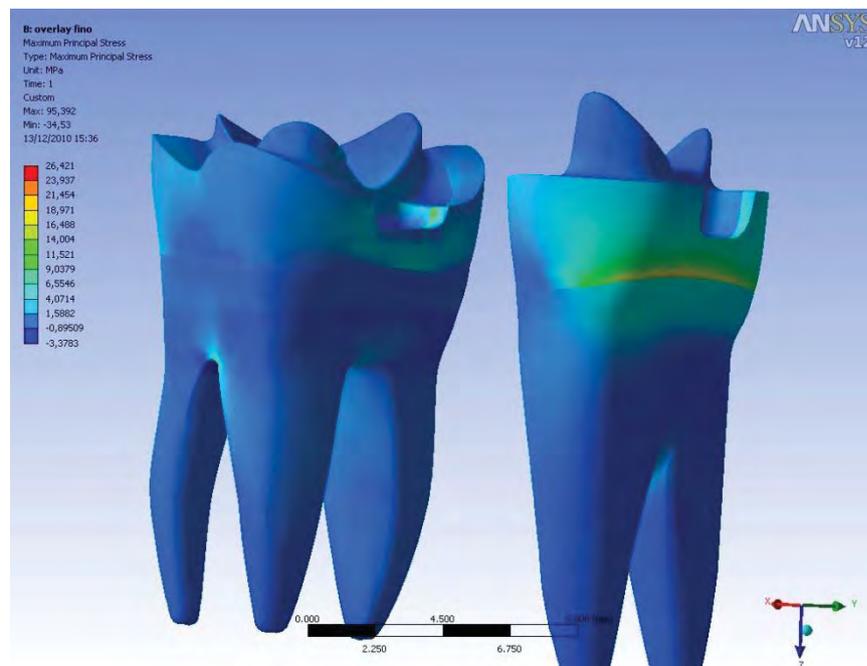


Figura 53 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo overlay.

5.7 Preparo de coroa total – conector convencional

A figura 54 mostra a tensão máxima principal na infra-estrutura com conector convencional do grupo com preparo de coroa total. A figura apresenta uma concentração de tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 69,1 MPa. Houve concentração de tensão por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 28,5 MPa. A região interna do coping, mesial no molar e distal no pré-molar apresentaram tensão de 27,2 MPa e 41 MPa respectivamente.

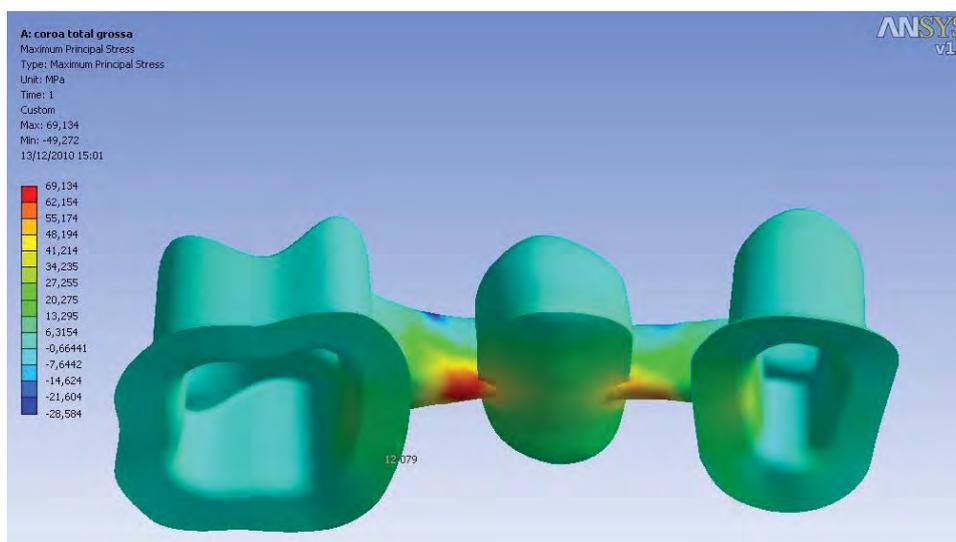


Figura 54 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo coroa total.

As figuras 55, 56 e 57 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do

pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo de 25 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 8,4 MPa e por compressão 3,9 MPa. O esmalte da face mesial do molar apresentou tensões de valor máximo de 12,5MPa e a dentina foi semelhante ao do pré-molar.

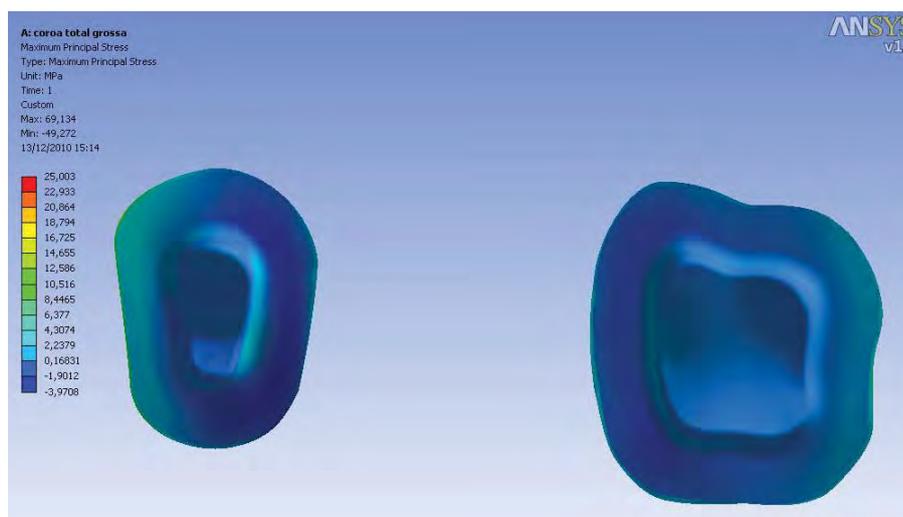


Figura 55 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo coroa total.

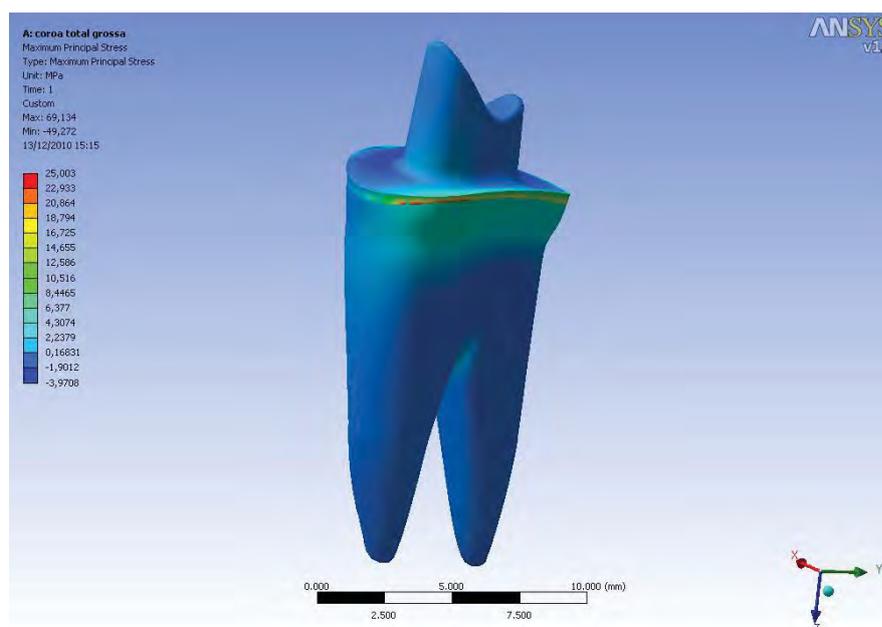


Figura 56 – Tensão máxima principal do pré-molar do grupo coroa total.

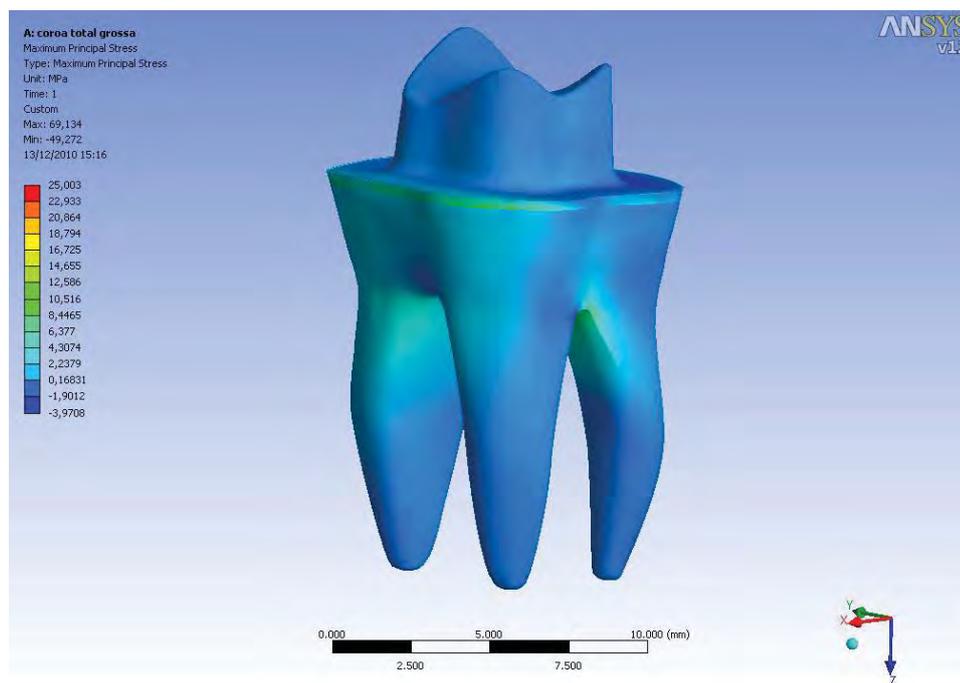


Figura 57 – Tensão máxima principal do molar do grupo coroa total.

5.8 Preparo coroa total – conector em forma de arco

As figuras 58, 59 e 60 mostram a tensão máxima principal na infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo com preparo de coroa total. As figuras apresentam uma concentração de tensão de tração na região gengival do conector com valor máximo de 42,1 MPa. Houve concentração de tensão em regiões isoladas por compressão na região oclusal do conector com valor máximo de 19,2 MPa. A região interna do coping, mesial no molar e distal no pré-molar apresentaram tensão de tração de 24,6 MPa e 42,1 MPa respectivamente.

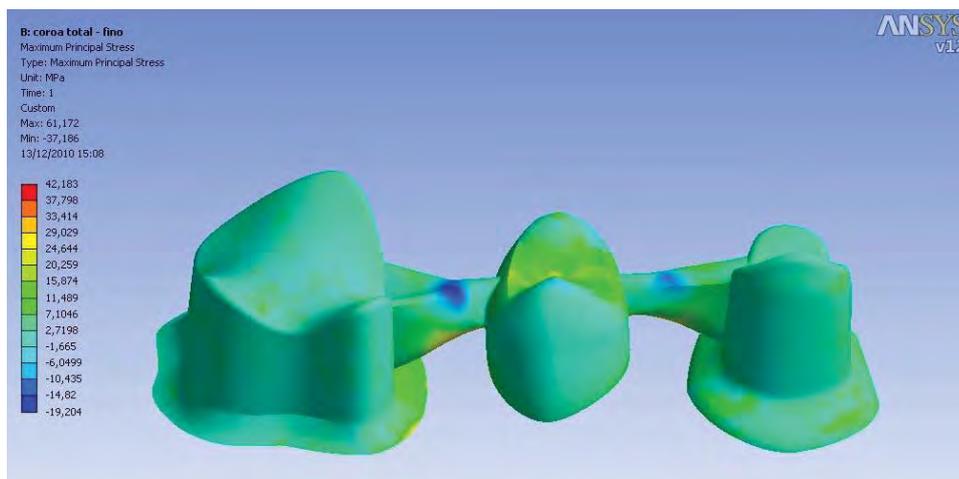


Figura 58 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo coroa total.

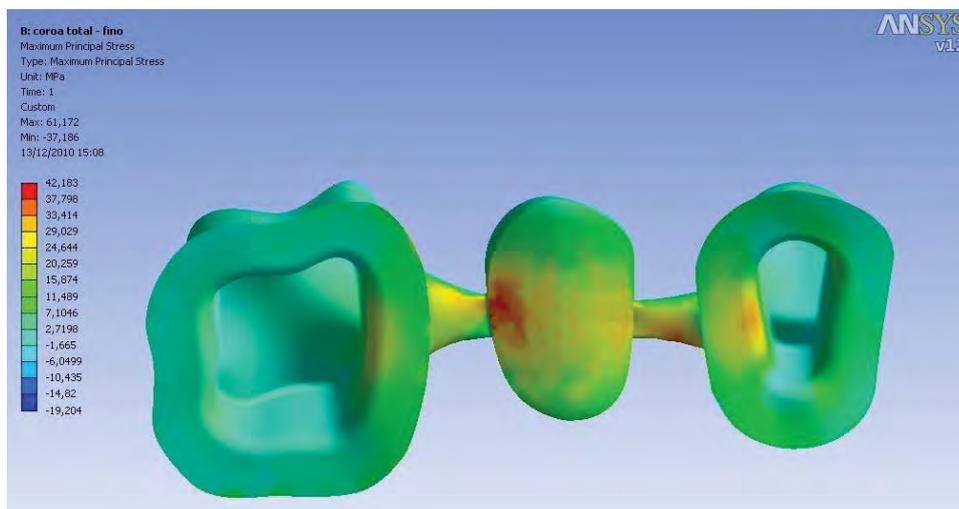


Figura 59 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo coroa total.

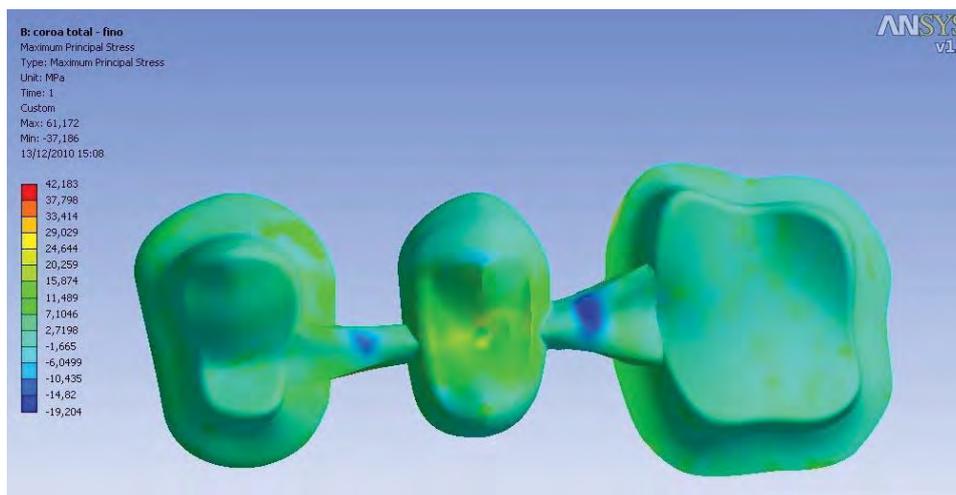


Figura 60 – Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo coroa total.

As figuras 61, 62 e 63 apresentam a distribuição de tensões máximas principais dos dentes suportes. A região distal do esmalte do pré-molar foi onde mais concentrou tensões por tração, com valor máximo de 27 MPa. A região de dentina apresentou baixos valores de tensões por tração e compressão. O valor máximo atingido por tração foi 6,5 MPa e por compressão 4,8 MPa. O esmalte da face mesial do molar apresentou tensões de valor máximo de 11 MPa e a dentina foi semelhante ao do pré-molar.

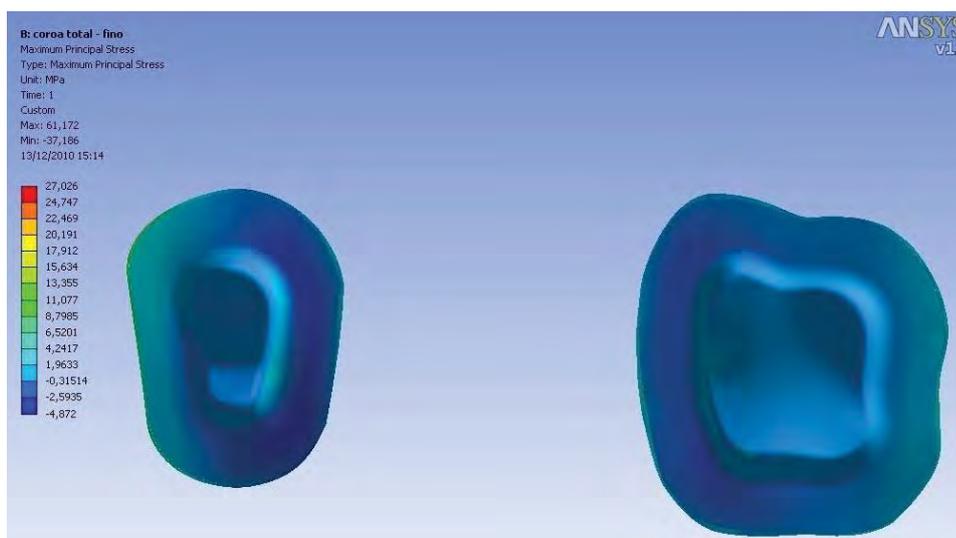


Figura 61 – Tensão máxima principal dos dentes do grupo coroa total.

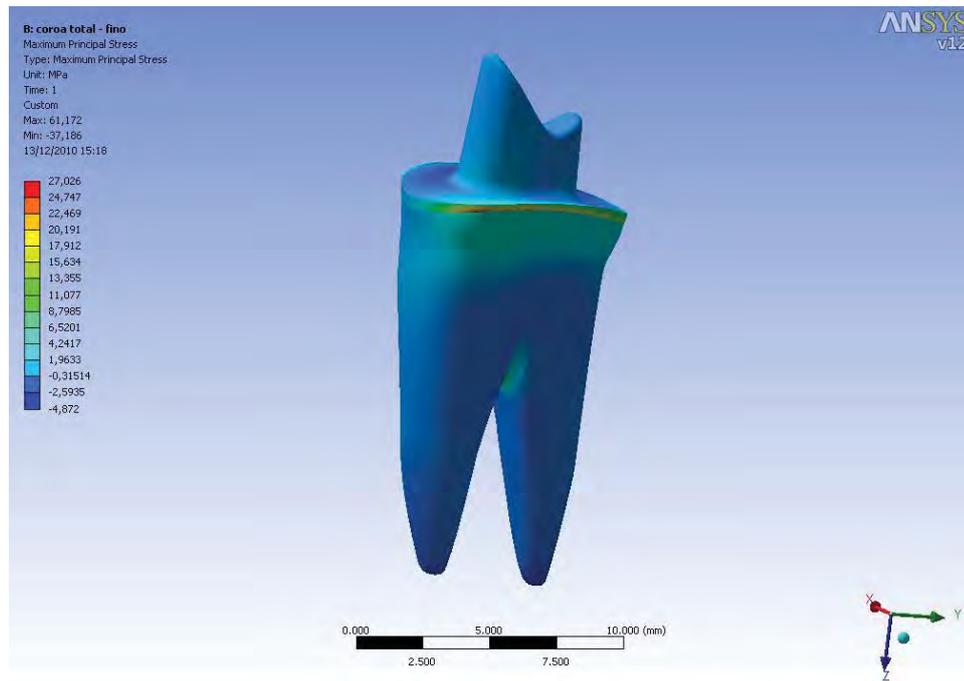


Figura 62 – Tensão máxima principal do pré-molar do grupo coroa total.

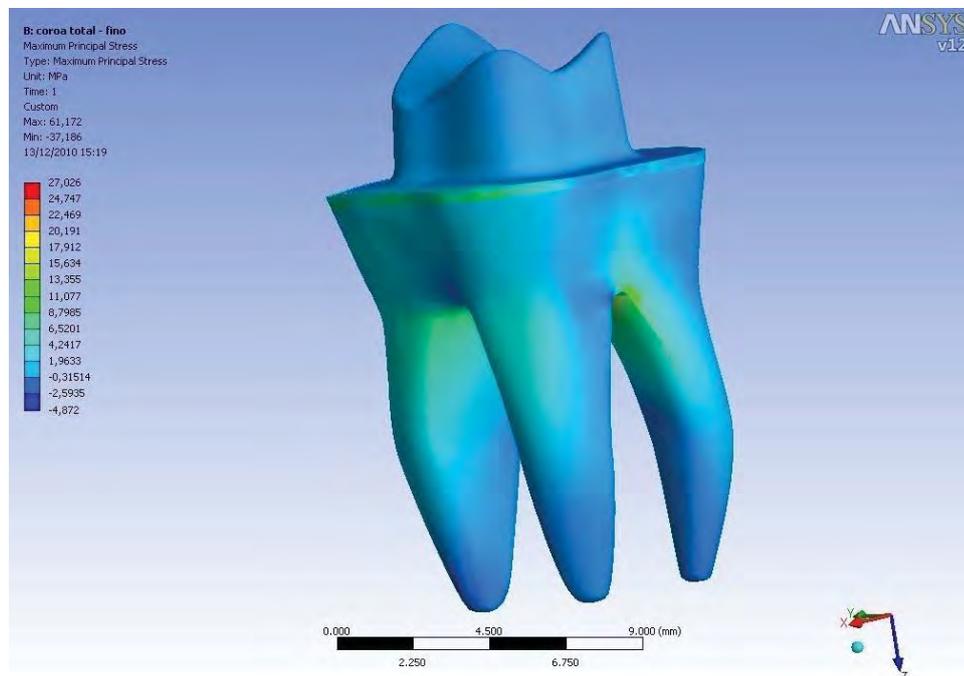


Figura 63 – Tensão máxima principal do molar do grupo coroa total.

A tabela 2 apresenta os valores máximos de tensão máxima principal das infraestruturas de cada grupo.

Tabela 2 – Valores máximos em MPa da máxima tensão principal das infraestruturas

Formato/Preparo	Ocluso-Proximal	MOD	Overlay	Coroa total
Convencional	84,1	92,3	97	69,1
Arco	52	55,3	54,7	42,1

5.9 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo ocluso-proximal

As figuras 64 e 65 mostram um comparativo entre as infraestruturas com conector de forma convencional e em forma de arco do grupo ocluso-proximal. O máximo valor de tração da infra-estrutura com conector convencional foi de 84,1 MPa, a figura 65 foi ajustada para que a escala representasse a máxima tensão de tração em 84 MPa e na cor vermelha. Com as imagens na mesma escala podem-se comparar, as imagens, de forma qualitativa. A figura 65 não apresenta nenhum ponto com cor vermelha.

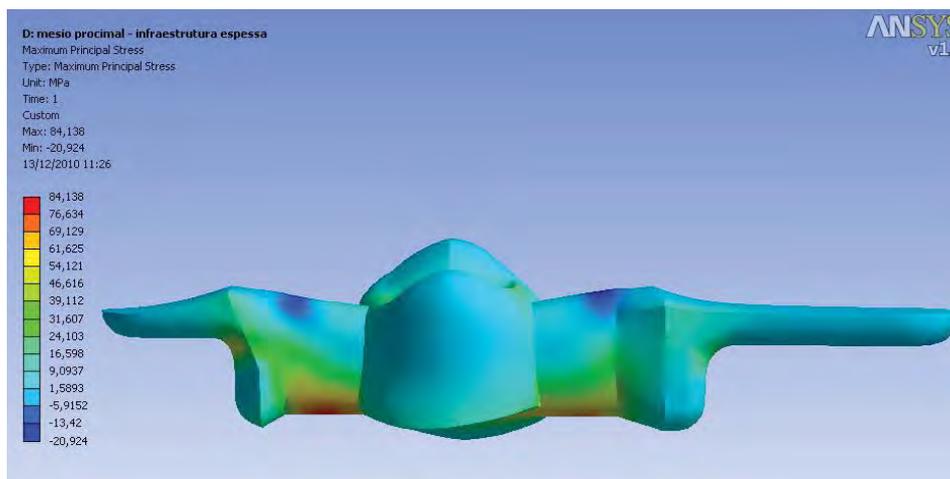


Figura 64 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo ocluso-proximal.

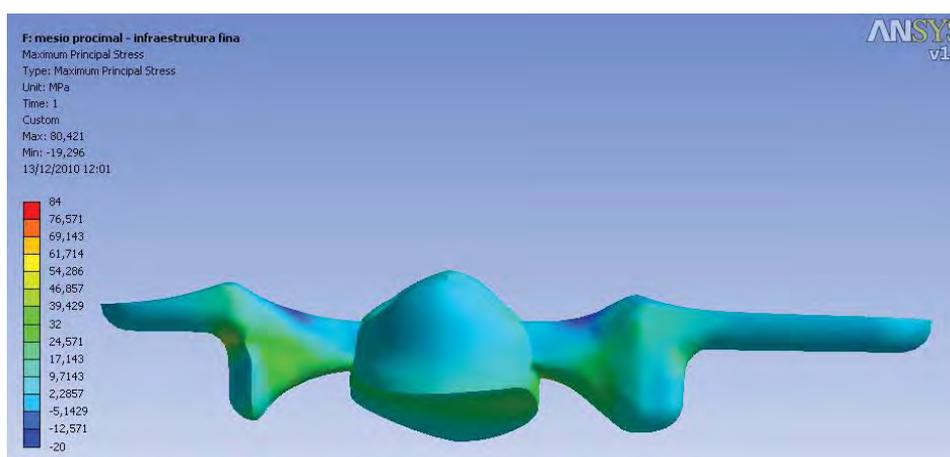


Figura 65 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo ocluso-proximal com escala ajustada.

5.10 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo proximal-ocluso-proximal

As figuras 66 e 67 mostram um comparativo entre as infraestruturas de forma convencional e em forma de arco do grupo

proximal-ocluso-proximal. O máximo valor de tração da infra-estrutura em forma de arco foi de 55,3 MPa. Sendo 55 MPa o valor máximo para o conector em forma de arco, a escala da figura 65 foi ajustada para que todos os valores que ultrapassasse o valor de 55 MPa fosse representada como roxo.

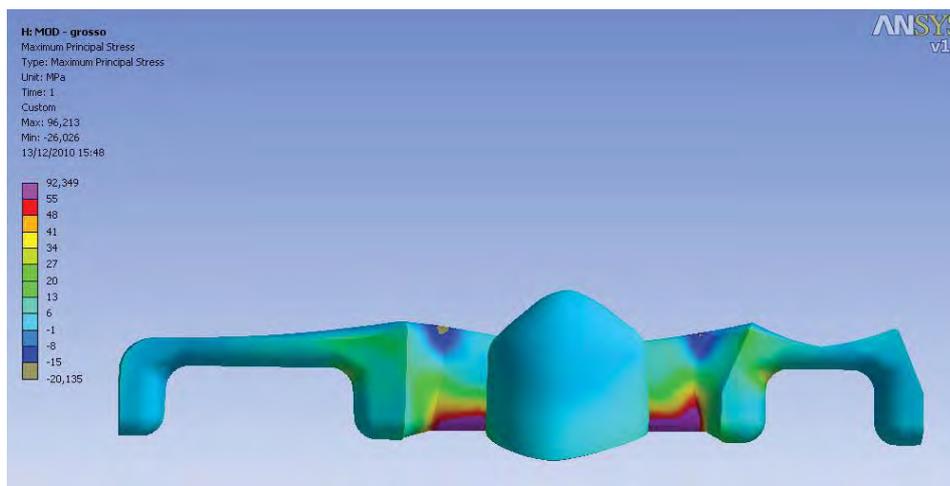


Figura 66 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo proximal-ocluso-proximal.

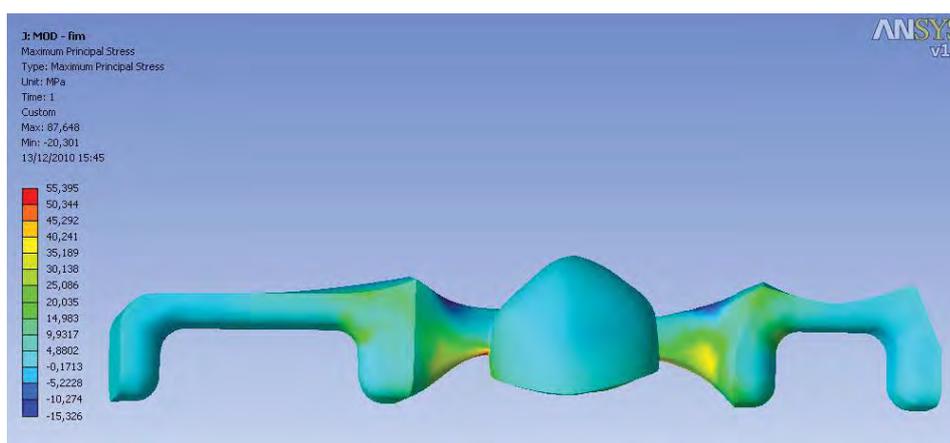


Figura 67 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo proximal-ocluso-proximal.

5.11 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo overlay

As figuras 68 e 69 mostram um comparativo entre as infraestruturas de forma convencional e em forma de arco do grupo overlay. O máximo valor de tração da infra-estrutura em forma de arco foi de 54 MPa. A escala da figura 66 foi ajustada para que todos os valores que ultrapassasse o valor de 54 MPa fosse representada como roxo.

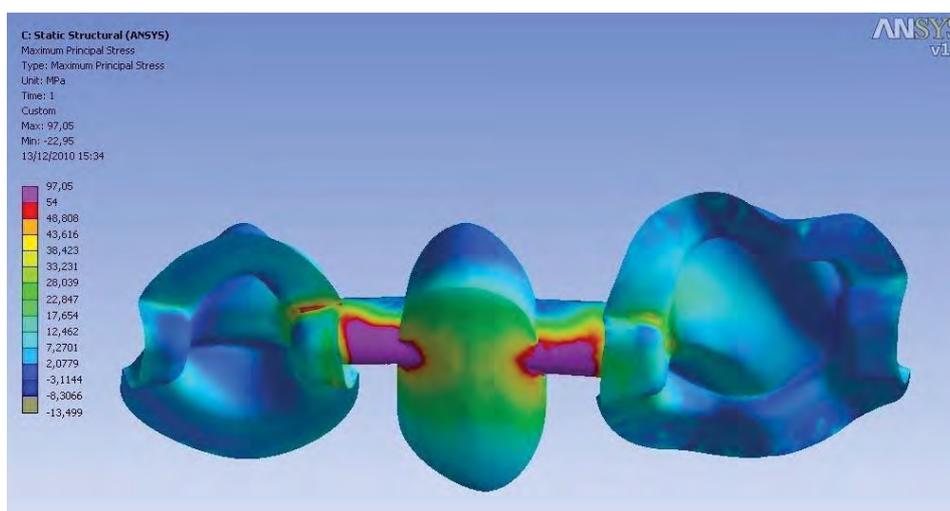


Figura 68 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo overlay.

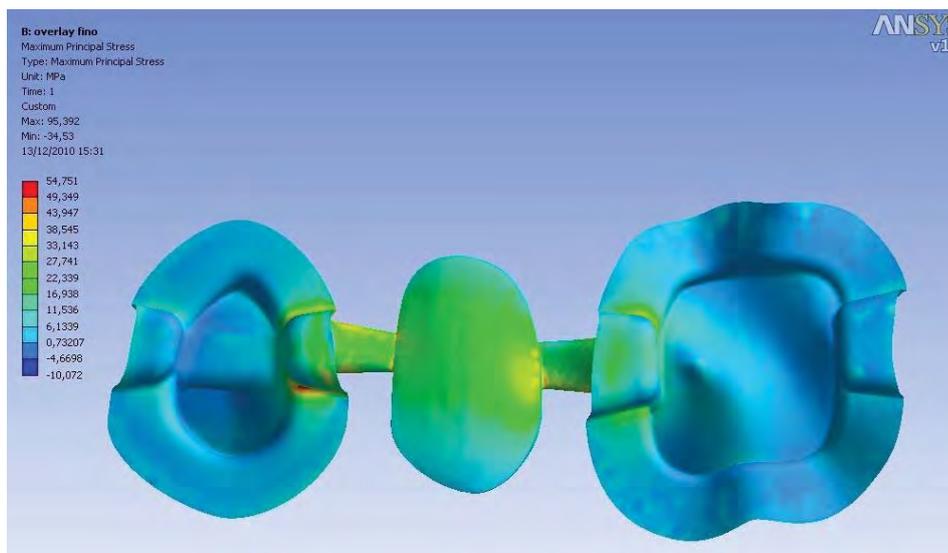


Figura 69 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo overlay.

5.12 Comparação do tipo de infra-estrutura do grupo com preparo coroa total

As figuras 70 e 71 mostram um comparativo entre as infraestruturas de forma convencional e em forma de arco do grupo coroa total. O máximo valor de tração da infra-estrutura em forma de arco foi de 42 MPa (Figura 71). A escala da figura 70 foi ajustada para que todos os valores que ultrapassasse o valor de 42 MPa fosse representada como roxo.

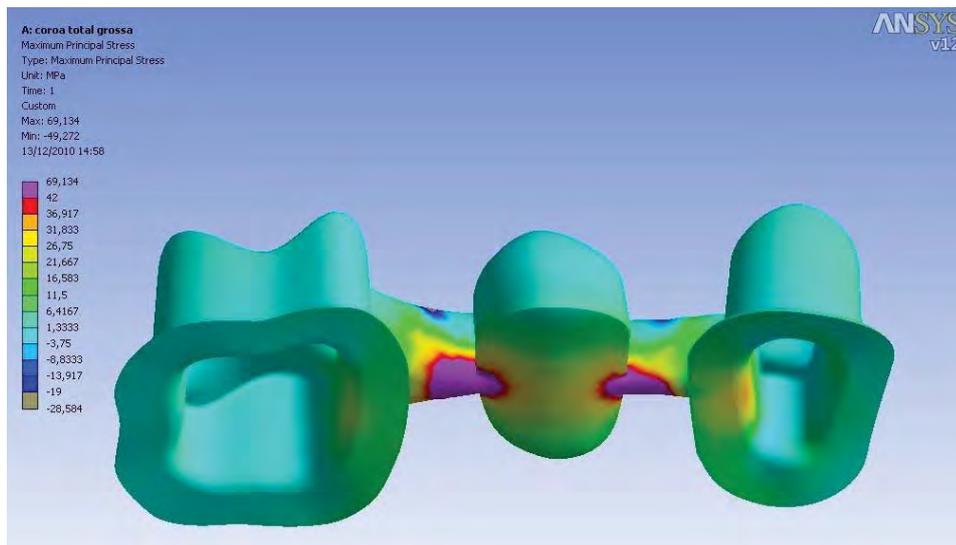


Figura 70 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector convencional do grupo coroa total.

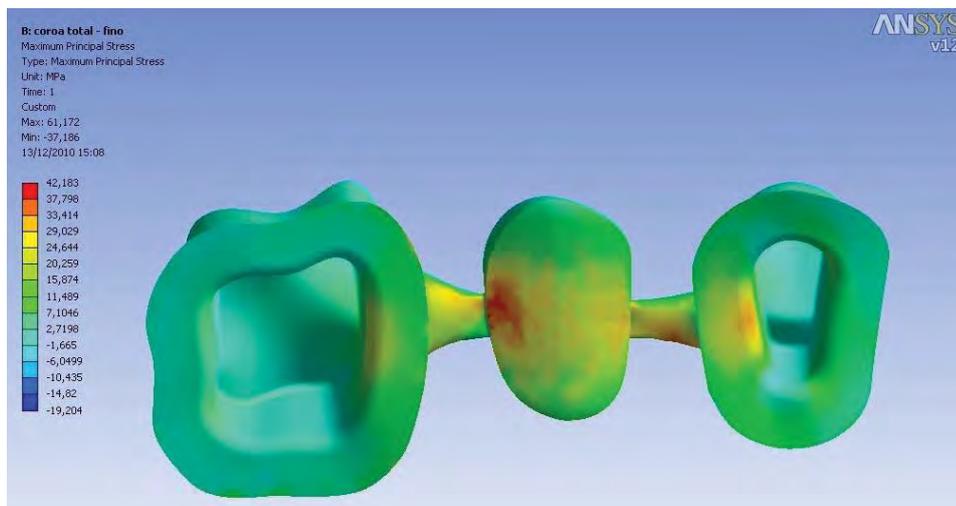


Figura 71 - Tensão máxima principal da infra-estrutura com conector em forma de arco do grupo coroa total.

6 DISCUSSÃO

Com a análise de elementos finitos são reduzidos problemas com padronização, pois na análise computacional só é utilizado um modelo padrão. Com isso, podemos utilizar sempre o mesmo modelo matemático para diferentes tratamentos ou diferentes materiais.

A grande vantagem da análise de elementos finitos é verificar como o material ou a estrutura se comporta previamente, possibilitando mudar a forma para melhorar o seu comportamento. Dessa forma evita o desperdício de materiais, ao mesmo tempo sendo a pesquisa menos dispendiosa. A análise computacional também evita o uso desnecessário de estruturas humanas, como os dentes.

A análise computacional também tem suas desvantagens, ela não consegue reproduzir a estrutura química do material e o seu comportamento. Esses dados são passados para o computador por meio de informações físicas, como o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

A idéia da pesquisa em simular a ausência do segundo pré-molar superior se deu pela freqüência em que esse dente se encontra ausente por motivos de cárie, fratura, por ser um dente de grande importância na mastigação e ter influência estética (Cortelli et al.⁷, 2001).

O uso de próteses fixas livres de metal tem sido a principal alternativa estética quando o paciente não quer se submeter à cirurgia de implante. As próteses fixas livres de metal evitam problemas com escurecimento da margem gengival e tem boa translucência. Um material estético, bem indicado e utilizado no nosso modelo tridimensional é o In-

Ceram Zircônia que possui resistência à flexão por volta de 630 MPa (Apholt et al.³, 2001; Tinschert et al.⁴⁶, 2000).

A pesquisa teve duas preocupações e objetivos, a primeira era se a forma do preparo dos dentes suportes da prótese fixa de três elementos interferiria na distribuição de tensões da estrutura protética e nos próprios dentes suportes, o segundo era se mudando a forma do conector, alteraria a distribuição de tensões nos dentes suportes e na estrutura protética.

Essa preocupação com a forma dos preparos cavitários e coronários está presente em diversos trabalhos (Couegnat et al.⁸, 2006; Edelhoff, Sorensen¹², 2002; Fonseca et al.¹⁷, 2007; Jiang et al.²², 2010; Magne et al.²⁷, 2002; Mondelli et al.³⁰, 1980; Morimoto et al.³¹, 2009; Opdam et al.³⁶, 2007; Shi et al.⁴¹, 2008; Soares et al.⁴³, 2008; Song et al.⁴⁴, 2003; Sorensen⁴⁵, 1999; Yamanel et al.⁵⁰, 2009).

Este estudo, assim como o de Magne et al.²⁷ em 2002 verificou que diferentes preparos cavitários e coronários nos dentes suporte de uma prótese fixa não alteram a distribuição de tensões na estrutura dentária. A extensão do preparo para a estrutura será efetiva para maior estabilidade e retenção da prótese, pois com um preparo cavitário ou coronário maior, haverá maior área para adesão. A extensão do preparo é necessária, muitas vezes, quando a coroa de um dente suporte é curta ou pouco volumosa. Nesses casos, apenas o preparo ocluso-proximal, a retenção dessa prótese poderá ficar comprometida.

Apesar de os quatro tipos de preparo terem se comportado de maneira semelhante, o dente que mais sofreu com concentração de tensão foi o primeiro pré-molar na região distal, principalmente no esmalte. Vasconcellos et al.⁴⁸, em 2002, atribuíram esse ocorrido à menor área de contato do pré-molar com a prótese do que o molar. Pode-se atribuir outro fator também, a menor área de contato das raízes com a estrutura óssea, dessa forma a distribuição de carga é menor. Essa concentração ocorre com maior intensidade no esmalte, pois é uma

estrutura mais rígida e com o módulo de elasticidade maior que o da dentina. Essa concentração de tensão pode causar fratura no esmalte dentário, trincas no cimento e falha adesiva. Segundo Opdam et al.³⁶, em 2007, uma cavidade ideal deve minimizar as concentrações de tensão ao longo da interface, assim como, as diferentes propriedades dos materiais. Se as tensões na interface se mantiverem abaixo da resistência mecânica de adesão, haverá menor deterioração marginal das restaurações de resina composta prolongando a vida útil destas restaurações. Além disso, um nível menor de tensão ao longo da interface, com ou sem adesão, pode também reduzir o risco de fratura das restaurações e dos dentes.

A aplicação de carga apenas no pontico, como neste trabalho, não altera a distribuição de tensões nos dentes suportes. Porém, trabalhos como o de Mondelli et al.³⁰, em 1980; Jiang et al.²², em 2010 demonstram que preparos de diferentes tamanhos interferem na distribuição de tensões e na resistência de fratura quando aplicada uma carga sobre eles. Já o trabalho de Fonseca et al.¹⁷, em 2007, mostrou que em um preparo MOD aumentando o istmo e recobrindo ou não cúspides, não observaram diferença na resistência a fratura quando restaurado com resina composta. Mesmo com essas controvérsias, têm-se que preservar o máximo de tecido dental possível, principalmente cristas marginais. Nenhum tratamento ou material restaurador direto e indireto consegue devolver as mesmas características da estrutura dentária como biocompatibilidade e resistência. Segundo Edelhoff e Sorensen¹², em 2002, em um preparo de coroa total se perde 75 % da estrutura coronária. Essa perda pode diminuir a resistência do dente e causar uma agressão para polpa (Mondelli et al.³⁰, 1980).

Com a aplicação de carga no pontico, as coroas tenderam a flexionar, já que as raízes estão bem aderidas ao osso. O pré-molar flexionou para distal e molar para mesial, causando tensões por tração na região cervical da mesial do pré-molar e distal do molar.

Alguns estudos apresentaram a influência da área do conector na resistência da infra-estrutura, porém o formato dessa infra-estrutura ainda está pouco elucidada (Filser et al.¹⁶, 2001; Kamposiora et al.²⁴, 1996; Sorensen⁴⁵, 1999).

A idéia de realizar os conectores em forma de arco, neste estudo, foram pelos mesmos motivos que são utilizados em pontes em forma de arco na engenharia civil. No corpo humano são encontradas diversas estruturas que precisam ser resistentes e o mais leves possível. O crânio é uma estrutura que protege um dos principais órgãos do corpo humano, que é o cérebro. Com isso o crânio precisa apresentar uma boa resistência para não fraturar com qualquer acidente que ocorra. A sua conformação ovóide faz com que as tensões em uma colisão sejam distribuídas, além de possuir internamente nervuras que funcionam como vigas de resistência. O arco zigomático na face humana também tem a mesma função e a sua forma em arco faz com que as tensões em um acidente frontal sejam distribuídas para o crânio. Outro exemplo é a caixa torácica na qual as costelas em forma de arco protegem os pulmões e o coração. Pelo formato em arco, as costelas são flexíveis para possibilitar a respiração e resistentes para proteção dos órgãos.

A cerâmica tem uma estrutura amorfa com propriedades típicas de um vidro. Quando a cerâmica sofre tensões de tração, há a tendência do aparecimento de trincas, essas trincas vão se propagando e diminuindo a resistência. A cerâmica resiste muito mais a tensões de compressão, porque essa tensão tende a fechar as trincas (O'Brien³⁴, 1997).

O formato de arco da infra-estrutura faz com que a estrutura não sofra flexão facilmente, as tensões de tração tendem a diminuir e a carga recebida tende a ser distribuída para os dentes suportes em forma de compressão (Nageim et al.³³, 2003). Essa distribuição pode ser vista claramente neste estudo. A infra-estrutura em forma de arco diminuiu consideravelmente as tensões de tração na região gengival do conector

comparada com a infra-estrutura convencional. Esse resultado foi semelhante ao estudo de Eraslan et al.¹³, em 2010, na qual a infra-estrutura de formato convexo, semelhante ao deste estudo em arco, suportada por implantes se comportou melhor do que os outros dois grupos biconvexo e convencional. Inan et al.²¹, em 2008, estudou o mesmo caso, por meio de um estudo in vitro de resistência a fratura. A infra-estrutura de formato convexo obteve resultados estatisticamente maiores do que os outros dois grupos.

O tipo de preparo interferiu na distribuição das tensões da infra-estrutura, somente no grupo preparo de coroa total. O maior contato da infra-estrutura com o dente suporte no grupo coroa total, provavelmente foi a principal causa de a máxima tensão de tração, ter sido menor, comparada com os outros grupos. As tensões foram melhor dissipadas por esse maior contato.

Filser et al.¹⁶, em 2001, verificaram em um estudo laboratorial de resistência à fratura de uma prótese parcial fixa, que as fraturas ocorreram verticalmente na região do conector em direção a oclusal do pontico, no local de aplicação de força. Por meio da análise de elementos finitos desse estudo, pode-se explicar esse fato. A trinca ocorreu na região do conector, pois é a região que concentra maiores tensões de tração na infra-estrutura. Isso foi verificado também no trabalho de Vasconcellos et al.⁴⁸, em 2002 e no de Magne et al.²⁷, em 2002. A trinca se inicia na região de maior concentração, na cervical da infra-estrutura, muda a distribuição da tensão ao passo que se propaga até chegar à região de aplicação de carga.

Pesquisadores têm demonstrado que o aumento da espessura do conector, influencia na resistência da infra-estrutura (Filser et al.¹⁶, 2001; Kamposiora et al.²⁴, 1996; Sorensen⁴⁵, 1999). Quanto maior a espessura do conector maior a resistência da peça protética. Mas há um consenso de que esse aumento da espessura do conector leva uma perda de estrutura dentária, pois para acomodar um conector de

espessura e altura maiores, há a necessidade de ter uma área proximal de preparo do dente suporte também maior. Muitas vezes, a indicação de uma prótese parcial fixa sem metal fica comprometida pela falta de altura clínica dos dentes suportes. Dentes com coroas baixas impossibilitam a confecção adequada do preparo e da infra-estrutura. Outro problema também encontrado é que aumentando o conector, a estética fica comprometida, pois o espaço para a aplicação da cerâmica de cobertura fica reduzido. Nesse trabalho, o conector em forma de arco mostrou uma distribuição de tensões bem melhor do que o conector convencional, com isso a infra-estrutura fica menor e com uma resistência maior, melhorando a estética da prótese e evitando desgaste desnecessário dos dentes suportes.

7 CONCLUSÃO

Para este modelo matemático os diferentes tipos de preparos nos dentes suportes não alteraram a distribuição de tensões nos dentes.

Apenas o preparo de coroa total nos dentes suportes alterou a distribuição de tensões na estrutura protética.

O conector em forma de arco diminui consideravelmente as tensões na estrutura protética em comparação ao conector convencional.

8 REFERÊNCIAS

1. Anusavice KJ. *Materiais Dentários*. 11 ed. Rio de Janeiro: Ed. Elsevier; 2005.
2. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc*. 1993 Feb;124(2):72-84.
3. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater*. 2001 May;17(3):260-7.
4. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1990 Jun;63(6):619-26.
5. Bottino MA. *Estética em reabilitação oral: metal free*. São Paulo: Artes Médicas; 2001.
6. Burak Ozcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *J Prosthodont*. 2011 Jan;20(1):16-28.
7. Cortelli JR, Pallos D, Krug T, Cortelli SC, Hart TC. Prevalence of missing teeth in adolescents and young adults. *PGR – Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos*. 2001;4(2):20-7.

8. Couegnat G, Fok SL, Cooper JE, Qualtrough AJ. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth. *Dent Mater.* 2006 Jan;22(1):3-12.
9. Davidson CL, Abdalla AI. Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive Class V restorations. *Am J Dent.* 1994 Apr;7(2):111-4.
10. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic *inlays* and *onlays* in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *J Prosthet Dent.* 2007 Aug;98(2):89-100.
11. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004 May;20(4):338-44.
12. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002 Jun;22(3):241-9.
13. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant-Supported FPDs: A 3-D FEM Study. *Eur J Dent.* 2010 Oct;4(4):374-82.
14. Eugênio OD. *Anatomia e Escultura Dental.* São Paulo: Ed Santos; 1995.
15. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *Am J Dent.* 2003 Aug;16(4):239-43.

16. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent.* 2001 Apr;4(2):89-106.
17. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 2007 Oct;98(4):277-84.
18. Forss H, Widstrom E. Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. *Acta Odontol Scand.* 2004 Apr;62(2):82-6.
19. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):585-98.
20. Goodacre CJ. Designing tooth preparations for optimal success. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):359-85.
21. Inan O, Secilmis A, Eraslan O. Effect of pontic framework design on the fracture resistance of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci.* 2009 Sep-Oct;17(5):533-8.
22. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with *inlays* or *onlays* with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010 Jan;103(1):6-12.

23. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985 Oct;29(4):621-44.
24. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int.* 1996 Oct;27(10):701-6.
25. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996 Jan;75(1):18-32.
26. Lin CL, Chang WJ, Lin YS, Chang YH, Lin YF. Evaluation of the relative contributions of multi-factors in an adhesive MOD restoration using FEA and the Taguchi method. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):1073-81.
27. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of *inlay*-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):516-27.
28. Mahler DB, Engle JH. Clinical evaluation of amalgam bonding in Class I and II restorations. *J Am Dent Assoc.* 2000 Jan;131(1):43-9.
29. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001 Jan;85(1):61-6.
30. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent.* 1980 Apr;43(4):419-22.

31. Morimoto S, Vieira GF, Agra CM, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic *inlays* and overlays. *Braz Dent J.* 2009;20(2):143-8.
32. Moroi HH, Okimoto K, Moroi R, Terada Y. Numeric approach to the biomechanical analysis of thermal effects in coated implants. *Int J Prosthodont.* 1993 Nov-Dec;6(6):564-72.
33. Nageim HA, Durka F, Morgan W, Williams D. Structural mechanics loads, analysis, design and, materials. Malaysia: Pearson Edu; 2003.
34. O'Brien W. Dental materials and their selection. 2th ed. Chicago: Quintessence; 1997.
35. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):536-42.
36. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):2-8.
37. Prothero JH. Prosthetic dentistry. Chicago: Medico-Dental Publishing; 1923.
38. Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA. Porcelain *inlay*: a historical view. *Oper Dent.* 1990 Mar-Apr;15(2):61-70.

39. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):125-32.
40. Romão WJ, Mallmann A. *Atualização em prótese dentária.* São Paulo: Ed. Maio; 2003.
41. Shi L, Fok AS, Qualtrough A. A two-stage shape optimization process for cavity preparation. *Dent Mater.* 2008 Nov;24(11):1444-53.
42. Smyd ES. The mechanics of dental structures. *J Am Dent Assoc.* 1952 Feb;44(2):187-93.
43. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont.* 2008 Feb;17(2):114-9.
44. Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite *inlay* fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2003 Oct;90(4):347-53.
45. Sorensen JA. The IPS Empress 2 System: Defining the Possibilities. *Quintessence Dent Technol.* 1999;24(8):1014-22.
46. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000 Sep;28(7):529-35.

47. Uehara AY. Projeto de uma prótese auto adaptável para cranioplastia a partir de análise por Elementos Finitos. [Trabalho de conclusão de curso em Engenharia Mecânica]. Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas; 2008. 56 p.
48. Vasconcellos AB, Mori M, Anduezza A, Silva EM. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. RBO. 2002;59(3):206-10.
49. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. Int J Prosthodont. 1989 Jan-Feb;2(1):13-26.
50. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in *inlay* and *onlay* cavities: 3-D finite element analysis. Dent Mater J. 2009 Nov;28(6):661-70.