

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS**  
**Programa de Pós-graduação em Odontologia**

**ANÁLISE DE TENSÕES, PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS  
FINITOS (MEF) EM P.F.I. SUPORTADAS COM  
CANTILEVER ANTERIOR E POSTERIOR**

**BELMIRO RODRIGUES DA SILVA JUNIOR**

**Belo Horizonte**  
**2011**

**Belmiro Rodrigues da Silva Junior**

**ANÁLISE DE TENSÕES, PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS  
FINITOS (MEF) EM P.F.I. SUPORTADAS COM CANTILEVER  
ANTERIOR E POSTERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas – Ênfase: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Dias Lanza

**Belo Horizonte**

**2011**

FICHA CATALOGRÁFICA  
Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

S586a Silva Júnior, Belmiro Rodrigues da  
Análise de tensões, pelo método dos elementos finitos (MEF) em P.F.I. suportadas com cantilever anterior e posterior / Belmiro Rodrigues da Silva Júnior. Belo Horizonte, 2011.  
68f.: il.

Orientador: Marcos Dias Lanza  
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária parcial. 3. Biomecânica. I. Lanza, Marcos Dias. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

## **FOLHA DE APROVAÇÃO**

## **DEDICATÓRIA**

*Dedico este trabalho a minha família, Rosângela, Vítor, Daniela, que me incentivaram e que souberam compreender minha ausência e falta de tempo no momento de grande transformação em suas vidas.*

*Uma dedicação especial faço a minha esposa Rosângela, que com amor, carinho e incentivo ajudou a superar as minhas dificuldades de deixá-los uma vez por mês na nossa casa e entendendo que esta conquista não era só minha, mais de toda a nossa família , compreendendo que o nosso amor é para sempre e supera todas a dificuldades na nossa caminhada.*

*Dedico este trabalho a meus pais Belmiro e Elsa, meus irmãos Fábio, Abelardo a, minha sogra Hilda, que não fazem parte deste plano terrestre, mais sim do espiritual e que com certeza onde quer que estejam torcem por mim.*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço ao professor e orientador Dr. Marcos Dias Lanza, pelos ensinamentos ao longo desta trajetória que com paciência tornou possível à realização deste trabalho.

Agradeço aos professores, Welington Jansen e Paulo Seraidarian pela amizade e seus ensinamentos.

Um especial agradecimento aos meus colegas de mestrado: Stênio, Lucília, Juliana, Paulo Henrique e Fernanda pela amizade e respeito, que tornou a nossa convivência harmoniosa.

Agradeço ao engenheiro Antônio Carlos (Calé) que me ajudou na realização deste trabalho.

Agradeço aos meus colegas de profissão e amigos: Geraldo Silveira, Edvaldo Barbosa, Mário Melo, João Normanha, Florizana por incentivar e acreditar que este sonho era possível.

Agradeço especialmente o meu sobrinho Frederico Mourão, que seguiu o meu caminho na Odontologia, tornando um profissional dedicado e um grande incentivador.

Agradeço a minha cunhada Fátima, seu esposo Antônio Fernando, meus sobrinhos Marcelo e Fernanda, que durante este período me receberam em sua casa com carinho tornando minha estadia em Belo Horizonte bastante agradável.

Agradeço a minha cunhada Sueli por ser uma grande companheira e incentivadora.

Agradeço a minhas irmãs, Clarice, Norma, Lúcia, Marlene, Zélia que sempre acreditaram em mim e cuidaram da minha pessoa com carinho.

Agradecimento especial ao meu sogro, Cid que sempre esteve disposto a me ajudar.

Agradeço a todos vocês!

## RESUMO

Implantodontia é uma realidade na Odontologia que visa à reabilitação de pacientes com perda dental. Porém, na reabilitação da maxila, o sucesso deste tratamento é significativamente diferente do encontrado na mandíbula e tem sido relacionado na literatura pelas diferenças anatômicas, qualidade óssea e requisitos biomecânicos. Dependendo da condição clínica dos pacientes temos como alternativa as próteses fixas implanto suportadas com cantilever. Complicações desta modalidade de tratamento surgem, principalmente quando relacionadas com a tensão aplicada no pântico. A biomecânica do cantilever foi investigada em vários estudos, entretanto, apenas recentemente os estudos de análise de elementos finitos (MEF) tentaram aproximar a análise de tensão e deformação neste tipo de prótese. Para esta análise de tensão e deformação foram construídos dois modelos de prótese fixa implantosuportada em metal/porcelana em maxila, sendo que no primeiro, o cantilever foi confeccionado em área de molar, e no segundo modelo na área do canino. Uma tensão de 100N foi aplicada distribuindo a carga verticalmente em todo conjunto, sendo 50N no cantilever do molar, 30N para o segundo pré-molar e 20N para o primeiro pré-molar. Já para o segundo modelo seguiu a mesma distribuição sendo a carga de 20N no cantilever do canino. Neste contexto, o presente estudo procurou comparar e avaliar, quantitativo e qualitativamente, a resistência da área em cantilever em prótese fixa implantosuportada, através da análise do método elementos finitos, com modelo 3D. De acordo com os resultados pode-se observar que as estruturas se deslocaram com a direção do carregamento. Em vistas dos resultados apresentados, pode-se concluir que o maior deslocamento vertical foi observado na parte da prótese referente ao elemento suspenso na área do molar, ou seja, as estruturas se deslocaram de acordo com a direção de carregamento.

**Palavras chave:** Implante dentário. Prótese parcial. Biomecânica.

## ABSTRACT

Implantology is a reality in dentistry that aims at the rehabilitation of patients with tooth loss. However, the rehabilitation of the maxilla, the success of this treatment is significantly different from that found in the mandible and has been reported in the literature by anatomical differences, bone quality and biomechanical requirements. Depending on the clinical condition of patients, could be an alternative the implant supported fixed prostheses with cantilever. Complications arise in this treatment modality, especially when related to the voltage applied to the pontic. The biomechanics of cantilever was investigated in several studies, although, only recently studies of finite element analysis (FEA) tried to approach the analysis of stress and strain in this type of prosthesis. For this analysis of stress and strain was constructed two models of fixed prosthesis porcelain implant supported in the maxilla. In the first, the cantilever was made on the molar area, and the second model in the canine. A tension of 100N was applied vertically distributing the load across joint and the cantilever molar 50N, 30N to 20N and the second premolar to first premolar. As for the second model followed the same distribution with the load of 20N in the canine cantilever. In this contest, this study sought to compare and evaluate, quantitatively and qualitatively, the strength of cantilever area in implant supported fixed prosthesis by finite element analysis method with the 3D model.

**Key words:** Dental implant. Partial prosthesis. Biomechanics.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>8</b>
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>10</b>
<b>2.1 Objetivo geral.....</b>	<b>10</b>
<b>2.2 Objetivos específicos.....</b>	<b>10</b>
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>11</b>
<b>3.1 Elementos finitos.....</b>	<b>11</b>
<b>3.2 Biomecânica do cantilever .....</b>	<b>12</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>16</b>
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>26</b>
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>39</b>
<b>ARTIGO.....</b>	<b>40</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>63</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A prótese odontológica proporciona a reposição de dentes perdidos, oferecendo uma maior eficiência na mastigação, na fonética e estética, melhorando a qualidade de vida dos pacientes. Há séculos os principais desafios têm sido o desenvolvimento e a seleção de materiais protéticos biocompatíveis, capazes de suportar condições adversas do ecossistema oral e que apresentem propriedades mecânicas para resistir às forças que atuam nesta cavidade (ANUSAVICE, 1998).

Os implantes osseointegrados têm sido utilizados para reabilitação de edentulismo total maxilar devido ao seu elevado índice de previsibilidade terapêutica, demonstrada através de estudos científicos longitudinais (BRÄNNEMARK et al., 1985; ALBREKTSSON e SENNERBY, 1990; ADDEL et al., BUSER et al., 1998), avaliando-se a efetividade desta modalidade terapêutica em reabilitar os pacientes. O sucesso do tratamento na maxila é significativamente diferente do encontrado na mandíbula, e tem sido relacionado na literatura pelas diferenças anatômicas, qualidade óssea e requisitos biomecânicos (DESJARDINS, 1992).

De acordo com Adell et al. (1981), o protocolo original desenvolvido por Branemark restringia o uso de implantes dentais aos pacientes totalmente edêntulos. Entretanto, para Buser, et al. (1997) e Naert, et al. (2002) nas últimas duas décadas, tem se mostrado que os implantes dentários têm sido utilizados com sucesso no tratamento de pacientes parcialmente edêntulos. Contudo, em certos casos, fatores como falhas na osseointegração, limitações anatômicas de espaço, má quantidade e/ou qualidade óssea podem gerar situações em que não é possível a utilização de dois ou mais implantes como pilares de próteses.

As próteses fixas com extremidade livre, também chamadas prótese em cantilever, são aquelas que apresentam um dos pânticos apoiado em um dos pilares. Complicações destas próteses implantosuportadas surgem, principalmente quando relacionadas à tensão aplicada sobre o pântico, que muitas vezes pode levar a fratura do conector, e a perda óssea peri-implantar. A biomecânica dos cantilever foi investigada em vários estudos, entretanto apenas recentemente os estudos de análise de elementos finitos (MEF) tentaram aproximar análise de tensão e deformação em próteses fixas com cantilever.

Segundo, Isidor (2001), os estudos biomecânicos são essenciais para se observar o comportamento das tensões geradas pelas forças mastigatórias no sistema prótese-implante-tecidos de suporte. Para Silva et al., (2008), tensões resultantes de sobrecarga oclusal podem causar perda óssea marginal e falha do implante, assim como tensões aumentadas estão relacionadas a falhas mecânicas da estrutura protética.

Todas as falhas relatadas na literatura por Ranger et al., (1995); Graiton et al., (2001); como afrouxamento ou fratura de parafusos estão diretamente interligadas com a fadiga dos materiais, originadas por repetições de carga de baixa intensidade, conceituadas segundo Varsluijs et al. (1999) como uma propagação progressiva de ruptura, resultando em uma fratura total do material quando este se encontra sob a ação de um ciclo de cargas que ultrapassa o limite de stress. Segundo Wiskott (1994) evidências clínicas indicam que a maioria das fraturas em estruturas protéticas acontecem após um período de muitos anos, não estando relacionado com o início de episódios de sobrecarga, mas sim por fadiga.

A perda precoce de pré-molares e molares superiores traduz-se em desafio no planejamento de implantes osseointegrados, devido à pneumatização dos seios maxilares, associado à baixa densidade óssea presente nestas áreas, que poderia influenciar negativamente na obtenção da estabilidade e manutenção da osseointegração de implantes instalados nestas áreas (BAHAT, 1993). Além disso, devido ao caráter anisotrópico do osso, isto se exacerba sob o efeito de cargas anguladas ou de deslocamento.

Uma alternativa viável para testar a resistência dos materiais são testes *in vitro* que muito vem ampliando as pesquisas utilizando modelos e ambientes virtuais na área de engenharia e informática, chamados de MEF, para fazer simulações e testes de maneira progressiva à resistência e, a distribuição de tensões em modelos simulados que fazem parte do nosso cotidiano, devido ao alto grau de precisão dessa técnica de análise.

Muitos profissionais vêm aplicando, segundo Geng (2001), solucionar problemas mecânicos, dividindo o elemento problema em inúmeros, menores e mais simples elementos, os quais estão dispostos no formato de uma malha, onde as variáveis analisadas são interpoladas com o uso de funções matemáticas.

Neste contexto, o presente estudo procurou comparar e avaliar qualitativa e quantitativamente, através da análise de Método de Elementos Finitos, com modelo 3D, a resistência das áreas em cantilever de uma prótese fixa implanto suportada.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar a viabilidade laboratorial das próteses fixa implanto-suportada com cantilever anterior e posterior.

### **2.2 Objetivos específicos**

Diante do fato já provado de que as conexões rígidas promovem uma melhor distribuição de cargas nas próteses implanto-suportadas, o objetivo desse estudo é avaliar as questões biomecânicas deste tipo de prótese, em segmento reto, pelo método dos elementos finitos, em um modelo virtual que simula a maxila humana parcialmente edêntula, utilizando dois tipos de modelos com cantilever posterior e cantilever anterior.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 Elementos finitos

A influência de cargas axiais e não axiais na remodelação óssea ao redor de implantes orais foram avaliadas em um experimento com animais simulando em análise pelo método de elementos finitos. As cargas axiais (100N) e não axiais (20N) foram introduzidas inserindo uma prótese fixa parcial bilateral com cantilever sobre dois implantes IMZ® em mandíbula de cão Beagle. Modelos 3D e bidimensionais foram construídos para analisar e comparar a distribuição de tensões Von Mises, estresse principal máximo, tensão principal máxima, densidade da energia tensional, primeiramente ao redor de implantes sem as próteses e subsequentemente ao redor dos implantes com duas próteses com desenhos diferentes. Foram verificadas fortes correlações entre cálculo da distribuição de tensões no osso adjacente e o seu remodelamento no modelo animal comparativo. Foi concluído que as áreas de maior remodelamento ósseo coincidem com as regiões de maior estresse equivalente e que as maiores diferenças de remodelamento entre cargas axiais e não axiais podem ser amplamente determinadas ou influenciadas pelo componente de estresse horizontal da carga aplicada (BARBIER; VANDER SLOTEN; KIZESINKI; VAN DER PERRE, 1998).

Alguns autores fizeram um levantamento bibliográfico do uso do método por elementos finitos na área odontológica e afirmaram que MEF é uma técnica para se conseguir a solução de problemas mecânicos dividindo o elemento problema em inúmeros, menores e mais simples elementos (mesh), nos quais as variáveis possam ser interpoladas com o uso de funções de forma. Uso de elemento finito foi desenvolvido no início da década de 60 para resolver problemas na indústria aeroespacial e somente em 1976, foi utilizado pela primeira vez na implantodontia. Os autores concluíram que o uso de elemento finito no estudo da transmissão de carga à interface osso-implante conseguiu elucidar parcialmente os fatores que influenciam os problemas de ordem mecânica comumente encontrados: Tipo de carga, propriedades dos materiais utilizados nas próteses e implantes, tamanho, diâmetro, formato e superfície dos implantes, quantidade e qualidade de osso adjacente. Em relação à distribuição do estresse no complexo implante-

conexão protética, os elementos finitos auxiliavam a formular sugestões de mudanças no desenho dos implantes para prevenir falhas nos parafusos protéticos e de pilares e fraturas de fixação. O MEF é uma ferramenta virtual eficaz, adaptada por engenharia para biomecânica implantodôntica. Com este tipo de análise virtual muitas melhorias serão previstas e aplicadas em novos sistemas de implantes no futuro (GENG, 2001).

Lotti e colaboradores, em 2006, por meio de revisão de literatura a respeito do desenvolvimento e características do método de elementos finitos, destacaram sua importância como metodologia nos trabalhos que procuraram avaliar cargas, tensões e deslocamento dentário. A utilização cuidadosa desse método pode proporcionar diversas vantagens em relação a métodos como fotoelasticidade e aqueles que empregam laser holográfico. Os autores salientam a necessidade de cuidados na obtenção do modelo experimental, que deve preferencialmente ser tridimensional, e ao qual devem ser incorporadas as propriedades elásticas, módulo de Young e coeficiente de Poisson. Quanto mais partes da estrutura forem modeladas, mais precisos serão os resultados, porém algumas simplificações podem ser feitas dependendo do objetivo do estudo.

### **3.2 Biomecânica do cantilever**

Skalak, em (1983) analisou a distribuição macroscópica de tensão (estresse) e mecanismo de transferência de carga, onde uma íntima oposição do osso ao titânio é promovida a nível microscópico. Um aspecto crítico que afeta o sucesso ou fracasso de um implante é a maneira pelo qual tensões mecânicas são transferidas para o osso, a partir do implante. É essencial que nem o implante e nem o osso sejam tensionados (estressados) a longo prazo, acima de sua capacidade de fadiga. A justa posição do material titânio com o osso em nível de Angstroms que sob algum carregamento subsequente, a interface se movimenta como uma unidade sem mobilidade relativa do osso e titânio, e com possibilidade de transferência de tensão em todas as partes desta interface. Com base nas discussões do autor pode-se concluir que: a íntima oposição do osso ao implante é uma característica essencial que perante a transmissão de tensões a partir desse implante para o osso e, a ausência de alguma camada fibrótica intermediária permite que a tensão seja transmitida sem nenhuma alteração progressiva na união entre osso e implante.

Em 1989, Rangert et al., relataram a importância de um planejamento adequado para aumentar a taxa de sucesso dos implantes e das suas próteses. Orientando quanto ao local de colocação e distribuição dos implantes, quanto ao tipo de carga que essa prótese irá receber, Segundo os autores, em uma prótese com extensões posteriores (cantilever), os implantes mais próximos a essa extensão irão sofrer uma tensão axial de compressão, enquanto os implantes mais distantes do lado aplicação da carga sofrerão uma tensão de tração. Pela analogia quanto maior a carga mais próxima a tensão resultante estaria do fulcro, ou seja, quanto maior o braço de alavanca, maior será o movimento de flexão sobre os implantes.

Segundo os mesmos autores, se mais de dois implantes dividem entre si a carga advinda de um cantilever, a análise é mais complexa. Entretanto, o parâmetro crucial continua sendo o comprimento do cantilever em relação à distância entre os implantes mais anteriores e mais posteriores. Para uma dada distância, a margem de segurança aumentará com o aumento do número de implantes.

Brunski e Skalak, em (1990), estudaram os fatores biomecânicos e sua influência nos implantes dentários, como força no implante, transferência das tensões aos tecidos e as reações biológicas na interface implante-ósseo sob carga. E relacionaram as causas que influenciaram na distribuição da cargas:

- a) natureza da mastigação: frequência do ciclo mastigatório, lado preferido de mastigação, movimentos mandibulares estáticos e dinâmicos;
- b) natureza da prótese: total ou parcial, implanto ou muco-suportada, número, localização dos implantes e angulações;
- c) propriedades biomecânicas das próteses, implantes e osso: módulo da elasticidade, dureza estrutural, natureza da conexão entre implante prótese (cimentadas ou parafusada).

Concluíram que nas próteses, implanto-suportadas, na ausência de extensão distal, a força máxima em qualquer implante, será menor do que a força exercida em dentes naturais. E em próteses com extensão (cantilever) a força máxima em qualquer implante mais distal, pode ser duas vezes maior que a força exercida em dentição natural, enquanto o implante mais mesial recebe uma força igual as da dentição natural.

Zyl et al. (1995), estudaram, através de MEF, um modelo mandibular com seis implantes ósseo integrados, aplicando forças de 100N à prótese em cantilever e concluíram que uma extensão distal maior do que 15mm colocaria em risco a integridade do implante distal. A perda óssea mesial e distal é consideravelmente menor do que as forças transmitidas às paredes vestibular e lingual, pois a cortical é mais fina.

Takayama (1997), ressaltou que um implante individual deve ter resistência adequada quando integrado ao osso alveolar, para haver sucesso longitudinal do tratamento protético. Em prótese implanto suportada a hipótese da distribuição de tensão sobre implantes é a de que os implantes são considerados uma unidade rígida e a força exercida sobre eles pode ser calculada. Para um arranjo geométrico, geralmente são colocados de 4 a 6 implantes. A fórmula do cálculo para cargas de tensão sobre os implantes com distribuição em curva foi deduzida por Skalak (1993), sendo tanto para forças horizontais quanto para força vertical. Assim, há correlações definitiva entre os comprimentos máximos de cantileveres e o número de implantes com o mesmo intervalo, mas não há correlações com intervalos diferentes. Uma regra proposta para comprimentos máximos de cantileveres é que pode ser igual ou menor que duas vezes o comprimento ântero-posterior numa distribuição em curva de implantes, baseando-se que a carga mínima para rompimento dos implantes é igual a duas vezes a força oclusal normal. O autor também ressaltou que a carga de tensão mínima para falha depende da profundidade do implante; o comprimento máximo de cantilever é reduzido a metade quando a profundidade do implante é reduzido a um terço.

Ainda de acordo com Takayama pode concluir que:

- a) um cantilever rígido é contra indicado sobre um implante unitário;
- b) o planejamento para o comprimento máximo do cantilever, usando de dois a três, implantes, é aproximadamente igual ao comprimento da distribuição dos implantes, para uma distribuição linear, ao passo que para uma distribuição curva é quase duas vezes o comprimento ântero-posterior da distribuição de implantes, usando de 4 a 6 implantes;
- c) a absorção de choque pelos implantes é mínima por não apresentarem uma camada absorvedora da força de impacto, por isso o choque é absorvido no osso. Assim, é

necessário ajustar a oclusão com contatos simultâneos entre os dentes maxilares e mandibulares e desocclusão uniforme durante os movimentos excêntricos.

Rameed et al., 2004, investigaram por meio do MEF, a biomecânica do cantilever em próteses fixas substituindo o canino superior na terapia de arco dental reduzido. Concluiu que ha mérito ao substituir o canino por um cantilever em arco dental reduzido, em termos de comportamento mecânico, diz ainda que o deslocamento de tensões funcionais podem ser minimizadas através da redução da carga lateral e evitando carregar somente o pântico.

Erasian et al. 2005, examinaram a distribuição de tensões em próteses fixas em balanço, projetados com diferentes morfologias do cantilever, efeitos de diferentes materiais restauradores. O MEF foi usado para criar modelos de dois tipos de restaurações; metalo-porcelana e porcelana pura. Ambos modelos foram concebidos com cantilever distal tendo o primeiro e segundo pré-molares como pilares e extensões de cantilever distal tinha características de pré-molar ou molar. A largura do conector entre o cantilever e o retentor do pilar principal foi de 2,25 mm. A carga aplicada durante a análise foi posicionada na cúspide distal de todos os dentes. A análise dos modelos pelo MEF revelou que os valores de tensão de Von Mises com concentração de tensão máxima foram observados nos conectores dos cantilever distais e também na área distal do segundo pré-molar.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O Método dos Elementos Finitos (MEF), aplicado à Biomecânica, vem se destacando como uma ferramenta extremamente útil utilizada para calcular numericamente, aspectos mecânicos como tensões e deformações e, para avaliar o comportamento biomecânico dos biomateriais e tecidos humanos, tendo em vista a dificuldade de se fazer tal avaliação *in vivo* (WAKABAYACHI et al., 2008). Dessa forma, tenta simular e compreender o comportamento estrutural e possíveis implicações de tensões geradas durante uma atividade funcional e/ou parafuncional, nas diversas áreas da Odontologia. Também é relatada que a utilização do MEF pode permitir uma visão de como a variação nas propriedades dos materiais e configurações geométricas afetam os níveis de tensões, proporcionando uma amostragem que nos informa sobre quais variáveis devem ser considerados para validação de trabalhos *in vitro*.

Para cada aplicação específica, as diversas variáveis que envolvem o problema devem ser cuidadosamente analisadas e fornecidas como dados a um programa computacional (GENG et al. 2001). Essa análise inclui etapas que podem ser classificadas em cinco grupos básicos:

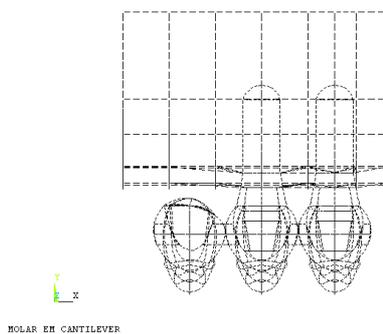
- a) levantamento de dados e criação da geometria, aplicando-se aos volumes as propriedades elásticas dos diversos materiais e tecidos que compõem o domínio do problema;
- b) geração da malha dos elementos finitos;
- c) aplicação das condições de contorno, na forma de deslocamentos impostos (iguais a zero);
- d) aplicação de cargas atuantes e processamento para obtenção das tensões e deformações;
- e) análise de resultados.

O MEF é uma técnica numérica, largamente utilizada, para obter-se a solução de problemas mecânicos, idealizados a partir de pontos virtuais (nós), e da conectividade de regiões discretas (elementos), que representam o domínio do problema. Esse conjunto gerado de nós e elementos, chamado de malha de elementos finitos representa, numericamente, o modelo físico

real. Após a solução numérica do sistema de equações, a resposta encontrada está diretamente relacionada ao grau de simplificações impostas à natureza do problema, a partir da geometria estabelecida. Simplificações da geometria podem implicar em alterações na rigidez local e global do corpo elástico, o que por sua vez, conduz a erros numéricos, típicos do método (VIEIRA, 2002). O modelo 3-D do MEF é uma representação aproximada de uma geometria *in vivo*, com características físicas de um modelo real.

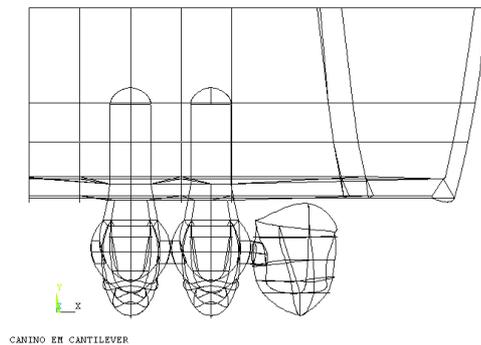
A criação de um modelo matemático pelo MEF passa inicialmente, pela definição do objeto a ser pesquisado, podendo ser qualquer estrutura dento maxilo facial. O objeto será desenhado graficamente em um programa computacional específico, onde a morfologia das estruturas representadas podem ser baseadas em tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, crânios secos e/ou dentes extraídos (LOTTI, 2006).

O programa Ansys Revisão 5.7 (ANSYS Inc<sup>®</sup>, Pennsylvania; USA) foi utilizado para desenvolver a modelagem tridimensional de dois modelos de segmento posterior de uma maxila. O primeiro modelo composto de uma prótese parcial fixa metal porcelana com dois implantes como pilares na região de primeiro e segundo pré-molar, com um cantilever distal, o segundo modelo com a mesma localização dos implantes, porém com o cantilever anterior, área do canino. A partir de Keypoints conectados por linhas (figuras 1 e 2), esses pontos foram interpolados através de splines (união de dois ou mais pontos através de linhas), que determinam as superfícies (áreas) e, a seguir, os volumes que compõem as estruturas a serem analisadas. Nestes volumes as cores serão associadas aos diversos tipos de materiais (figuras 3 e 4).



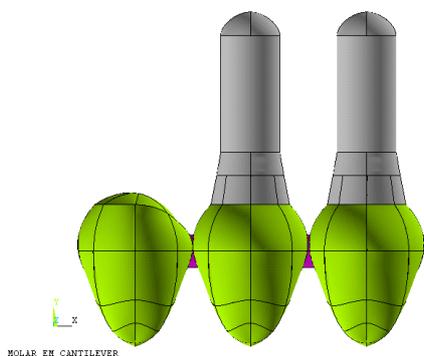
**Figura 1** - Linhas do modelo 1

**Fonte:** Elaborado pelo autor



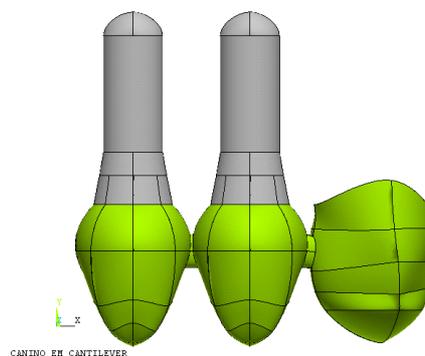
**Figura 2** - Linhas do modelo 2

**Fonte:** Elaborado pelo autor



**Figura 3** - Volumes do modelo 1

**Fonte:** Elaborado pelo autor

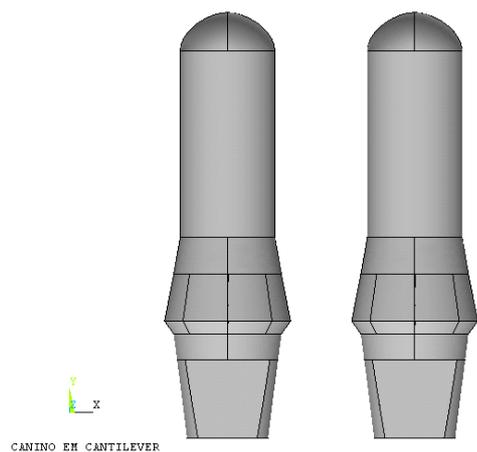


**Figura 4** - Volumes do modelo 2

**Fonte:** Elaborado pelo autor

A análise do MEF é uma representação aproximada de uma geometria *in vivo*, com características físicas de um modelo real.

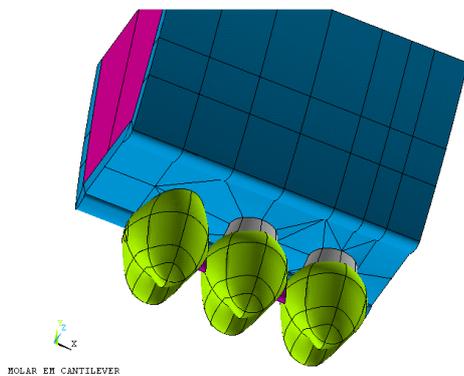
O implante que foi modelado é do tipo ITI Straumann® RN Tissuelevel SP, 10 mm comprimento 4,1 mm de diâmetro, plataforma de RN de 4,8 mm. Adaptado ao implante existe um intermediário protético do tipo pilar sólido (ITI Strauman®) com uma altura de 4,0 mm (figura 5).



**Figura 5** - Volumes (vestibular) do implante com pilar protético

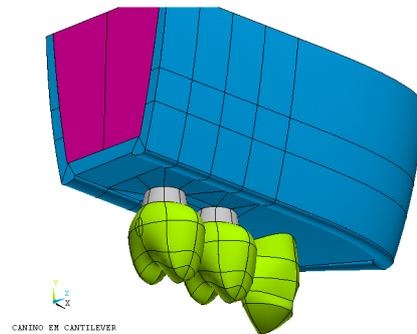
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Foram modelados para o primeiro modelo duas coroas protéticas com as mesmas dimensões do dente natural e para o elemento suspenso uma coroa de metal porcelana com dimensões de pré-molar. Para o segundo modelo seguiu as mesmas características do primeiro modelo com relação aos pilares, porém o cantilever é o canino, seguindo as características anatômicas do dente natural. Em ambos os modelos os pântico de união entre os elementos pilares apresentando conexão rígida (figuras 6 e 7). A conexão rígida foi escolhida, pois alguns estudos justificam e orientam a escolha dessa conexão (NAERT, 2001; LANG, 2004; AKÇA, 2006, NICKENIG, 2006; LIN e outros, 2006; LINDH, 2008; LIN e outros, 2008).



**Figura 6** - Modelo 1 Completo (perspectiva )

**Fonte:** Elaborado pelo autor

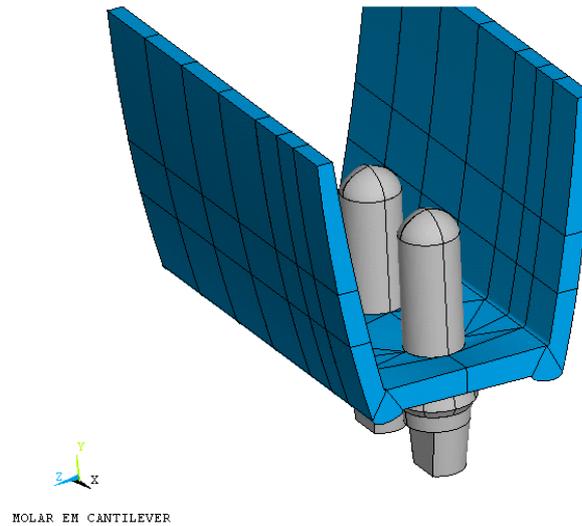


**Figura 7** - Modelo 2 Completo (perspectiva)

**Fonte:** Elaborado pelo autor

Os modelos apresentam algumas simplificações em sua geometria, sem correr riscos de alterar os resultados em relação à forma dos implantes, com ou sem roscas, pelo simples fato de que a avaliação das tensões resultantes não será realizada nos ponto da rosca, mas na sua distribuição da interface osso/implante, componentes protéticos e maxila.

A interface osso/implante foi considerada homogênea, isotrópica e linearmente elástica com 100% de osseointegração, com 1,0mm de espessura da cortical alveolar, simulando a lâmina dura constituída por uma camada contínua em toda a superfície do implante e cuja propriedade elástica é de osso cortical maduro, ilustrado na figura 8.

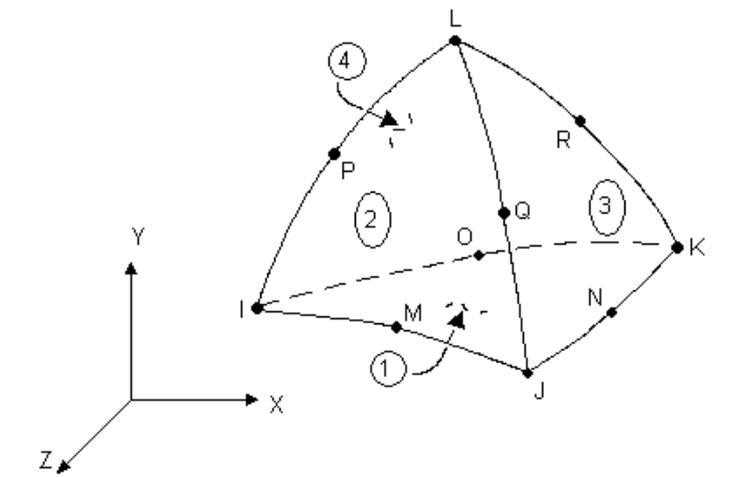


**Figura 8** - Volumes (modelo com lâmina) - casca

**Fonte:** Elaborado pelo autor

A partir da geometria básica criada e a atribuição das propriedades elásticas dos diversos materiais e estruturas associadas, procede-se à geração da malha de elementos finitos e às condições de contorno que devem indicar a direção da carga e a estaticidade do modelo, cuja movimentação deve ser igual a 0, para que não haja deslocamento do conjunto, caracterizando assim, uma solução estática.

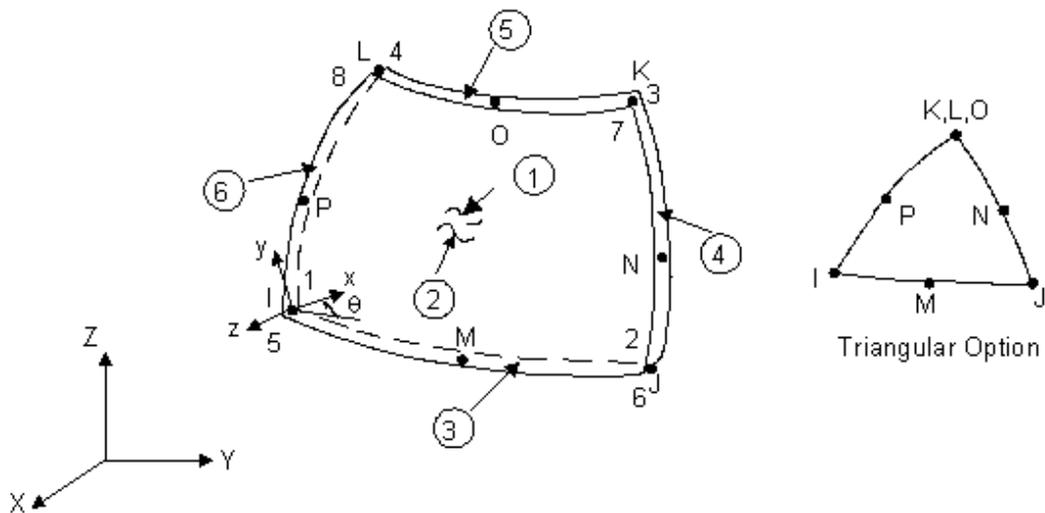
Para a geração da malha, foram adotados os elementos SOLID92 e SHELL93. A figura 9 ilustra a configuração do elemento SOLID92 que simula o comportamento estrutural para modelos 3-D. Este elemento (tetraédrico) é constituído por 10 nós e, os números inscritos nos círculos mostram as faces passíveis de aplicação de pressão.



**Figura 9** - SOLID92 (tetraédrico)

**Fonte:** Elaborado pelo autor

A configuração do elemento SHELL93 (quadrilátero) que simula o comportamento estrutural para cascas finas para modelos 3-D é constituído por 8 nós, e os números mostrados, nos círculos mostram as faces passíveis de aplicação de pressões (figura 10).



**Figura 10** - SHELL 93 (quadrilátero)

**Fonte:** Elaborado pelo autor

O critério utilizado para a geração da malha de elementos finitos é baseado no tamanho máximo da aresta do elemento. Esse critério é especificado através de uma variável denominada *ESIZE*, que determina, em última análise, a quantidade de nós e elementos da malha.

Tendo em vista as variações de dimensões dos elementos e curvatura das linhas (*splines*) foram adotados os seguintes valores:

*ESIZE* = 1,0mm em todo o domínio dos volumes que representam osso cortical e esponjoso;

*ESIZE* = 0,5mm em todo o domínio dos volumes que representam tecidos do dente, estruturas da prótese e implante.

A modelagem geométrica em 3-D de uma PFIS, composta por implante e, estruturas protéticas foram realizadas, atribuindo-se aos diversos materiais as suas respectivas propriedades elástica, utilizando-se valores aproximados encontrados na literatura (VAN ROSSEN e outros, 1990; CARTER e HAYES, 1977; MOFFA e outros, 1973; LEWINSTEIN e outros, 1995; SUANSUWAN e SWAIN, 1999; WEINSTEIN e outros, 1980; Site: [www.matweb.com](http://www.matweb.com); MIDDLENTON e outros, 1996; GALLOZA, 2004), conforme Tabela 1.

**TABELA 1**  
**Propriedades elásticas dos vários materiais que compõem o modelo**

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON
Titânio	110.000,0	0.35
Osso cortical	13.700,0	0.30
Osso esponjoso	1.370,0	0.30
Níquel-Cromo	204.000,0	0.30
Porcelana	66.900,0	0.29

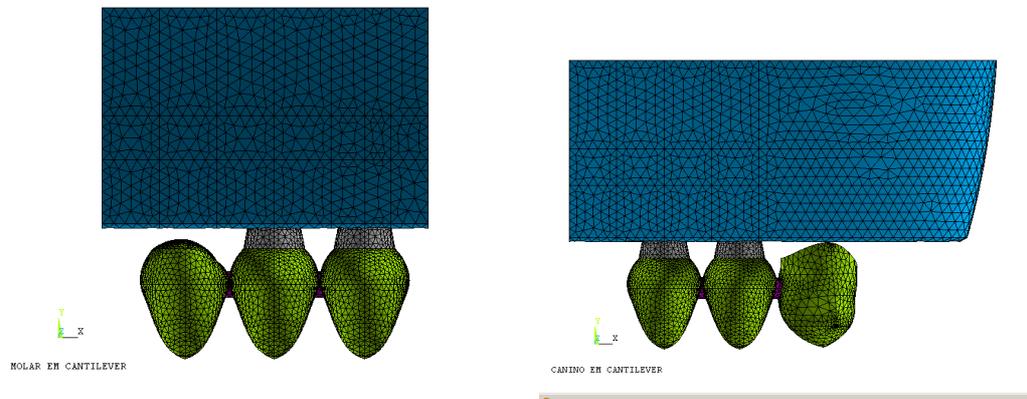
**Fonte:** Elaborado pelo autor

A Tabela 2 ilustra os dados relativos à geração do modelo geométrico e a malha de elementos finitos no modelo correspondente às figuras 11 e 12.

**TABELA 2**  
**Dados relativos à geração do modelo geométrico e malha de elementos finitos no modelo**

	MODELO 1 (MOLAR)	MODELO 2 (CANINO)
<i>Keypoints</i>	415	350
Linhas	993	832
Áreas	706	582
Volumes	129	102
Nós	273.111	398.741
Elementos	196.638	288.517

**Fonte:** Elaborado pelo autor



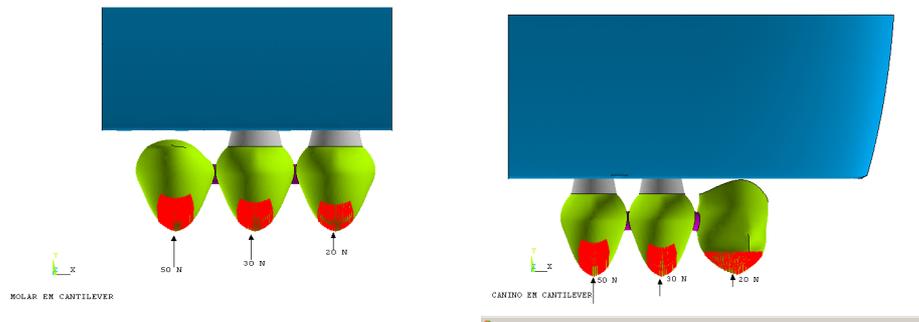
**Figuras 11 e 12** - Malha de elementos finitos de modelos 1 e 2

**Fonte:** Elaborado pelo autor

As propriedades elásticas dos materiais foram adotadas no regime linear, em cuja hipótese, a deformação dos corpos elásticos é proporcional à força aplicada. Além disso, essas propriedades foram consideradas constantes e isotrópicas (iguais em todas as direções). As estruturas foram modeladas como um corpo único, considerando-se as uniões entre os

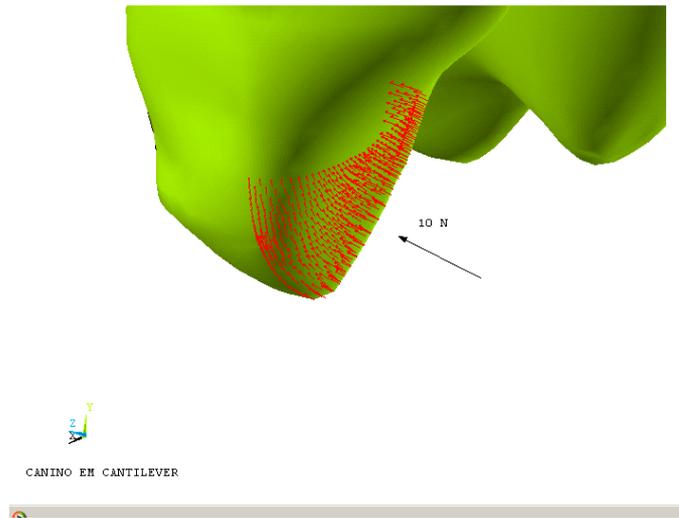
componentes como rígidas, não permitindo qualquer movimentação entre os mesmos, ou seja, ausência de desajuste (*gap*), resultando numa análise estática (cargas constantes ao longo do tempo) e linear (deformações proporcionais às tensões).

Para os modelos 1 e 2 foi aplicada uma carga vertical, considerada nominal de 100N na face oclusal dos dentes, em todo o conjunto protético, distribuída da seguinte forma: 50N no cantilever de molar, 30N no segundo pré-molar, 20N no primeiro pré-molar. No modelo 2 na região do cantilever do canino foi aplicada uma carga vertical de 20N e uma carga horizontal de 10N. Simulando uma função mastigatória com bolo alimentar interposto, para posterior análise de tensões e deformações das estruturas (figuras 13 e 14).



**Figuras 13 e 14** - Carregamento nodal equivalente a 100N para cargas axiais  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Esse conceito de carga nominal refere-se a uma carga para comparações a partir da tensão de escoamento dos materiais contidos neste modelo com a força de mordida fisiológica unilateral (VAN DER BILT, 2008). Foi aplicada também uma carga horizontal, de 10N na face palatina do canino (segundo modelo), simulando a guia canina (figura 15).



**Figura 15** - Carregamento nodal correspondente a 10N modelo 2

**Fonte:** Elaborado pelo autor

A distribuição interna de tensões e deformações obtida via MEF quantifica a magnitude destas tensões no modelo, proporcionando dados para comparação com observações clínicas. Trata-se apenas de um método de simulação matemática da realidade e, portanto, não invasivo. De posse dos resultados qualitativos e quantitativos, passa-se à fase de interpretação dos mesmos, para análise e discussão.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os modelos foram assim idealizados e submetidos a uma carga vertical para os modelos 1 e 2 e uma carga horizontal para modelo 2. O efeito destas cargas foi avaliado quantitativamente em MPa (N/mm<sup>2</sup>) e qualitativamente, por meio do gradiente de cores das imagens geradas, possibilitando uma compreensão ampla e significativa da distribuição destas tensões no tecido ósseo bem como nos componentes protéticos e estruturas associadas.

Na análise de resultados, são adotadas as seguintes nomenclaturas nas figuras geradas pelo programa Ansys:

DMX – Deslocamento Máximo

UY – Deslocamento Vertical (seguindo o eixo y)

UZ – Deslocamento Horizontal (seguindo o eixo z)

SEQV – Estresse equivalência ou tensão (equivalência de Von Mises)

SMN – Tensão mínima

SMX – Tensão Máxima

A carga oclusal de 100N foi dividida pelas superfícies oclusais em ordem decrescente, de posterior para anterior, de acordo com a quantidade de elementos das respectivas superfícies. Foi aplicada uma carga horizontal de 10N na superfície palatina do canino cantilever do modelo 2, simulando a guia canina.

Na análise quantitativa linear física (regime linear para os materiais) e geométrica (pequenos deslocamentos) os valores das tensões são linearmente proporcionais às deformações dos elementos.

A interpretação quantitativa de resultados é realizada através do gradiente de cores, que representa níveis que estão entre os valores máximo e mínimo, indicando a intensidade de tensão ocorrida em uma região. As tensões SEQV correspondem à tensão equivalente de Von Mises, onde a cor vermelha indica o nível máximo e a azul o nível mínimo.

Os resultados quantitativos estão resumidos nas tabelas 3 e 4, para a carga vertical de 100N, mostrando os valores de deslocamento vertical (UY) e a tensão máxima SEQV para os dois modelos.

**TABELA 3**  
**Análise quantitativa (modelo 1) - carga vertical**

<b>MATERIAL</b>	<b>DESLOCAMENTO VERTICAL UY (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>TENSÃO MÁXIMA SEQV (MPa)</b>
MOLAR (cantilever)	34,3	391,5
METAL	30,5	393,0
PORCELANA	34,3	396,0
IMPLANTE	5,2	38,0
CORTICAL	5,0	10,5

**Fonte:** Elaborado pelo autor

**TABELA 4**  
**Análise quantitativa (modelo 2) - carga vertical**

<b>MATERIAL</b>	<b>DESLOCAMENTO VERTICAL UY (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>TENSÃO MÁXIMA SEQV (MPa)</b>
CANINO (cantilever)	21,0	228,5
METAL	21,0	235,0
PORCELANA	21,0	235,0
IMPLANTE	3,5	17,0
CORTICAL	3,5	22,0

**Fonte:** Elaborado pelo autor

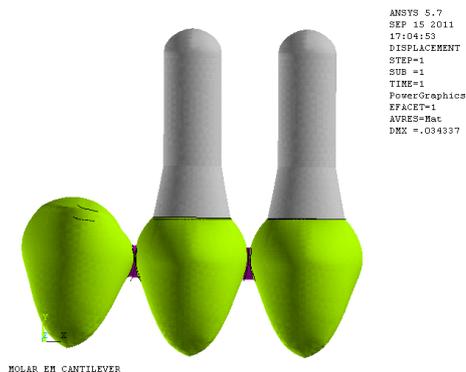
A tabela 5 apresenta resultados resumidos da aplicação da carga horizontal de 10N, mostrando os valores do deslocamento horizontal (UZ) e as tensões máximas SEQV para o modelo 2.

**TABELA 5**  
**Análise quantitativa (modelo 2) - carga horizontal**

MATERIAL	DESLOCAMENTO HORIZONTAL UZ ( $\mu\text{m}$ )	TENSÃO MÁXIMA SEQV (MPa)
CANINO (cantilever)	32,0	249,0
METAL	30,5	204,0
PORCELANA	32,0	179,0
IMPLANTE	2,8	18,4
CORTICAL	3,8	7,0

**Fonte:** Elaborado pelo autor

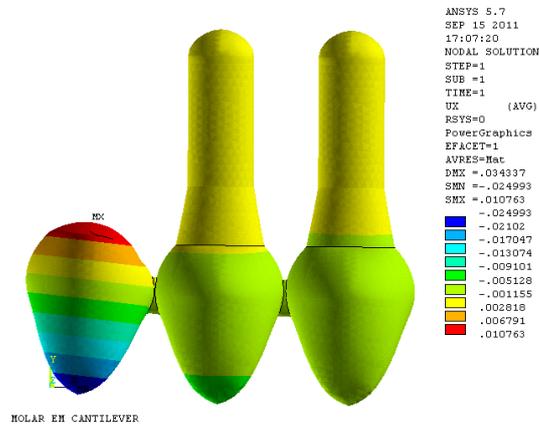
Na análise da biomecânica de modelo de elementos finitos, pode-se observar que as estruturas se deslocam de acordo com a direção de carregamento. No modelo 1, o maior deslocamento vertical, UY, foi observado na parte da prótese, referente ao elemento suspenso na área de molar, conforme ilustrado na figura 16.



**Figura 16 - DMX deformada modelo 1**

**Fonte:** Elaborado pelo autor

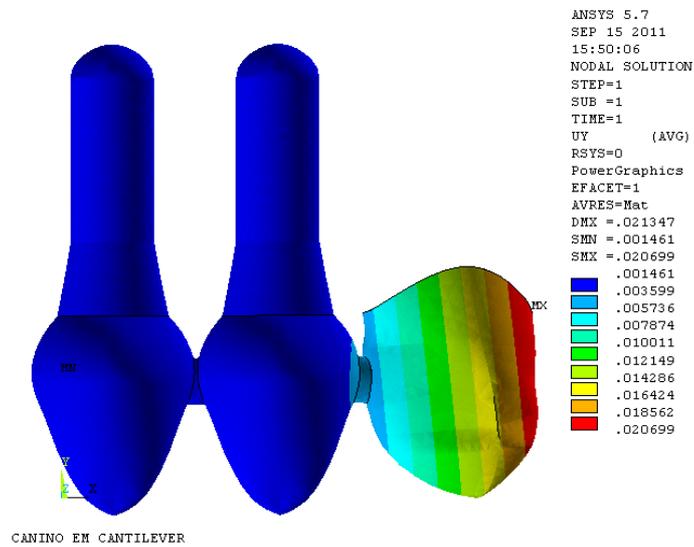
A figura 17 ilustra, para o Modelo 1, a variação de deslocamento UX conforme o gradiente de cores.



**Figura 17** - Deslocamentos no sentido mésio-distal

**Fonte:** Elaborado pelo autor

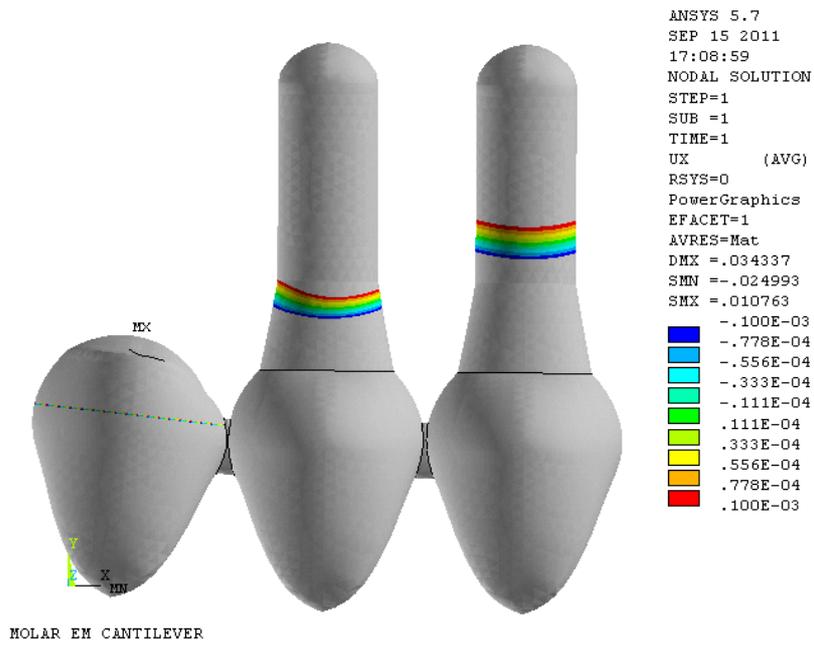
Para o modelo 2, com pântico localizado na mesial, área do canino, houve um deslocamento (DMX) de 21,0  $\mu\text{m}$  e um deslocamento máximo na faixa de 0,018 a 0,020  $\mu\text{m}$  de acordo com o gradiente de cores (figura 18) em ambos os modelos no sentido ocluso gengival (UY) onde podemos notar uma flexão de toda a prótese no mesmo sentido da aplicação da carga. Principalmente, dos elementos mais posteriores, onde os pânticos se deslocaram mais que outros elementos.



**Figura 18** - Deslocamento Vertical UY modelo 2

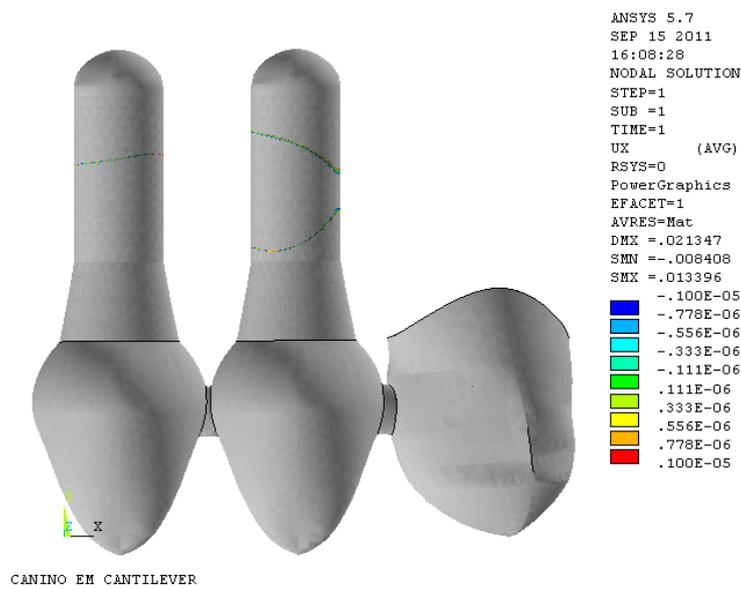
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Nota-se (figura 19) uma flexão de toda a prótese méso distal (UY) no modelo 1, principalmente na área mais posterior. A área equivalente do molar deslocou-se mais verticalmente, pois a carga recebida é maior e o fulcro ocorre mais em uma região, dependendo da direção e localização do carregamento, onde a faixa colorida representa região mais próxima do zero, sendo consideradas região de fulcro.



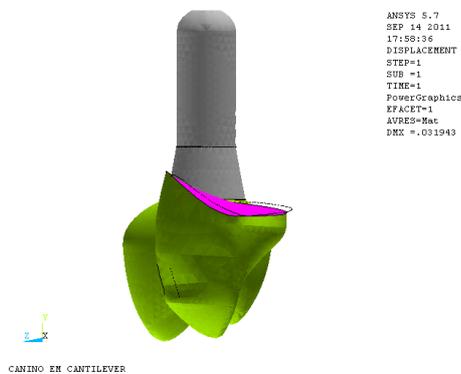
**Figura 19** - Deslocamentos verticais no sentido méso-distal UX  
 Fonte: Elaborado pelo autor

A figura 20 mostra a flexão de toda a prótese no sentido méso distal (UX) no modelo 2, onde a faixa colorida, considerada eixo fulcro, o deslocamento é próximo de zero.

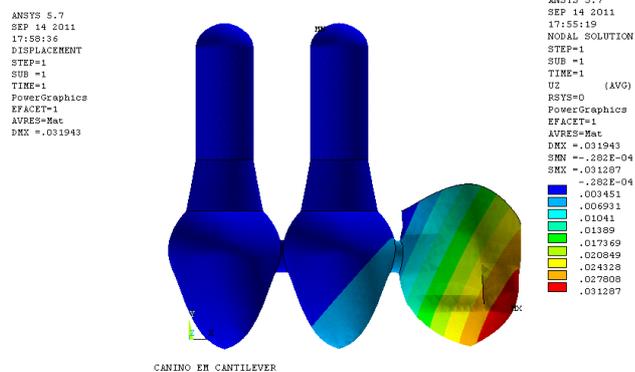


**Figura 20** - Deslocamento UX mais próximo de 0  
 Fonte: Elaborado pelo autor

Nas figuras 21 e 22 pode-se observar um valor de deslocamento do canino no sentido palatino vestibular (UZ) de 31,9  $\mu\text{m}$  e uma tensão semelhante no mesmo sentido. Nota-se também um valor de deslocamento do ápice do implante próximo ao canino de valor desprezível, segundo o gradiente de cores. Na figura 21 é possível verificar um pequeno deslocamento do canino, observando a posição inicial (linha preta) em que eles se encontravam e a posição final (linha vermelha) de maior deslocamento. As forças horizontais causam um movimento de inclinação ao redor do eixo rotacional de um elemento (fulcro) resultando em duas áreas de tensão (compressão e tração) diametralmente opostas.

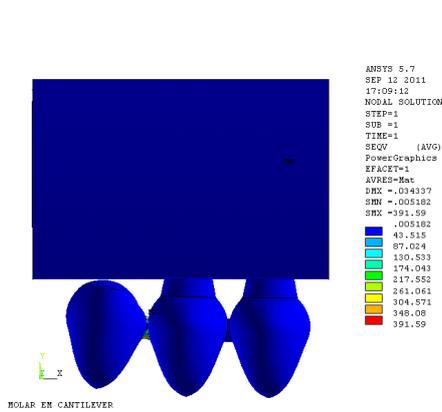


**Figura 21** - Modelo Completo Carga Horizontal para o modelo 2  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

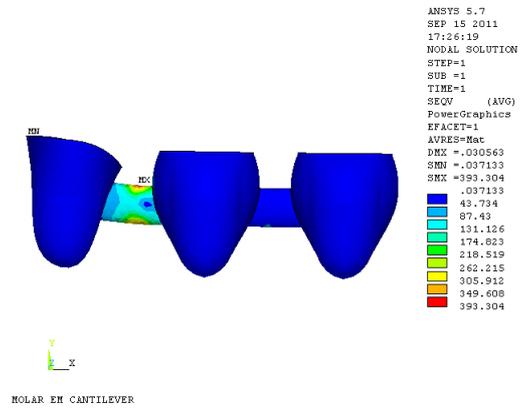


**Figura 22**- Deslocamento horizontal UX para o modelo 2  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Em uma análise quantitativa segundo o gradiente de cores, no modelo 1, a tensão máxima SEQV de Von Mises foi de 391,5 MPa localizada na região da interseção entre a coroa do segundo pré-molar e o pântico na região do molar, podemos observar que existe uma distribuição de tensão semelhante em todo o conjunto da estrutura metálica e pânticos unidos de forma rígida segundo o gradiente de cores da figuras 23 e 24.

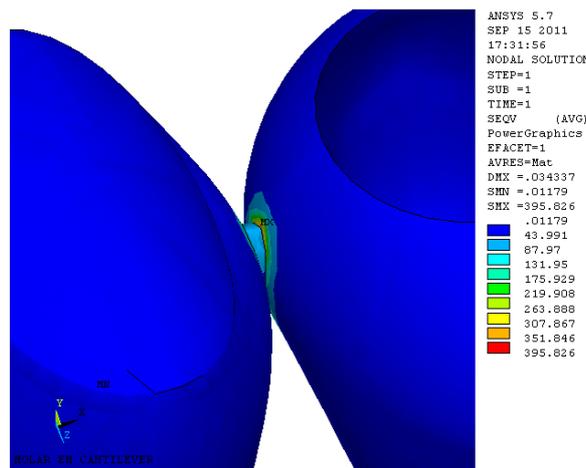


**Figura 23** - Modelo completo tensões SEQV para o modelo 1  
**Fonte:** Elaborado pelo autor



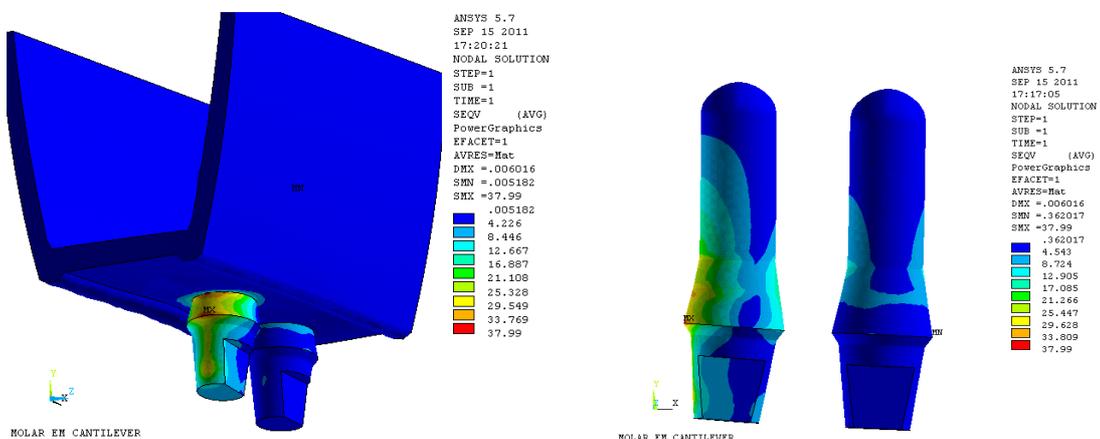
**Figura 24** - Tensões no metal SEQV infraestrutura para o modelo 1  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Na análise das tensões equivalentes de Von Mises (SEQV) geradas na porcelana após remoção das demais estruturas protéticas (Figura 25) foi de 396MPa localizada na distal do pilar do implante. Após análise da distribuição de tensões em todo o conjunto protético, pode-se observar que a concentração de valores ocorre nas interseções entre o pântico e o pilar no último implante.



**Figura 25** - Tensão na porcelana SEQV  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Na montagem do modelo 1 quando se remove as estruturas metálicas e cervicais que compõem a estrutura P.F.I.S (figuras 26 e 27) podemos verificar que a tensão máxima (SMX) ocorre na face distal da região da plataforma do implante próximo à cortical óssea, com valores de 380MPa no local da aplicação da maior carga. Esse resultado vai de acordo com estudos que justificam e orientam a conexão rígida (LANG, 2004; ARCA 2006; LIUDH 2008) pode ser inferior às tensões geradas nos pilares terminais como acentuadas, de acordo com o gradiente de cores.



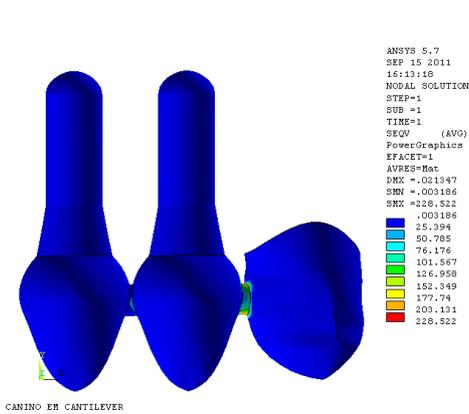
**Figura 26** - Tensões no implante no osso cortical

**Figura 27** - Tensões no implante SEQV

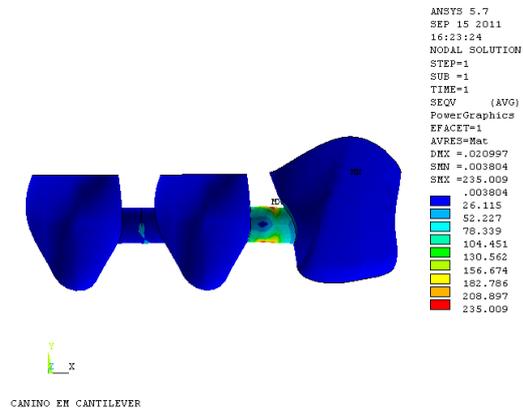
Fonte: Elaborado pelo autor

Fonte: Elaborado pelo autor

Para o modelo 2, ao aplicar a carga vertical, a tensão máxima SEQV de Von Mises foi de 28,5 MPa, localizada na região de inserção entre o primeiro pré-molar e o pântico na região do canino. Podemos observar que existe uma distribuição mais uniforme das tensões nas estruturas metálicas. A porcelana apresenta valores significativamente mais baixos que o modelo 1, pela carga menor localizada mais para anterior, conforme figuras 28 e 29.

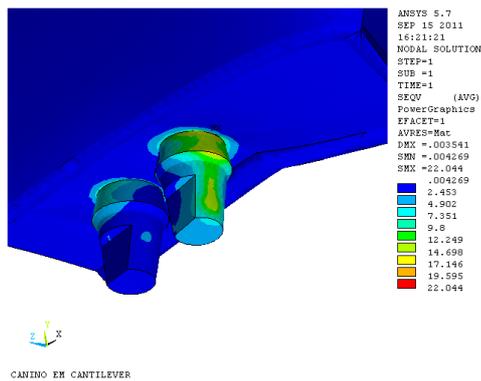


**Figura 28** - Modelo completo deslocamento vertical sem osso SEQV  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

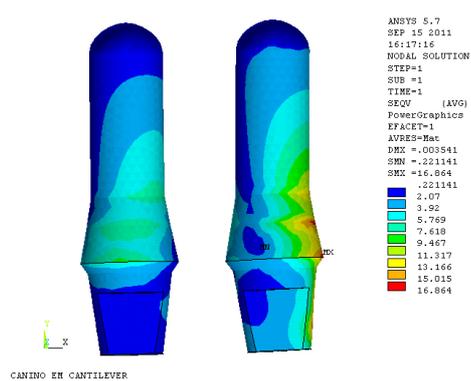


**Figura 29** - Modelo 2 Deslocamento vertical tensões SEQV na infraestrutura  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Também como visto nas figuras 30 e 31, as tensões máximas para o modelo 1 nos implantes localizam-se, próximo da união com o pântico, mesmo tendo carga nominal menor, situam-se numa posição de balanço, onde as maiores tensões vão se localizar, tanto na estrutura quanto no implante, próximo à sua plataforma protética.



**Figura 30** - Deslocamento vertical tensões SEQV nos implantes com osso  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

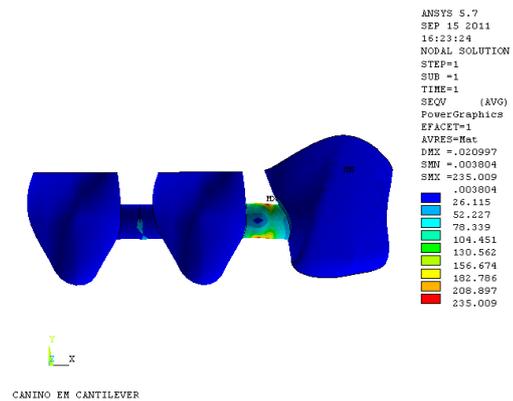


**Figura 31** - Deslocamento vertical tensões SEQV só nos implantes  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Ainda em relação ao modelo 2, ao aplicar a carga horizontal no canino, a tensão máxima, SEQV, foi de 208,8 MPa (figura 32), bem como a infraestrutura de 235,2 MPa (figura 33).

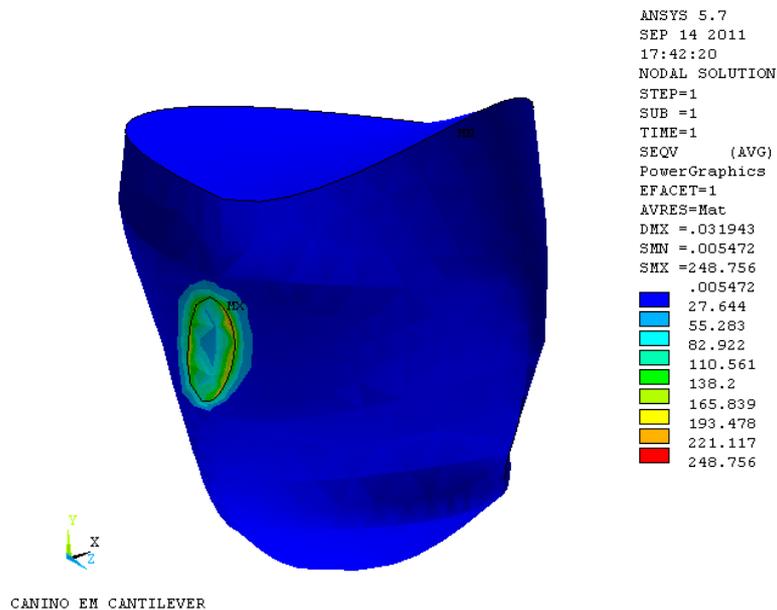


**Figura 32** - Deslocamento horizontal modelo completo mostrando as tensões SEQV  
**Fonte:** Elaborado pelo autor



**Figura 33** - Tensões SEQV deslocamento horizontal na infraestrutura  
**Fonte:** Elaborado pelo autor

Os valores mínimos de tensão encontram-se na região mais próxima ao conjunto protético. Apresenta-se ainda um valor de tensão maior na porcelana na região distal do canino na interseção com o primeiro pré-molar de 248,7 MPa (figura 34).



**Figura 34** - Tensão SEQV no canino

Fonte: Elaborado pelo autor

Foi analisado, o coeficiente de segurança do material em relação à tensão de escoamento (SE), que pode ser visto nas tabelas 6, 7 e 8, onde K representa o coeficiente de segurança, quando  $K > 1$ , O material suporta a carga aplicada e, quando  $K < 1$  o material não suporta a carga aplicada. A última coluna representa a carga máxima suportada pelo material. Observando as tabelas notamos que o material (porcelana) não suporta a carga aplicada de 100N. Porém para o metal da infraestrutura e o implante, a carga admissível é favorável.

No trabalho de (VAN DER BELT, 2008), avaliando a intensidade da força fisiológica bi e unilateral, foi encontrado um resultado de 430N. Dessa forma, a análise das tabelas 6 e 7 indica que as tensões na região da ligação metal/porcelana para os pânticos situam-se acima da tensão de escoamento daquele material. Portanto o conjunto analisado utilizando-se cantilever mostra-se inviável para o carregamento aplicado.

**TABELA 6****Valores para o modelo 1 - carga vertical**

MATERIAIS	SEQV (MPa) Carga de 100N	TENSÃO DE ESCOAMENTO (SE) MPa (LANZA, 2008)	SE/SEQV=K	(carga admissível) K x 100N (N)
PORCELANA	396,0	140	0,35	35,0
METAL	393,0	427	1,08	108,0
IMPLANTE	38,0	275	7,20	720,0

Fonte: Elaborado pelo autor

**TABELA 7****Valores para o modelo 2 - carga vertical**

MATERIAIS	SEQV (MPa) Carga de 100N	TENSÃO DE ESCOAMENTO (SE) MPa (LANZA, 2008)	SE/SEQV=K	(carga admissível) K x 100N (N)
PORCELANA	229,0	140	0,61	61,0
METAL	235,0	427	1,82	182,0
IMPLANTE	17,0	275	16,20	1620,0

Fonte: Elaborado pelo autor

**TABELA 8****Valores para o modelo 2 - carga horizontal**

MATERIAIS	SEQV (MPa) Carga de 10N	TENSÃO DE ESCOAMENTO (SE) MPa (LANZA, 2008)	SE/SEQV=K	(carga admissível) K x 10N (N)
PORCELANA	179,0	140	0,78	7,8
METAL	204,0	427	2,09	20,9
IMPLANTE	18,4	275	14,94	149,4

Fonte: Elaborado pelo autor

## 6 CONCLUSÃO

Em vista dos resultados apresentados, pode-se concluir que o material (porcelana) não suporta a carga vertical aplicada de 100N. A carga admissível ficou abaixo da carga aplicada para a estrutura de porcelana para o Modelo 1 e para o Modelo 2.

Para o Modelo 2, a carga horizontal de 10N ficou abaixo da carga admissível.

De acordo com os resultados pode-se observar que as estruturas se deslocaram com a direção do carregamento.

Em vistas dos resultados apresentados, pode-se concluir que o maior deslocamento vertical foi observado na parte da prótese referente ao elemento suspenso na área do molar, ou seja, as estruturas se deslocaram de acordo com a direção de carregamento.

Com relação ao modelo com cantilever anterior pode-se observar através dos resultados, que houve uma flexão de toda prótese no mesmo sentido da aplicação da carga.

## ARTIGO

**Artigo a ser submetido à Revista ImplantNews**

**ANÁLISE DE TENSÕES GERADAS EM PRÓTESE IMPLANTOSSUPORTADAS COM CANTILEVER ANTERIOR E POSTERIOR.**

**STRESS ANALYSIS, BY FINITE ELEMENT METHOD (FEM) IN PFISUPPORTED WITH PREVIOUS AND POSTERIOR CANTILEVER**

**Belmiro Rodrigues da Silva Júnior\*, Marcos Dias Lanza\*\*, Lucas Rodrigues Alves\*\*\***

\* Especialista em Prótese Dentária, Mestrando em Clínicas Odontológicas PUC Minas;

\*\* Professor de Pós-graduação PUC Minas; Doutor em Reabilitação Oral (FOB-USP);

\*\*\* Graduando em Odontologia pela Universidade Estadual de Montes Claros – Unimontes.

### RESUMO

Implantes dentais é uma realidade na odontologia reabilitadora. Entretanto em tratamentos realizados na maxila, o êxito destes é significativamente diferente do encontrado na mandíbula. Isto tem sido associado às diferenças anatômicas, qualidade óssea e requisitos biomecânicos. Próteses fixas implanto suportadas com cantilever representam para alguns pacientes uma alternativa para a reabilitação. Complicações desta modalidade de tratamento surgem, principalmente quando relacionadas com a tensão aplicada no pântico. A biomecânica do cantilever foi investigada em alguns estudos e recentemente os estudos de análise de elementos finitos (MEF) tentaram aproximar a análise de tensão e deformação neste tipo de prótese. Neste contexto, o presente estudo procurou comparar e avaliar quantitativo e qualitativamente, através da análise do método elementos finitos com modelo 3D, a resistência da área em cantilever de uma prótese fixa implanto suportada. Para isso, foram construídos dois modelos de prótese fixa

implantossuportada em metal porcelana em maxila, sendo o primeiro modelo o cantilever área de molar, para o segundo modelo o cantilever área do canino. Uma tensão de 100N foi aplicada distribuindo a carga verticalmente em todo conjunto, sendo 50N no cantilever do molar, 30N para o segundo pré-molar e 20N para o primeiro pré-molar. O segundo modelo seguiu a mesma distribuição sendo a carga de 20N no cantilever do canino. De acordo com os resultados obtidos, concluir-se que deslocamento vertical foi maior na parte da prótese referente ao elemento suspenso na área do molar, ou seja, as estruturas se deslocaram de acordo com a direção de carregamento.

**Unitermos:** Implantes dentários, Prótese implantossuportada (prótese parcial), Biomecânica,

## **ABSTRACT**

Implantology is a reality in dentistry that aims at the rehabilitation of patients with tooth loss. However, the rehabilitation of the maxilla, the success of this treatment is significantly different from that found in the mandible and has been reported in the literature by anatomical differences, bone quality and biomechanical requirements. Depending on the clinical condition of patients, could be an alternative the implant supported fixed prostheses with cantilever. Complications arise in this treatment modality, especially when related to the voltage applied to the pontic. The biomechanics of cantilever was investigated in several studies, although, only recently studies of finite element analysis (FEA) tried to approach the analysis of stress and strain in this type of prosthesis. For this analysis of stress and strain were constructed two models of fixed prosthesis porcelain implant supported in the maxilla. In the first, the cantilever was made on the molar area, and the second model in the canine. A tension of 100N was applied vertically distributing the load across joint and the cantilever molar 50N, 30N to 20N and the second premolar to first premolar. As for the second model followed the same distribution with the load of 20N in the canine cantilever. In this context, this study sought to compare and evaluate, quantitatively and qualitatively, the strength of cantilever area in implant supported fixed prosthesis by finite element analysis method with the 3D model.

**Key words:** Dental implant, implant-fixed dental prosthesis, Partial prosthesis, Biomechanics, Cantilever. Finite element analysis.

## INTRODUÇÃO

O protocolo original desenvolvido por Branemark restringia o uso de implantes dentais aos pacientes totalmente edêntulos<sup>1</sup>. Entretanto nas últimas duas décadas, tem se mostrado que os implantes dentários têm sido utilizados com sucesso no tratamento de pacientes parcialmente edêntulos<sup>2</sup>. Contudo, em certos casos, fatores como falhas na osseointegração, limitações anatômicas de espaço, má quantidade e/ou qualidade óssea podem gerar situações em que não é possível a utilização de dois ou mais implantes como pilares de próteses.

Os estudos biomecânicos são essenciais para se observar o comportamento das tensões geradas pelas forças mastigatórias no sistema prótese-implante-tecidos de suporte<sup>3</sup>. Tensões resultantes de sobrecarga oclusal podem causar perda óssea marginal e falha do implante, assim como estão relacionadas a falhas mecânicas da estrutura protética<sup>4</sup>.

Uma alternativa viável para testar a resistência dos materiais são testes *in vitro*. Estes têm ampliado as pesquisas, utilizando modelos e ambientes virtuais, a partir do Método de Elementos Finitos, também chamado de MEF. Devido o alto grau de precisão desse método de análise, é possível fazer testes progressivos de resistência e distribuição de tensões em modelos.

## PROPOSIÇÃO

Diante do fato já provado de que as conexões rígidas promovem uma melhor distribuição de cargas nas próteses implanto-suportadas, o objetivo desse estudo é avaliar as questões biomecânicas deste tipo de prótese, em segmento reto, pelo método dos elementos finitos, em um modelo virtual que simula a maxila humana parcialmente edêntula, utilizando dois tipos de modelos de prótese fixa com cantilever posterior e cantilever anterior.

## MATERIAIS E MÉTODOS

A criação de um modelo matemático pelo Método de Elementos Finitos passa inicialmente, pela definição do objeto a ser pesquisado, podendo ser qualquer estrutura dento maxilo facial. O objeto será desenhado graficamente em um programa computacional específico,

onde a morfologia das estruturas representadas podem ser baseadas em tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, crânios secos e/ou dentes extraídos<sup>5</sup>.

O programa Ansys Revisão 5.7 (ANSYS Inc<sup>®</sup>, Pennsylvania; USA) foi utilizado para desenvolver a modelagem tridimensional de dois modelos de segmento posterior de uma maxila. O primeiro modelo foi composto de uma prótese parcial fixa metalo-porcelana com dois implantes como pilares na região de primeiro e segundo pré-molar, com um cantilever distal e o segundo modelo com a mesma localização dos implantes, porém com o cantilever anterior, área do canino. As estruturas a serem analisadas foram criadas através de Keypoints conectados por linhas, que por sua vez, foram interpolados através de splines (união de dois ou mais pontos através de linhas) que determinam as superfícies (áreas) e, a seguir, os volumes que compõem as estruturas a serem analisadas. Nestes volumes as cores serão associadas aos diversos tipos de materiais. A análise do MEF é uma representação aproximada de uma geometria *in vivo*, com características físicas de um modelo real.

O implante que foi modelado é do tipo ITI Straumann<sup>®</sup> RN Tissuelevel SP, 10mm de comprimento e 4,1mm de diâmetro, plataforma de RN de 4,8mm. Adaptado ao implante existe um intermediário protético do tipo pilar sólido (ITI Strauman<sup>®</sup>) com uma altura de 4,0mm.

Foram modelados para o primeiro modelo duas coroas protéticas com as mesmas dimensões do dente natural e para o elemento suspenso uma coroa de metal porcelana com dimensões de pré-molar. Para o segundo modelo seguiu as mesmas características do primeiro modelo com relação aos pilares. Porém o cantilever é o canino. Em ambos modelos, o pântico de união entre os elementos pilares apresentavam conexão rígida. A conexão rígida foi escolhida baseado em estudos<sup>2,6-10</sup> que justificam e orientam a escolha dessa conexão.

Os modelos apresentam algumas simplificações em sua geometria, sem correr riscos de alterar os resultados em relação à forma dos implantes, com ou sem roscas, pelo simples fato de que a avaliação das tensões resultantes não será realizada nos pontos da rosca, mas na sua distribuição da interface osso/implante, componentes protéticos e maxila.

A interface osso/implante foi considerada homogênea, isotrópica e linearmente elástica com 100% de osseointegração, com 1,0mm de espessura da cortical alveolar, simulando a lâmina dura constituída por uma camada contínua em toda a superfície do implante e cuja propriedade elástica é de osso cortical maduro.

A partir da geometria básica criada e a atribuição das propriedades elásticas dos diversos materiais e estruturas associadas, procedeu-se à geração da malha de elementos finitos e às condições de contorno que devem indicar a direção da carga e a estaticidade do modelo, cuja movimentação deve ser igual à zero, para que não haja deslocamento do conjunto, caracterizando assim, uma solução estática.

As modelagens geométrica em 3D das próteses fixas implantossuportada foram realizadas, atribuindo-se aos diversos materiais as suas respectivas propriedades elásticas, utilizando-se valores aproximados encontrados na literatura<sup>11, 13-18</sup>. As propriedades elásticas dos materiais foram adotadas no regime linear, em cuja hipótese, a deformação dos corpos elásticos é proporcional à força aplicada. Além disso, essas propriedades foram consideradas constantes e isotrópicas (iguais em todas as direções). As estruturas foram modeladas como um corpo único, considerando-se as uniões entre os componentes como rígidas, não permitindo qualquer movimentação entre os mesmos, ou seja, ausência de desajuste (*gap*), resultando numa análise estática (cargas constantes ao longo do tempo) e linear (deformações proporcionais às tensões).

Para os modelos 1 e 2 foi aplicada uma carga vertical, considerada nominal de 100N na face oclusal dos dentes, em todo o conjunto protético, distribuída da seguinte forma: 50N no cantilever de molar, 30N no segundo pré-molar, 20N no primeiro pré-molar. No modelo 2 na região do cantilever do canino foi aplicada uma carga vertical de 20N e uma carga horizontal de 10N. Simulando uma função mastigatória com bolo alimentar interposto, para posterior análise de tensões e deformações das estruturas (Figura 1).

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Os resultados quantitativos referentes à carga vertical de 100N estão resumidos na tabela 1, em que é mostrado os valores de deslocamento vertical (UY) e a tensão máxima SEQV (Tensão de equivalente de Von Mises) para os dois modelos.

**TABELA 1**  
**Análise quantitativa dos modelos carga vertical (100N)**

MATERIAL	DESLOCAMENTO VERTICAL UY (µm)	TENSÃO MÁXIMA SEQV (MPa)
<b>MODELO 1</b>		
MOLAR (cantilever)	34,3	391,5
METAL	30,5	393,0
PORCELANA	34,3	396,0
IMPLANTE	5,2	38,0
CORTICAL	5,0	10,5
<b>MODELO 2</b>		
CANINO (cantilever)	21,0	228,5
METAL	21,0	235,0
PORCELANA	21,0	235,0
IMPLANTE	3,5	17,0
CORTICAL	3,5	22,0

**Fonte:** Elaborado pelo autor

A tabela 2 apresenta resultados resumidos de carga horizontal de 10N, mostrando os valores do deslocamento horizontal (UZ) e as tensões máximas SEQV para o modelo 2.

**TABELA 2**  
**Análise quantitativa (modelo 2) - carga horizontal**

MATERIAL	DESLOCAMENTO HORIZONTAL UZ (µm)	TENSÃO MÁXIMA SEQV (MPa)
CANINO (cantilever)	32,0	249,0
METAL	30,5	204,0
PORCELANA	32,0	179,0
IMPLANTE	2,8	18,4
CORTICAL	3,8	7,0

**Fonte:** Elaborado pelo autor

Na análise da biomecânica de modelo de elementos finitos, pode-se observar que as estruturas se deslocam de acordo com a direção de carregamento. No modelo 1, o maior deslocamento vertical, UY, foi observado na prótese, referente ao elemento suspenso na área de molar. A figura 17 ilustra, para o Modelo 1 a variação do deslocamento x conforme o gradiente de cores.

Para o modelo 2, o pêntico localizado na mesial, área do canino, houve um deslocamento (DMX) de 21,0  $\mu\text{m}$  e um deslocamento máximo na faixa de 0,018 a 0,020  $\mu\text{m}$  de acordo com o gradiente de cores, ambos os modelos no sentido ocluso gengival (UY) onde podemos notar uma flexão de toda a prótese no mesmo sentido da aplicação da carga. Principalmente dos elementos mais posteriores, onde os pênticos se deslocaram mais que outros elementos (Figura 3). Em ambos os modelos ocluso gengival (UY) principalmente, dos elementos mais posteriores onde o pêntico se deslocaram mais que os outros elementos.

Nota-se uma flexão de toda a prótese méso distal (UY) no modelo 1, principalmente na área mais posterior. A área equivalente do molar deslocou-se mais verticalmente, pois a carga recebida é maior e o fulcro ocorre mais em uma região, dependendo da direção e localização do carregamento, onde a faixa colorida representa região mais próxima do zero, sendo consideradas região de fulcro (Figura 4).

Pode-se observar um valor de deslocamento do canino no sentido palatino vestibular (UZ) de 31,9  $\mu\text{m}$  e uma tensão semelhante no mesmo sentido. Nota-se também um valor de deslocamento do ápice do implante próximo ao canino de valor desprezível, segundo o gradiente de cores. Na figura 5 é possível verificar um pequeno deslocamento do canino, observando a posição inicial (linha preta) em que eles se encontravam e a posição final (linha vermelha) de maior deslocamento. As forças horizontais causam um movimento de inclinação ao redor do eixo rotacional de um elemento (fulcro) resultando em duas áreas de tensão (compressão e tração) diametralmente opostas (Figuras 5 e 6).

Em uma análise quantitativa segundo o gradiente de cores, no modelo 1, a tensão máxima SEQV de Von Mises foi de 391,5 MPa localizada na região da interseção entre a coroa do segundo pré-molar e o pêntico na região do molar, podemos observar que existe uma distribuição de tensão semelhante em todo o conjunto da estrutura metálica e pênticos unidos de forma rígida segundo o gradiente de cores das figuras 7 e 8.

Na análise das tensões equivalentes de Von Mises geradas na porcelana após remoção das demais estruturas protéticas (Figura 9) foi de 396 MPa localizada na distal do pilar do implante. Após analisada da distribuição de tensões em todo o conjunto protético, pode-se observar que a concentração de valores nas interseções entre o pântico e o pilar no último implante.

Na montagem do modelo 1 quando se remove as estruturas metálicas e cervicais que compõem a estrutura P.F.I.S (Figura 10) podemos verificar que a tensão máxima (SMX) ocorre na face distal da região da plataforma do implante próximo a cortical óssea, com valores de 380 MPa no local da aplicação da maior carga. Esse resultado vai de acordo com estudos que justificam e orientam a conexão rígida<sup>6-7,9</sup>. Podendo ser inferiores ou superiores as tensões geradas nos pilares terminais, de acordo com o gradiente de cores.

Para o modelo 2, ao aplicar a carga vertical, a tensão máxima SEQV foi de 28,5 MPa, localizada na região de inserção entre o primeiro pré-molar e o pântico na região do canino. Podemos observar que existe uma distribuição mais uniforme das tensões nas estruturas metálicas. A porcelana apresenta valores significativamente mais baixos que o modelo 1, pela carga menor localizada mais para anterior.

Também como visto na figura 11, as tensões máximas para o Modelo 1 nos implantes localizam-se, próximo da união com o pântico, mesmo tendo carga nominal menor. Situa-se numa posição de balanço, em que as maiores tensões vão se localizar, tanto na estrutura quanto no implante, próximo à sua plataforma protética.

Ainda em relação ao modelo 2, ao aplicar a carga horizontal no canino, a tensão máxima, SEQV, foi de 208,8 MPa (Figura 12), bem como a infraestrutura de 235,2 MPa (Figura 13).

Os valores mínimos de tensão na região mais próxima ao conjunto protético. Apresenta-se ainda um valor de tensão maior na porcelana na região distal do canino na interseção com o primeiro pré-molar de 248,7 MPa (Figura 14).

Foi analisado, o coeficiente de segurança do material em relação à tensão de escoamento (SE), que pode ser visto nas tabelas 6,7 e 8, onde K representa o coeficiente de segurança, quando  $K > 1$ , O material suporta a carga aplicada e, quando  $K < 1$  o material não suporta a carga aplicada. A última coluna representa a carga máxima suportada pelo material. Observando as tabelas notamos que o material (porcelana) não suporta a carga aplicada de 100N. Porém para o metal da infraestrutura e o implante, a carga admissível é favorável.

Avaliando a intensidade da força fisiológica bi e unilateral, foi encontrado um resultado de 430 N<sup>19</sup>. Dessa forma, a análise da tabelas 3 indica que as tensões na região da ligação metal/porcelana para os pânticos situam-se acima da tensão de escoamento daquele material. Portanto o conjunto analisado utilizando-se cantilever mostra-se inviável para o carregamento aplicado.

**TABELA 3**  
**Valores referentes à carga vertical nos modelos.**

<b>MATERIAIS</b>	<b>SEQV (MPa) Carga de 100N</b>	<b>TENSÃO DE ESCOAMENTO (SE) MPa (LANZA, 2008)</b>	<b>SE/SEQV=K</b>	<b>Carga Admissível K x 100N (N)</b>
<b>MODELO 1</b>				
PORCELANA	229,0	140	0,61	61,0
METAL	235,0	427	1,82	182,0
IMPLANTE	17,0	275	16,20	1620,0
<b>MODELO 2</b>				
PORCELANA	229,0	140	0,61	61,0
METAL	235,0	427	1,82	182,0
IMPLANTE	17,0	275	16,20	1620,0

**Fonte:** Elaborado pelo autor

## CONCLUSÕES

Em vista dos resultados apresentados, pode-se concluir que o material (porcelana) não suporta a carga vertical aplicada de 100N. A carga admissível ficou abaixo da carga aplicada para a estrutura de porcelana no Modelo 1 e no Modelo 2.

Para o Modelo 2, a carga horizontal de 10N ficou abaixo da carga admissível.

Em vistas dos resultados apresentados, pode-se concluir que o maior deslocamento vertical foi observado na parte da prótese referente ao elemento suspenso na área do molar, ou seja, as estruturas se deslocaram de acordo com a direção de carregamento.

Com relação ao modelo com cantilever anterior pode-se observar que houve uma flexão de toda prótese no mesmo sentido da aplicação da carga.

## REFERÊNCIAS

- 1- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10:387-16.
- 2- Naert IE, et al. Freestanding and tooth implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: Anup to 15Dyears clinical evaluation. *Clin Oral Implant Res* 2001;12:237-44.
- 3- Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implant Res* 2006;17(Suppl 2):8-18.
- 4- Silva GCC, Fraga MT, Mendonça JAG. Adaptação passiva de próteses implantosuportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. *Implant News* 2008;5(4);393-97.
- 5- Lotti RS, et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finites. *Rev Dental Press de Ortod e Ortop Fac*, 2006;11(2):35-3.
- 6- Lang N, et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. II: Combined tooth implant supported FDPs. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:643-53.
- 7- Akca K, et al. Evaluation of the mechanical characteristics of a reduced-diameter morse-taper implant: a non-linear finite element stress analysis. *Clin Oral Impl Res* 2002;14:444-55.
- 8- Nickening HJ, et al. Survival and complication rates of combined tooth implant supported fixed partial dentures. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:506-11.
- 9- LINDH T. Should we extract teeth to avoid tooth implant combinations? *J Oral Rehab: Londres*; 2008;35:44-4.
- 10- Lin CL, et al. Biomechanical interactions in , fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis, *Clin Oral Impl Res*. 2008;19:107-17.
- 11- Van Rossen IP, et al. Stressabsorbing elements in dental implants. *J Prost Dent* 1990;64:198-05.
- 12- Carter DR, Hayes WC. Compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg (AM)* 1977;59:954-62.
- 13- Moffa JP, et al. An evaluation of nonprecious alloy for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *J Prost Dent* 1973;30:424-31.
- 14- Lewinstein I, et al. Finite element analysis of a new system (JL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral & Maxil Implant* 1995;10:355-66.
- 15- Suansuwan S, Swain M. New approach for evaluating metal-porcelain interface bonding. *Int J Prosthodont* 1999;12:547-52.
- 16- Weinstein AM, et al. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J Biomed Mater Res* 1980;14:23-9.
- 17- Middleton J, et al. The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:155-62.
- 18- Galloza A, et al. Biomechanics of implants and dental materials. Applications of engineering in medicine. GED-University of Puerto Rico, Mayagüez, May, 2004. Disponível em: <<http://academic.uprm.edu/~mgoyal/materialsmay2004/a04dental.pdf>>
- 19- Van Der Bilt A, et al. Bite force and eletromyograpy during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci* 2008;116:217-22.

FIGURA 1

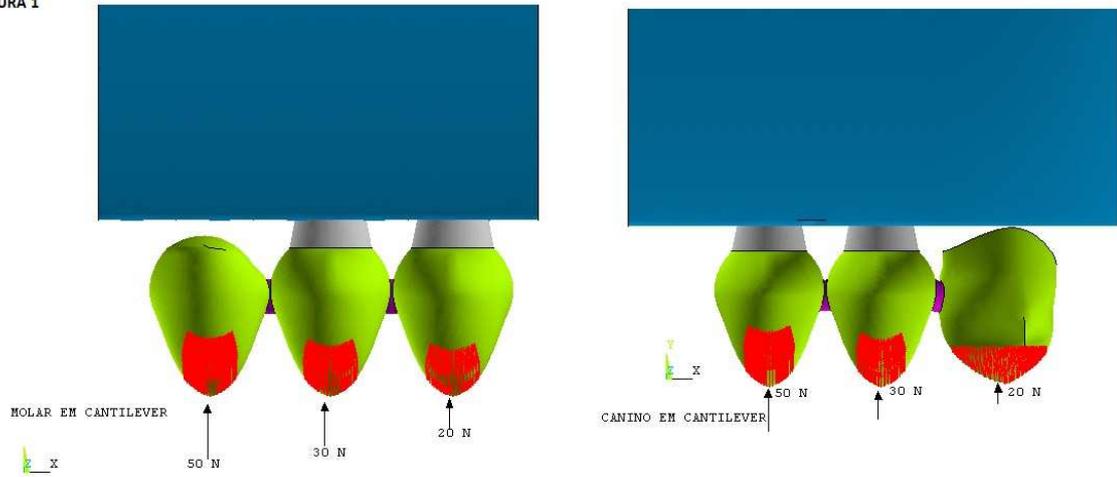


Figura 2

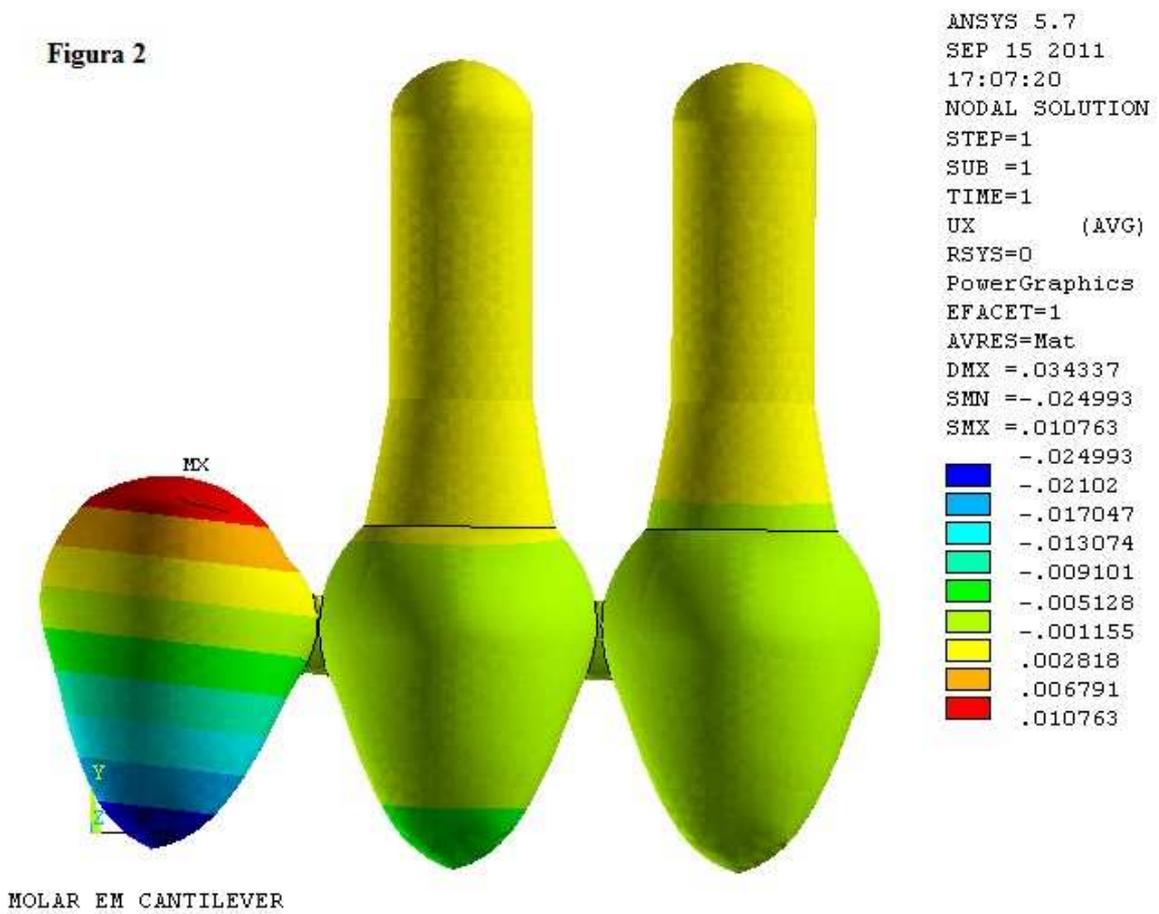
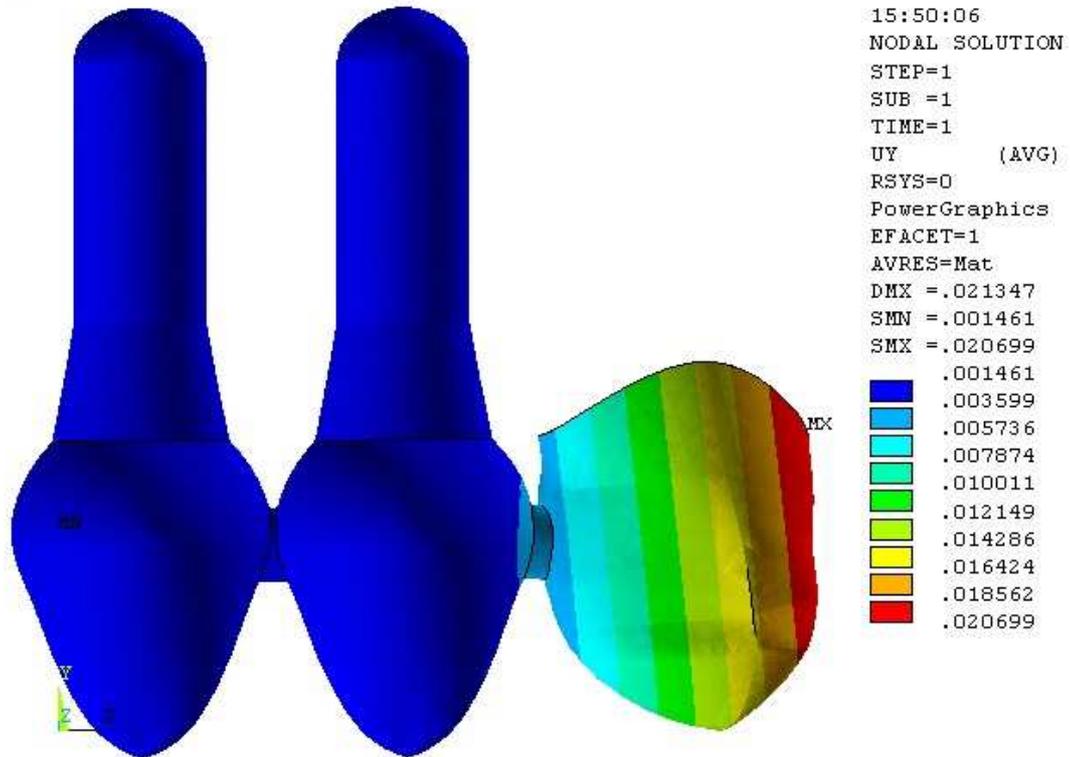


Figura 3



CANINO EM CANTILEVER

Figura 4

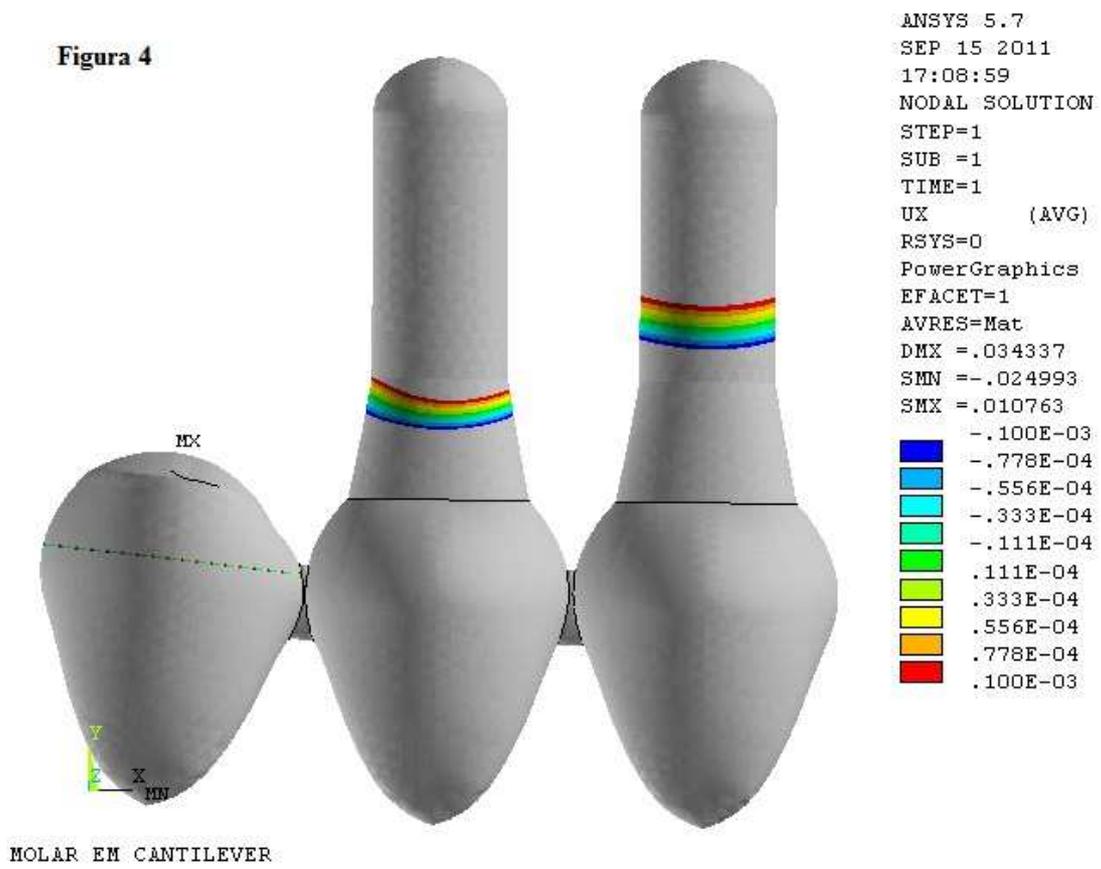
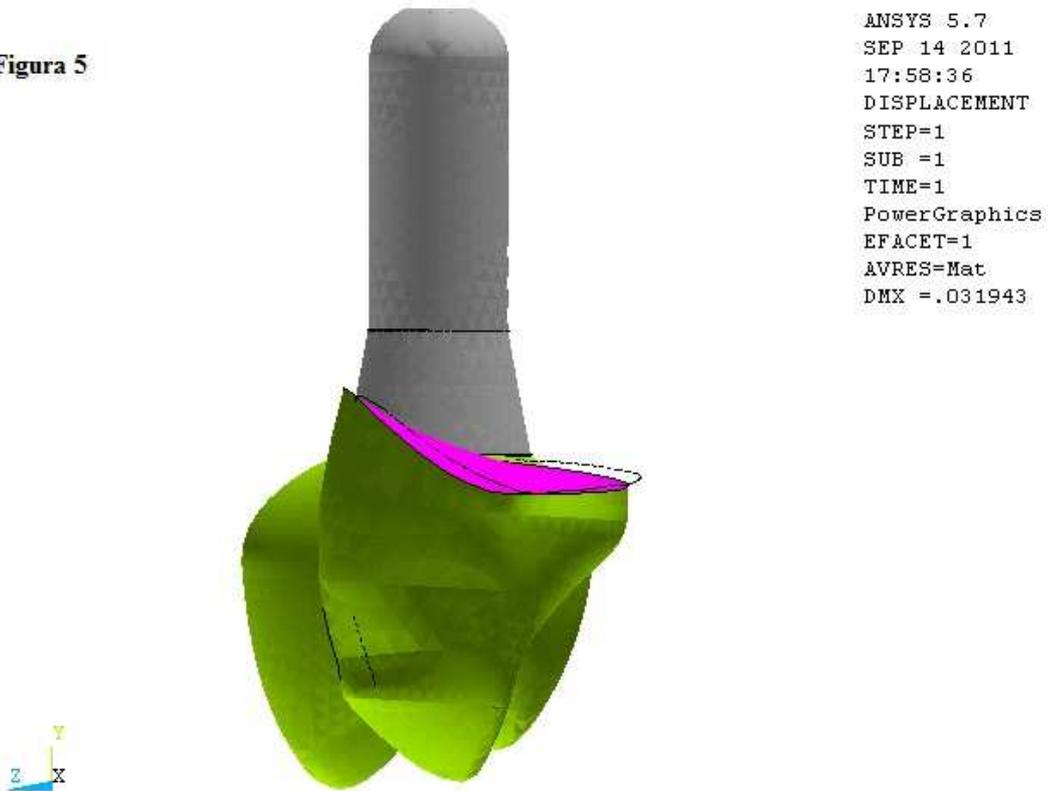
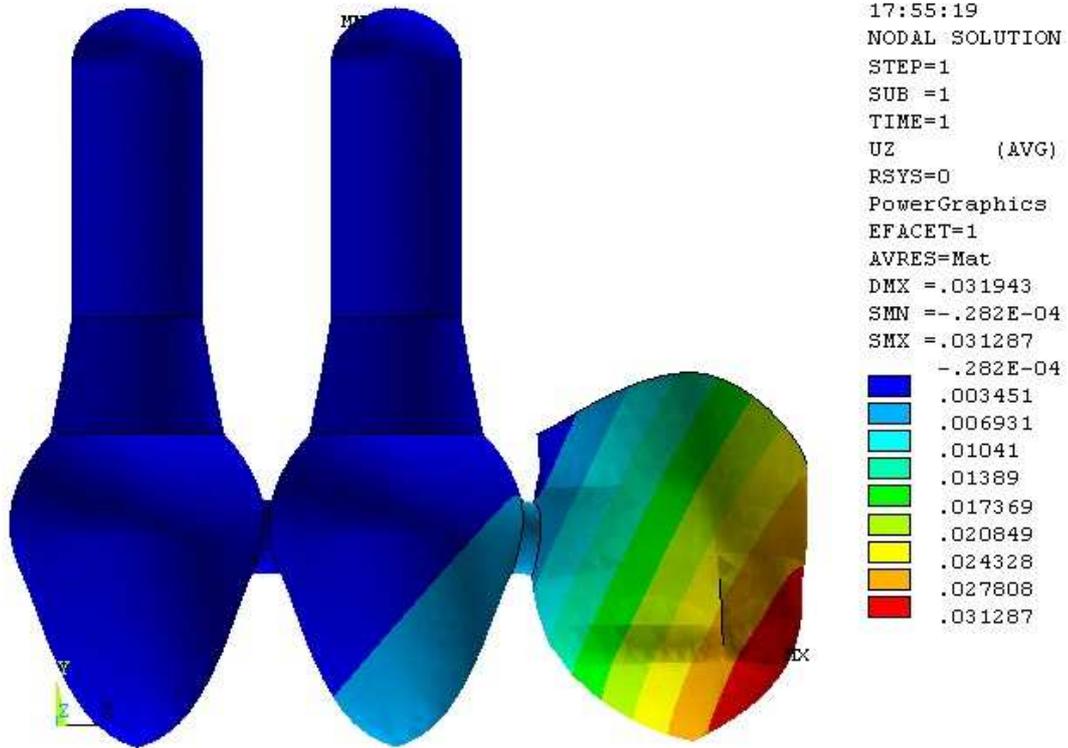


Figura 5



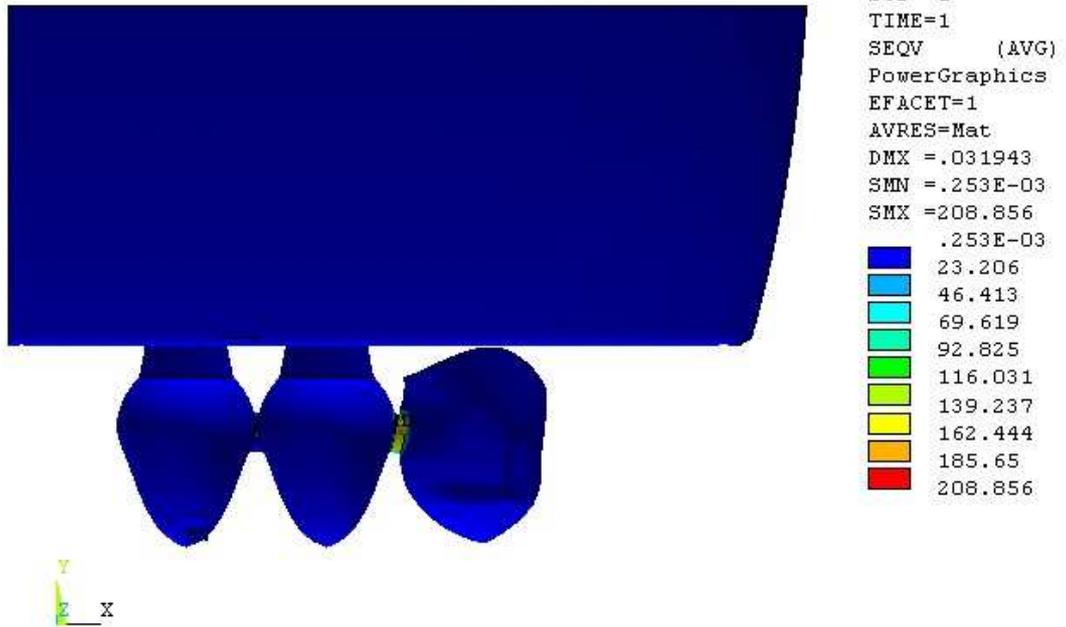
CANINO EM CANTILEVER

Figura 6



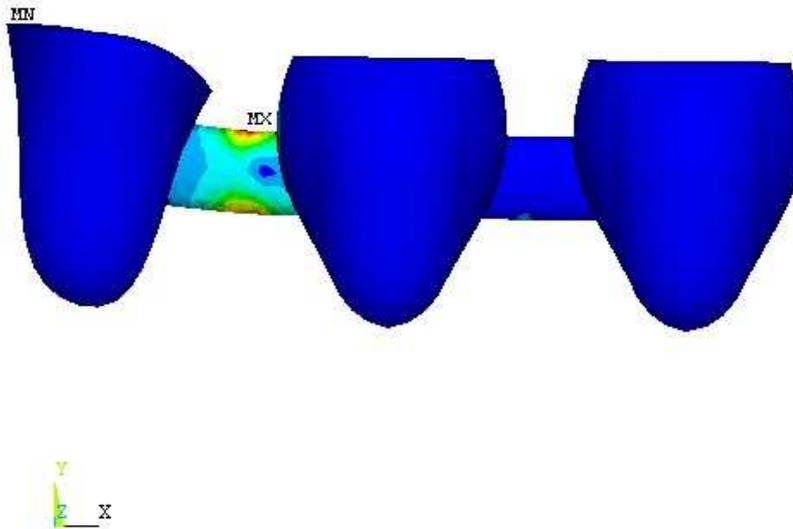
CANINO EM CANTILEVER

Figura 7



CANINO EM CANTILEVER

Figura 8



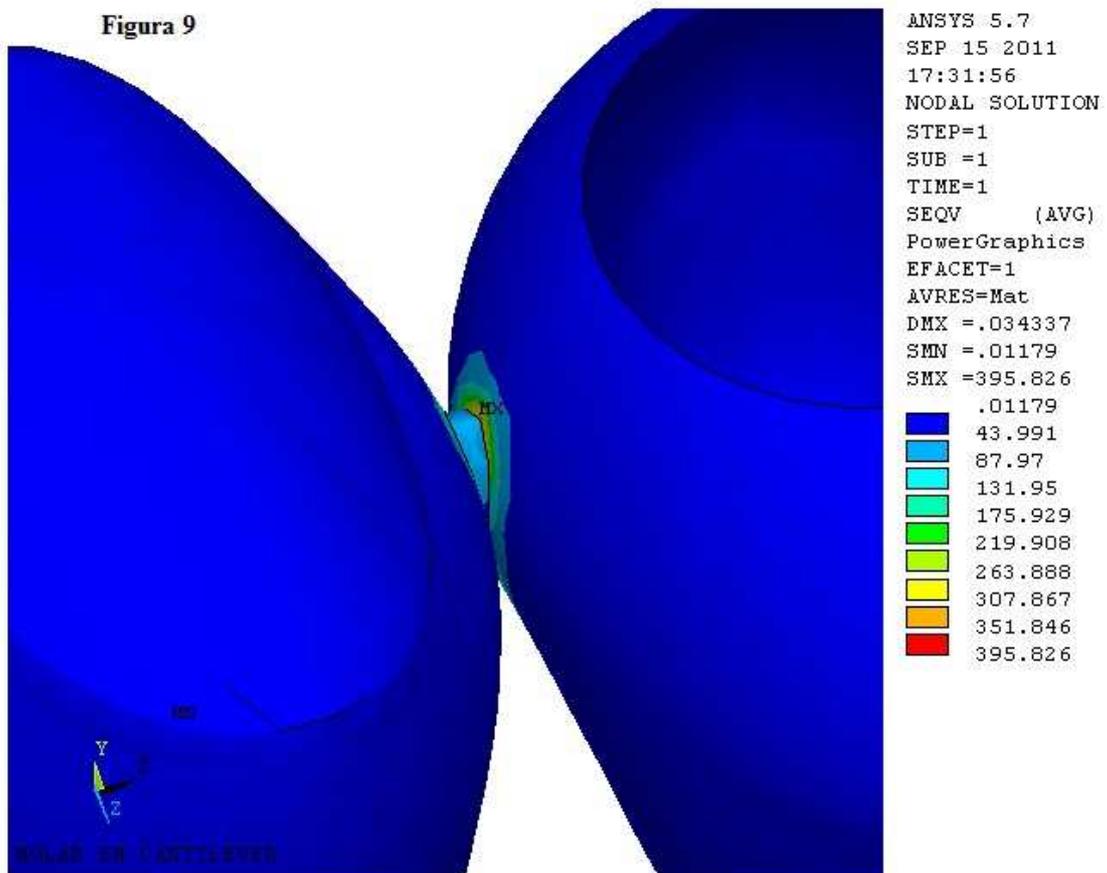
```

ANSYS 5.7
SEP 15 2011
17:26:19
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV      (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.030563
SMN =.037133
SMX =393.304
.037133
43.734
87.43
131.126
174.823
218.519
262.215
305.912
349.608
393.304

```

MOLAR EM CANTILEVER

Figura 9



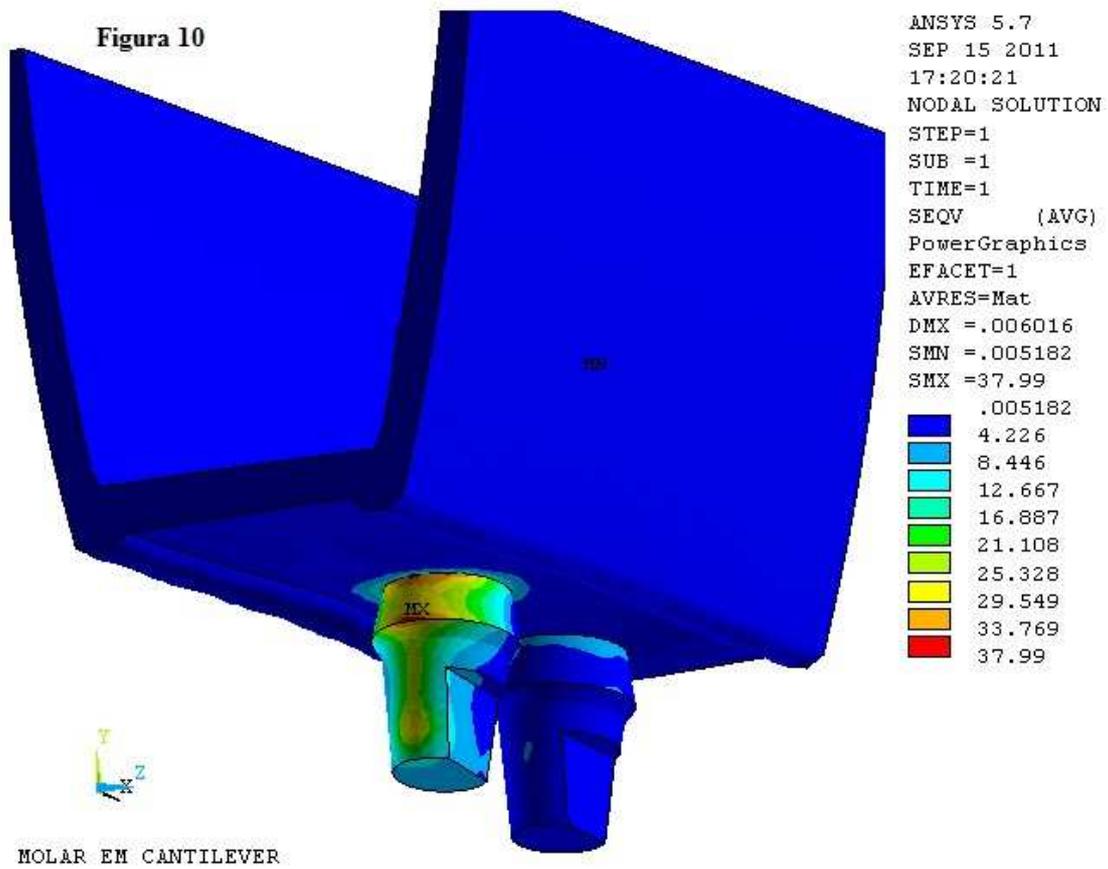
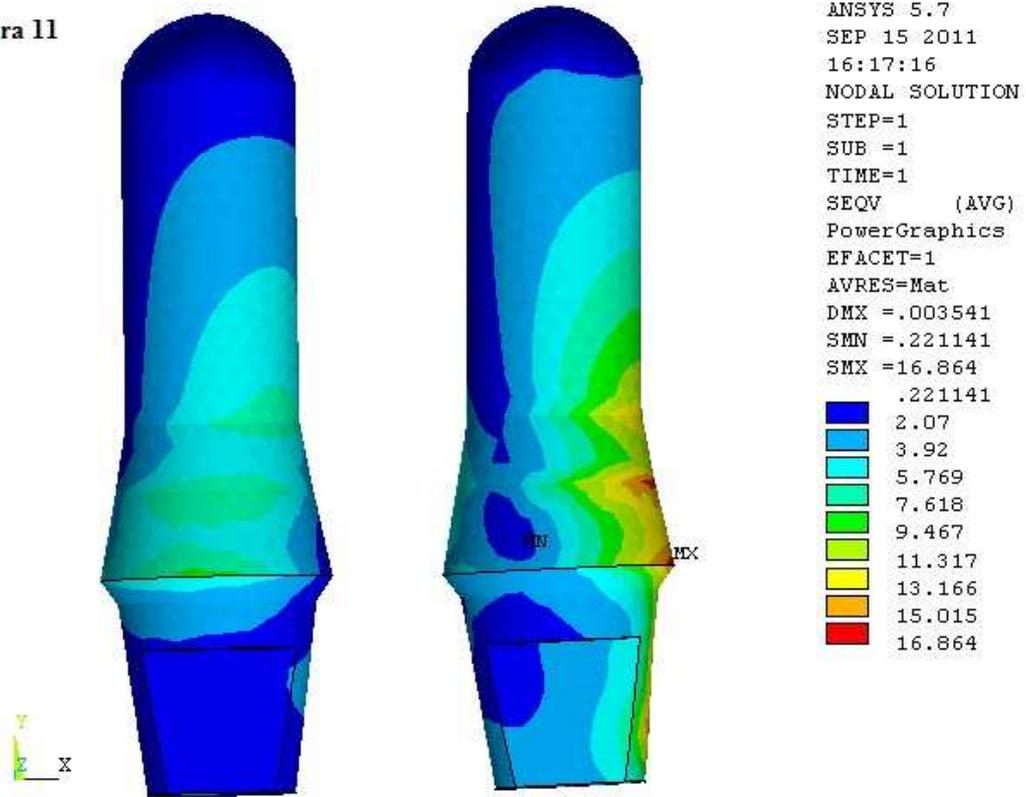
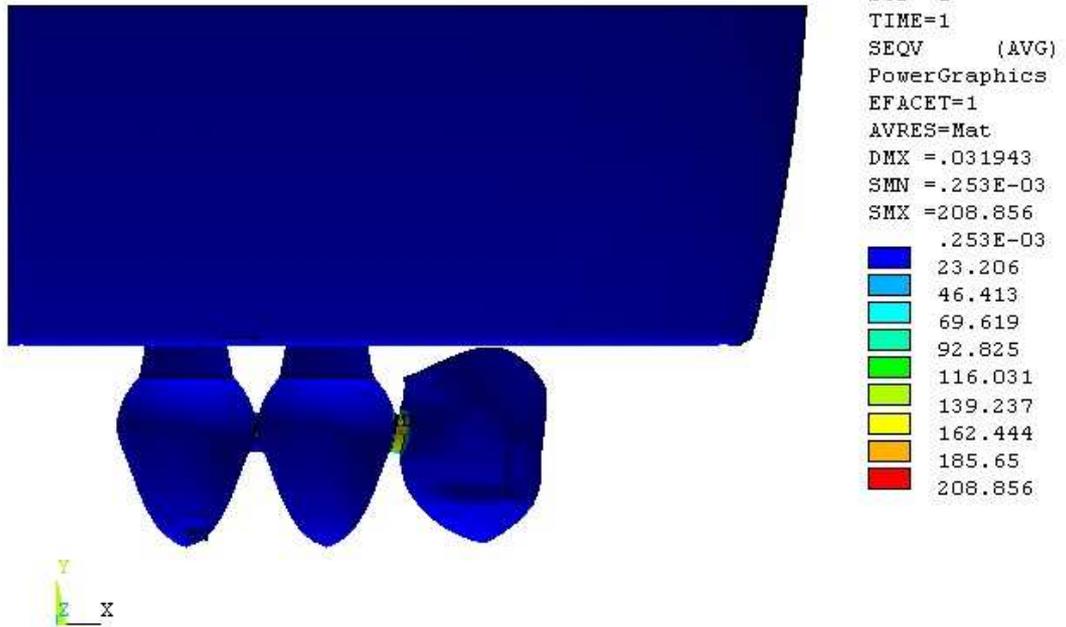


Figura 11



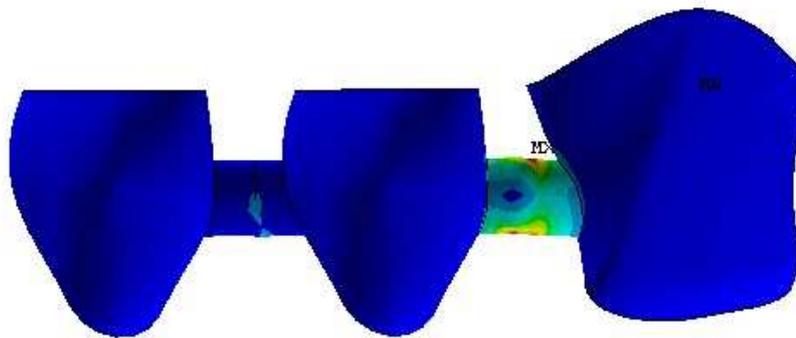
CANINO EM CANTILEVER

Figura 12



CANINO EM CANTILEVER

Figura 13

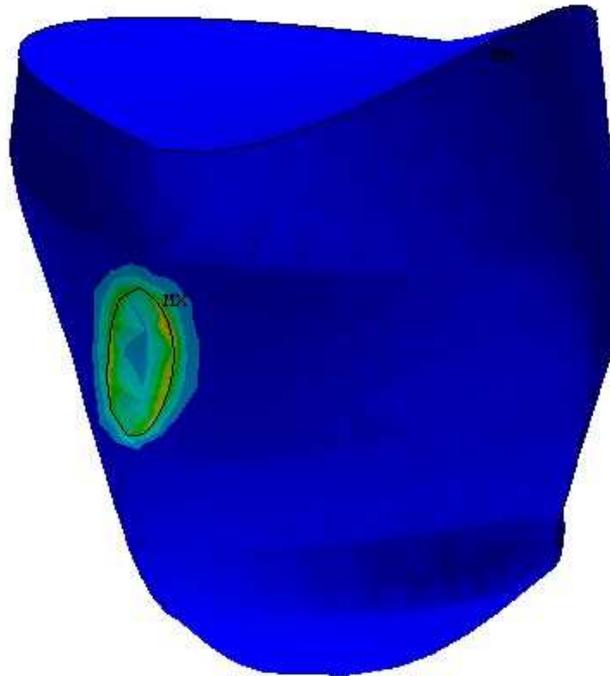


```
ANSYS 5.7  
SEP 15 2011  
16:23:24  
NODAL SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
PowerGraphics  
EFACET=1  
AVRES=Mat  
DMX =.020997  
SMN =.003804  
SMX =235.009  
.003804  
26.115  
52.227  
78.339  
104.451  
130.562  
156.674  
182.786  
208.897  
235.009
```



CANINO EM CANTILEVER

Figura 14



```

ANSYS 5.7
SEP 14 2011
17:42:20
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV      (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.031943
SMN =.005472
SMX =248.756
.005472
27.644
55.283
82.922
110.561
138.2
165.839
193.478
221.117
248.756

```

CANINO EM CANTILEVER

## REFERÊNCIAS

ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **International Journal of Oral Surgery**, v.10, n.6, p. 387-416, 1981.

ADELL, R. et al. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaw. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.5, n.4, p. 347-359, 1992.

AKÇA, K. et al. Evaluation of the mechanical characteristics of a reduced-diameter morse-taper implant: a non-linear finite element stress analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v.14, p. 444-455, 2002.

AKÇA, K.; UYSAL, S.; ÇEHRELI, M.C. ImplantDtooth supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marinal bone reactions. **Clinical Oral Implants Research**, v.17, n.3, p.331-336, Jun. 2006.

ALBREKTSSON, T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.60, n.1, p. 75-84, 1988.

ALBREKTSSON, T., SENNERBY, L. Direct bone anchorage of oral implants, clinical and experimental considerations on the concept of osseointegration. **The International Journal of Prosthodontics**, v.3, n.1, p. 30-41, 1990.

ANUSAVAICE, K.J. **Materiais dentários**. 3ª ed, São Paulo: Guanabara-Koogan, 1998.

BAHAT, T. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxilla. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.8, n.2, p. 151-161, 1993.

BARBIER, I. et al. Finite element Analysis of Non-axial Loading versus Axial loading of Oral Implants in Mandible of dog. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.25, p. 847-858, 1998.

BENZING, U.R., GALL, H., WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implantprosthetic concepts for edentulous maxillae. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.10, n.2, p.188-198, 1995.

BRANEMARK, P.I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from 10-year period. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery**. Suppl. 16, p. 1-132, 1977.

BRANEMARK P-I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. **Tissue integrated protheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, p. 11-76, 1985.

BUSER, D.; BELSER, U.C.; LANG, N.P. The original one-stage dental implant system and its clinical application. **Periodontology 2000**, v.17, n.2, p. 106-118, 1998.

BUSER, D. et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. I. An 8-years life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. **Clinical Oral Implants Research**, v.8, p.161-172, 1997.

CARTER, D.R.; HAYES, W.C. Compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **The Journal of Bone & Joint Surgery (AM)**, v.59, n.2, p. 954-962, 1977.

DESJARDINS, R.P. Prosthesis design for osseointegrated implants in the edentulous maxilla. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.7, n.3, p. 311-320, 1992.

ERASLAN, O. et al. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures - A finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.32, n.4, p. 273-278, 2005.

GALLOZA, A. et al. **Biomechanics of implants and dental materials: applications of Engeneering Mechanics in Medicine**. Mayaguez: University of Puerto Rico, May 2004.

GENG, J.P. et al. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.85, n.6, p. 585-598, 2001.

GRAITON, D.G.; AQUILINO, S.A.; STANFORD, C.M. Micromotion and dynamic fatigue properties of dental implant- abutment interface. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.85, n.1, p. 47-52, 2001.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clinical Oral Implants Research**, v.17, (Suppl 2), p. 8-18, Oct., 2006.

LANG, N. et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. II: Combined tooth-implant supported FDPs. **Clinical Oral Implants Research**, v.15, n.6, p.643-653, 2004.

LANZA, M.D. **Análise tridimensional das tensões formadas em implantes inclinados à parede anterior do seio maxilar, pelo método dos elementos finitos (MEF), em prótese fixa implanto-suportada.** 2003. Dissertação (Mestrado em Implantodontia) - Universidade Sagrado Coração, Bauru.

LARA, L.G.L. **Análise de tensões em prótese fixa dento implanto suportada com implante como pilar intermediário pelo método de elementos finitos.** 2010. Dissertação (Mestrado). Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Belo Horizonte.

LEWINSTEIN, I. et al. Finite element analysis of a new system (JL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.10, p. 355-366, 1995.

LIN, C.L.; WANG, J.C. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.18, n.3, p. 331-340, May./Jun. 2003.

LIN, C.L. et al. Biomechanical interactions in tooth-implant supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v.19, p.107-117, 2008.

LINDH, T. et al. A meta-analysis of implants in partial edentulism. **Clinical Oral Implants Research**, v.9, p. 80-90, 1998.

LINDH, T. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? **Journal of Oral Rehabilitation**, v.35, (Suppl. 1), p. 44-54, jan. 2008.

LOTTI, R.S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finites. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.11, n.2, p. 35-43, Mar/Apr. 2006.

MIDDLETON, J. et al. The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.109, p. 155-162, 1996.

MOFFA, J.P. et al. An evaluation of nonprecious alloy for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.30, n.4, p. 424-431, Oct. 1973.

NAERT, I.E. et al. Freestanding and toothImplant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: Anup to 15Dyears clinical evaluation. **Clinical Oral Implants Research**, v.12, p.237-244, 2001.

NAERT, I. et al. Biologic outcome of implantsupported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 1: A longitudinal clinical evaluation. **Clinical Oral Implants Research**, v.13, n.3, p. 381-389, Aug. 2002.

NICKENING, H.J. et al. Survival and complication rates of combined toothImplantDsupported fixed and removable partial dentures. **The International Journal of Prosthodontics**, v.21, p.131-137, 2008.

NICKENING, H.J. et al. Survival and complication rates of combined toothImplantDsupported fixed partial dentures. **Clinical Oral Implants Research**, v.17, p.506-511, 2006.

RAMEED. S.A. et al. Biomechanics of Cantilever fixaed partial Dentures in Shortened Dental Arch Therapy. **Journal of Prosthodontics**, v.13, n.2, p. 90-100, Jan. 2004.

RANGERT, B. et al. Bending Overload and implant fracture, a restropestive clinical analysis, **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.10, n.3, p.326-334, 1995.

RANGERT, B.O; JEMT, T.; LARS, J. Forces and moment on Brånemark implants. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.4, p. 241-247, 1989.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.49, n.6, p. 843-848, 1983.

SILVA, G.C.C.; FRAGA, M.T.; MENDONÇA, J.A.G. Adaptação passiva de próteses implantosuportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. **Implant News**, v.5, n.4, p. 393-397, 2008.

SUANSUWAN, S.; SWAIN, M. New approach for evaluating metal-porcelain interface bonding. **The International Journal of Prosthodontics**, v.12, n.6, p. 547-552, 1999.

TAKAYAMA, H. Considerações biomédicas para os implantes osseointegrados. In: HOBO, S.; ICHIDA, E.; GARCIA, L.T. **Osseointegração e Reabilitação Oclusal**. São Paulo: Santos, 462p., 1997.

VAN DER BILT, A. et al. Bite force and eletromyograpy during maximum unilateral and bilateral clenching. **European Journal of Oral Sciences**, v. 116, n.3, p. 217-222, 2008.

VAN ROSSEN, I.P. et al. Stressabsorbing elements in dental implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, n.64, n.2, p. 198-205, 1990.

VAN ZYL, P.P. et al. Three dimensional finite element model of a humam mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.10, p. 51-57, 1995.

VASLUIS, A.; KORJOT, T.; WP, C. Numerical analysi and of a dental implant system preloaded with washer. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.14, n.3, p. 337-334, 1999.

VIEIRA, A.C.B. **Modelagem Tridimensional parametrizada do primeiro Pré Molar superior pelo método dos elementos finitos**. 101fls, 2002. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais.

WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analysis: Advances and challenges in dental applications. **Journal of Dentistry**, v.36, n.7, p. 463-471, 2008.

WEINSTEIN, A.M. et al. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.14, p. 23-29, 1980.

WENG, D. et al. A Prospective multicenter clinical trial of 3i Machined-Surface implants: Results after 6 years of follow-up. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.18, p. 417-423, 2003.

WISKOTT, H.W.A; NICHOLS, J; BELSER, U.C. Fatigue Resistance of Soldered Joints: A Methodological Study. **Dental Materials**, v.10, p. 215-220, May 1994.