

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO

LUIZ OSCAR HONORATO MARIANO

**EFEITO DA REABSORÇÃO ÓSSEA NA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM  
OVERDENTURE IMPLANTO-MUCO-  
SUPPORTADA: ANÁLISE POR  
ELEMENTO FINITO TRIDIMENSIONAL**

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Rosemary S. A. Shinkai

Orientadora

Porto Alegre  
2008

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**LUIZ OSCAR HONORATO MARIANO**

**EFEITO DA REABSORÇÃO ÓSSEA NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM  
OVERDENTURE IMPLANTO- MUCO-SUPOORTADA: ANÁLISE POR  
ELEMENTO FINITO TRIDIMENSIONAL**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dra. Rosemary S. A. Shinkai

Porto Alegre

2008

#### DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

M333e Mariano, Luiz Oscar Honorato

Efeito da reabsorção óssea na distribuição de tensões em *overdenture* implanto-muco-suportada: análise por elemento finito tridimensional / Luiz Oscar Honorato Mariano / orient. Rosemary Sadami Arai Shinkai. Porto Alegre: PUCRS, 2008.  
90f.: il. tab.

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Prótese Dentária.

1. IMPLANTES DENTÁRIOS. 2. REABSORÇÃO ÓSSEA. 3. PRÓTESE DENTÁRIA FIXADA POR IMPLANTE. 4. BIOMECÂNICA. 5. ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO. 6. PRÓTESE TOTAL. 7. REVESTIMENTO DE DENTADURA. 8. IMAGEM TRIDIMENSIONAL. 9. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ESPIRAL. 10. SUPORTE DE CARGA. 11. ESTUDOS DESCRITIVOS. 12. ESTUDO COMPARATIVO. I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai. II. Título.

C.D.D. 620.1124

C.D.U. 616.31-089.84:616-001.52(043.3)

N.L.M. WU 640

## *Dedicatória*

*A minha família:*

*Dedico esta obra aos meus vitoriosos e amáveis pais (Luiz Gonzaga e Maria das Graças), pessoas que venceram na vida por acreditarem no valor do amor, da honestidade, da perseverança e no respeito ao próximo, mesmo nos momentos mais árduos da vida. Seus ensinamentos me fazem acreditar que é possível e é belo vencer através de muito estudo e trabalho honesto! Aos meus irmãos (Bruno e Mariana), pela amizade e carinho que nos une. Amo vocês!*

## AGRADECIMENTOS

A **Deus**, pela vida e pelo prazer em viver.

Ao meu grande “pai”, mestre e amigo **Prof. Émerson Luís Duarte**, que sempre me tratou como um verdadeiro “filho”, ensinando-me não apenas Odontologia, mas também aconselhando-me sobre decisões cruciais da vida. Sou eternamente agradecido pela oportunidade concedida para trabalharmos juntos na disciplina de Prótese Removível da Universidade do Sul de Santa Catarina e por me adotar como seu discípulo. Meus agradecimentos a esta maravilhosa pessoa ultrapassam estas páginas e se perpetuarão para o resto de minha vida. Obrigado Mestre!

Aos meus tios **Domingos e Isabel**, e primos **João Augusto, Vanessa e Andressa** por me acolherem com carinho e amor em seu adorável lar durante os dois anos da realização do Mestrado. A alegria no recebimento e o desejo de boa sorte em cada partida foram estimulantes para vencer os milhares de quilômetros que foram necessários serem percorridos para a obtenção do grau de Mestre.

À minha orientadora **Profª Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai**, pela paciência comigo na realização deste trabalho e por ter me oportunizado um crescimento científico e profissional fundamentais para a construção de minha carreira docente.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na pessoa do diretor **Marcos Túlio Mazzini Carvalho**, pela oportunidade oferecida, da qual muito me orgulho.

Aos professores do curso de Mestrado em Prótese Dentária, **Dr. Eduardo Rolim Teixeira e Márcio Lima Grossi**, pela deferência, atenção e desprendimento em prol do curso.

Aos incentivadores **Profº Dr. Marcelo Tomás de Oliveira e Profº Dr. Guilherme Carpena Lopes**, por despertarem em mim o espírito da pesquisa científica nos meus primeiros anos como aluno de graduação. É um orgulho para mim, ter o **Profº Dr. Marcelo**, pela segunda vez como membro de banca examinadora.

Ao professor **Dr. Rogério Brasiliense Elsemann**, pela importante análise deste trabalho e participação na banca examinadora.

Aos amigos e professores colegas da disciplina de Prótese Removível da Unisul, **César Augusto Hübbe e Eliege Ramos** pelo carinho e conselhos fornecidos válidos tanto para a vida pessoal quanto profissional.

Aos amigos e professores de Prótese Dentária da Unisul, **Profº Luis Gustavo Daltoé Garbelotto, Profº Roberto Ramos Garanhani, Profº Ronaldo Carvalho de**

**Cabral Filho, Profº Márcio Bittencourt e Profº Evandro Oenning**, por me receberem como colega e amigo na Universidade do Sul de Santa Catarina.

Aos meus **colegas** do curso de Mestrado em Prótese Dentária, pelo círculo de amizade e espírito de equipe nestes dois anos de curso. Muito obrigado por tudo e boa sorte em seus caminhos.

Ao meu grande colega de Mestrado **Diego Fernandes Trichês**, pela grande amizade construída durante o curso, pelo exemplo de bom senso que constitui e por ser um exemplo de pessoa com garra, dedicação e seriedade. Tenho certeza de que algo ainda mais fantástico está reservado em sua vida.

Ao colega de Mestrado **Josué Ricardo Broilo**, conhecido como “**Broilo**” pelos momentos de descontração em sala de aula e na clínica, e pelo enorme auxílio na realização desta dissertação.

À **Universidade do Sul de Santa Catarina**, na pessoa do Professor **Dr. Naudy Brodbeck May**, Coordenador da Faculdade de Odontologia, por me acolher como aluno e agora professor nessa casa, oportunizando meu crescimento profissional e pessoal.

Aos **alunos** do Curso de Graduação em Odontologia da Unisul, que mesmo sem saberem, através de suas dúvidas, fazem com que eu aprenda cada vez mais. Desejo-lhes sorte na vida profissional e pessoal.

Às funcionárias da Clínica Odontológica da Universidade do Sul de Santa Catarina, **Zelândia, Dete, Dag, Renata e Jeniffer** pela alegria com que sempre me auxiliaram e receberam nesta universidade em cada turno de trabalho. O acolhimento de vocês me faz acreditar o quão boas as pessoas são.

Aos engenheiros **Leandro Corso** e **Profº Dr. Rogério José Markzak** da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, e ao técnico em Engenharia Mecatrônica **Maico Thiessen Souza** pelo auxílio singular na realização da parte experimental desta pesquisa.

Aos funcionários da Secretaria de Pós-Graduação em Odontologia da PUCRS, **Carlos Minossi, Devenir Meger Bruschi, Marcos Caetano Correa e Ana Lúcia Prestes** pelas inúmeras ajudas prestadas.

Às funcionárias de minha clínica, **Silvia e Marieli**, pela amizade e pelo suporte que me foi dado durante minhas ausências necessárias para a conclusão desta jornada.

Qualquer obra, por menor que seja, é o resultado do esforço de dezenas ou centenas de pessoas. Enumerá-las aqui seria impossível. Meus agradecimentos a todos.

*“Se as condições forem favoráveis, eu vencerei; se as condições forem desfavoráveis, eu vencerei; se as condições forem muito desfavoráveis, eu ainda estarei no páreo, e por fim vencerei.”*

**Ayrton Senna**

## RESUMO

Este trabalho teve por objetivo avaliar, através da análise por elementos finitos com modelo tridimensional, o efeito da reabsorção óssea na distribuição de tensões geradas por uma carga estática simulada em prótese tipo overdenture, em situações de perda óssea ao redor dos implantes e reabsorção do rebordo posterior. Foram gerados modelos tridimensionais de uma mandíbula a partir das imagens de uma tomografia computadorizada helicoidal e dos intermediários protéticos, da prótese total, da placa resiliente e do implante através de um sistema de digitalização a laser em três planos. Os modelos geométricos dos implantes e intermediários protéticos foram montados na região dos caninos no modelo mandibular, constituindo o modelo padrão (modelo 1 - ausência de reabsorção óssea). Para a construção dos modelos experimentais, o contorno do modelo geométrico da mandíbula foi alterado para simular a perda óssea nos implantes (modelo 2) e a reabsorção do rebordo posterior associada à perda óssea marginal nos implantes (modelo 3). Os modelos geométricos foram inseridos em um programa comercial, no qual foi gerada a malha de elementos finitos. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Uma carga de 100 N foi aplicada indiretamente, sobre uma simulação de bolo alimentar, na região de primeiro molar inferior direito em cada um dos três modelos. Foram analisadas e comparadas as distribuições de tensão de von Mises em pontos pré-determinados. Os resultados mostraram que a reabsorção óssea do rebordo posterior associada à perda óssea do osso periimplantar promoveu maior concentração de tensões nos implantes, nos componentes protéticos e no tecido ósseo marginal aos implantes. Houve maior concentração de tensões no tecido ósseo periimplantar e nos implantes localizados no mesmo lado do ponto de aplicação da carga vertical estática de 100 N, em todos os modelos analisados.

**Palavras-chave:** implantes dentários; prótese total; prótese dentária fixada por implante; biomecânica; análise por elementos finitos.



## ABSTRACT

This study using 3D-finite element analysis aimed to evaluate the effect of bone resorption on the stress distribution generated by a static load on overdentures in cases of bone loss around implants and at the distal ridge. Tridimensional models were built from the images of a computerized tomography of a mandible and 3D laser digitalization of implants, abutments, mucosa, and complete denture. The geometric models of implants and abutments were mounted at the canine region to build the standard model (model 1 - absence of bone resorption). To build the experimental models the borders of the mandible geometric solid was modified to simulate bone loss around implants (model 2) and resorption of the distal ridge (model 3). The geometric models were converted into finite element models using a commercial software. The materials were considered homogeneous, isotropic, and linearly elastic. A 100 N load simulating a masticatory bolus was applied at the first molar region of each model. The von Mises stress distributions were analyzed and compared in selected points. The results showed that the bone resorption of the distal ridge associated with bone resorption around implants promoted higher stress concentration in dental implants, abutments, and marginal bone around implants. The highest stress concentration at marginal bone and implants occurred on the same side of the vertical load application for all models.

**Key-words:** dental implants; complete, denture; dental prosthesis, implant-supported; biomechanics; finite element analysis.

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

%	Porcentagem
®	Marca Registrada
3D	Tridimensional
BMC	Bone Mineral Content
cm	Centímetro(s)
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alli</i> )
FO-PUCRS	Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
EUA	Estados Unidos da América
GPa	Gigapascal
MEF	Método por elementos finitos
mm	Milímetro(s)
MPa	Megapascal
N	Newton
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

## LISTA DE QUADROS E FIGURAS

Quadro 1 - Propriedades mecânicas elásticas do tecido ósseo e dos materiais utilizados.....	50
Figura 1 - Mandíbula seca utilizada no estudo.....	42
Figura 2 - Implante, Pilar Locator, Cápsula do pilar e anel de borracha.....	42
Figura 3 - Placa resiliente simulando a mucosa gengival e a prótese total mandibular.....	43
Figura 4 - Prótese total confeccionada sobre a placa resiliente e o modelo de gesso pedra.....	43
Figura 5 - Resultados da tomografia computadorizada da mandíbula do estudo.....	44
Figura 6 - Modelo geométrico tridimensional padrão da mandíbula.....	45
Figura 7 - Modelo geométrico com perda óssea marginal de 2 mm na região dos implantes (modelo 2).....	46
Figura 8 - Modelo geométrico com perda óssea marginal de 2 mm na região dos implantes e no rebordo posterior da mandíbula (modelo 3).....	46
Figura 9 - Primeira limpeza da imagem de um dos protótipos no software Geomagic® v. 7.0.....	47
Figura 10 - Segunda limpeza da imagem de um dos protótipos no software Geomagic® v. 7.0.....	47
Figura 11 - Modelo geométrico da prótese total mandibular.....	48
Figura 12 - Modelos geométricos do implante e componentes.....	48
Figura 13 - Modelo geométrico da placa resiliente (mucosa oral).....	49
Figura 14 - Visão global do modelo geométrico padrão.....	49
Figura 15 - Elemento tetraédrico isoparamétrico quadrático.....	51
Figura 16 - Visão geral da malha de elementos finitos gerada no programa ANSYS.....	51
Figura 17 - Local de aplicação da carga vertical de 100N sobre a prótese.....	54
Figura 18 - Tensões de von Mises no modelo geométrico padrão.....	57
Figura 19 - Tensões de von Mises no modelo com perda óssea periimplantar.....	58
Figura 20 - Tensões de von Mises no modelo com perda óssea periimplantar e no rebordo posterior.....	58
Figura 21 - Corte longitudinal da região periimplantar esquerda do modelo padrão.....	59

Figura 22 - Corte longitudinal da região periimplantar direita do modelo padrão.....	59
Figura 23 - Região periimplantar direita do modelo padrão.....	60
Figura 24 - Visão aproximada da Figura 23.....	60
Figura 25 - Região periimplantar esquerda do modelo padrão.....	60
Figura 26 - Visão aproximada da Figura 25.....	60
Figura 27 - Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo padrão.....	61
Figura 28 - Corte longitudinal no implante direito do modelo padrão.....	61
Figura 29 - Corte longitudinal da região periimplantar esquerda do modelo 2.....	62
Figura 30 - Corte longitudinal da região periimplantar direita do modelo 2.....	62
Figura 31 - Região periimplantar direita do modelo 2.....	63
Figura 32 - Visão aproximada da figura 31.....	63
Figura 33 - Região periimplantar esquerda do modelo 2.....	63
Figura 34 - Visão aproximada da figura 33.....	63
Figura 35 - Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 2.....	64
Figura 36 - Corte longitudinal no implante direito do modelo 2.....	64
Figura 37 - Corte longitudinal da região periimplantar esquerda do modelo3.....	65
Figura 38 - Corte longitudinal da região periimplantar direita do modelo3.....	65
Figura 39 - Região periimplantar direita do modelo 3.....	66
Figura 40 - Visão aproximada da figura 39.....	66
Figura 41 - Região periimplantar esquerda do modelo 3.....	66
Figura 42 - Visão aproximada da figura 41.....	66
Figura 43 - Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 3.....	67
Figura 44 - Corte longitudinal no implante direito do modelo 3.....	67
Figura 45 - Corte longitudinal do modelo padrão no lado direito.....	68
Figura 46 - Corte longitudinal do modelo 2 no lado direito.....	68
Figura 47 - Corte longitudinal do modelo 3 no lado direito.....	68
Figura 48 - Corte longitudinal do modelo padrão no lado esquerdo.....	69
Figura 49 - Corte longitudinal do modelo 2 no lado direito.....	69
Figura 50 - Corte longitudinal no modelo 3 no lado esquerdo.....	69
Figura 51 - Região periimplantar direita do modelo padrão.....	70
Figura 52 - Região periimplantar direita do modelo 2.....	70
Figura 53 - Região periimplantar direita do modelo 3.....	70
Figura 54 - Região periimplantar esquerda do modelo padrão.....	71
Figura 55 - Região periimplantar direita do modelo 3.....	71

Figura 56 - Região periimplantar esquerda do modelo 3.....	71
Figura 57 - Corte longitudinal no implante direito do modelo padrão.....	72
Figura 58 - Corte longitudinal no implante direito do modelo 2.....	72
Figura 59 - Corte longitudinal no implante direito do modelo 3.....	72
Figura 60 - Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 3.....	73
Figura 61 - Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 2.....	73
Figura 62 - Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 3.....	73

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados da malha utilizada para o modelo padrão.....	51
Tabela 2 - Dados da malha utilizada para o modelo 2.....	52
Tabela 3 - Dados da malha utilizada para o modelo 3.....	52

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	16
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	20
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	38
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	40
4.1	Obtenção dos modelos geométricos experimentais.....	44
4.2	Modelagem por elementos finitos.....	50
4.3	Análise de tensões.....	54
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	56
5.1	Resultados globais da análise.....	57
5.2	Resultados da análise do modelo padrão.....	59
5.3	Resultados da análise do modelo 2.....	62
5.4	Resultados da análise do modelo 3.....	63
5.5	Resultados comparativos da análise entre os modelos.....	68
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	74
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	80
<b>8</b>	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	83
	<b>ANEXO A</b> .....	89
	<b>ANEXO B</b> .....	90



## **Introdução**

---



## 1- INTRODUÇÃO

A principal queixa relatada pelos pacientes desdentados totais refere-se à instabilidade da prótese total inferior, devido à pouca área de suporte em relação à maxila e à coordenação muscular necessária para estabilizar a peça protética. Deste modo, algumas pessoas não aceitam as limitações da prótese total convencional, bem como os problemas sociais oriundos do edentulismo. Nas últimas quatro décadas os implantes osseointegrados tornaram-se uma opção reabilitadora viável para o paciente desdentado total, tendo boa aceitação. Contudo, apesar das próteses fixas implanto-suportadas proporcionarem conforto e capacidade funcional próximas à condição dentada, este tipo de tratamento reabilitador apresenta ainda um custo relativamente elevado em relação ao tratamento convencional devido às fases cirúrgica e protética. As próteses tipo overdenture implanto-muco-suportada constituem uma modalidade alternativa às próteses fixas implanto-suportadas por seu custo reduzido e em situações de impossibilidade de colocação de implantes em número e disposição adequados.

As overdentures podem ser definidas como próteses removíveis, que cobrem raízes ou implantes osseointegrados restaurando toda a dentição (BATENBURG et al., 1998). Segundo Jemt et al. (1996) sugere-se a utilização de no mínimo, dois implantes instalados, se possível na posição de caninos inferiores, para a confecção de overdentures implanto-muco-suportadas. Este tipo de tratamento auxilia na diminuição da taxa de reabsorção do rebordo residual e no aumento de retenção e estabilidade da prótese, portanto, pacientes desdentados totais que se submetem à instalação de implantes e posterior reabilitação com overdentures relatam maior satisfação do que com suas próteses convencionais (NAERT et al., 1999; SADOWSKY, 2001; WRIGHT et al., 2001; WALTON et al., 2002; VISSER et al., 2006). Em relação a uma prótese fixa implanto-suportada, esta modalidade de tratamento apresenta a vantagem de permitir higienização mais fácil, pois são removíveis e é necessário um menor número de implantes (PAREL et al., 1986). Uma prótese total inferior possui uma grande movimentação durante a função tornando os contatos oclusais e controle das forças

mastigatórias quase impossíveis de alcançar se comparada a uma prótese implanto-suportada que apresenta maior retenção e estabilidade, permitindo ao paciente a capacidade de reproduzir a oclusão cêntrica com maior facilidade (JEMT, 1996). Outro ponto a favor das overdentures é o aumento da propriocepção que permite ao paciente confiança durante a fonação e a mastigação por permitir maior movimentação da língua e da musculatura facial (TRUHLAR et al., 1997).

Sabe-se que a reabsorção óssea mandibular manifesta-se de maneira acentuada após a perda dos dentes, ocasionando aos pacientes portadores de prótese total menor estabilidade e retenção de suas próteses. Estudos longitudinais têm demonstrado que mesmo com a instalação de implantes na região anterior da mandíbula existe uma reabsorção anual do rebordo posterior (SUENAGA et al., 1997; BURNS, 2000; KORDATZIS et al., 2003). Entretanto, a literatura é escassa sobre a influência da perda óssea do rebordo posterior na distribuição de tensões nos implantes e componentes protéticos em tratamentos realizados com overdentures. Uma perda óssea de aproximadamente 1 mm no primeiro ano e de 0,1 mm anual ao redor do implante tem sido relatada como normal pela literatura (JUNG et al., 1996; KITAMURA et al., 2005). Porém, esta perda óssea pode variar principalmente em função de excesso de carga e de acúmulo de placa bacteriana no implante, o que poderia comprometer o prognóstico do tratamento ao longo dos anos.

Conforme Meijer et al. (2000), é importante que sejam investigados os aspectos relacionados ao comportamento biomecânico dos implantes e como se comportam os tecidos adjacentes quando submetidos às cargas mastigatórias, pois estão diretamente relacionados à preservação dos tecidos de suporte. Poucos estudos foram realizados quanto ao uso de overdentures suportadas por implantes, relacionando o processo de reabsorção óssea sob as bases protéticas após a instalação da prótese.

Uma alternativa viável para testar a resistência dos materiais são os testes *in vitro* que há muito tempo vêm auxiliando os pesquisadores a validar suas experiências. Há algum tempo os pesquisadores da área da engenharia e informática vêm utilizando modelos e ambientes virtuais, chamados de análise com elementos finitos, para fazer simulações e testar de maneira progressiva a resistência e a distribuição de tensões de peças que fazem parte de muitas máquinas que utilizamos no nosso cotidiano. O método

dos elementos finitos é baseado na simulação e na análise do comportamento de estruturas e componentes complexos, por meio de computadores e programas específicos para análise numérica. A biomecânica é uma importante área de aplicação desta metodologia, permitindo o estudo da interação dos tecidos vivos com estruturas reabilitadoras, podendo estas complexas estruturas serem analisadas em relação à eficiência, integridade e durabilidade.

Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar, através da análise por elementos finitos com modelo tridimensional, o efeito da reabsorção óssea na distribuição de tensões geradas por uma carga estática vertical simulada em prótese tipo overdenture, em situações de perda óssea nos implantes e de reabsorção do rebordo posterior da mandíbula. A hipótese de trabalho foi que a reabsorção óssea do rebordo e ao redor dos implantes afeta a biomecânica do sistema, o que poderia afetar o tratamento a médio e a longo prazos.



---

***Revisão da Literatura***

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

Marinello et al. (1991) descreveram as vantagens de uma *overdenture* implanto-muco-suportada: 1) estabilidade semelhante à prótese fixa parafusada, porém permanece removível, o que é interessante principalmente para pacientes com dificuldades motoras para manter a higiene bucal; 2) possibilidade de simular a reconstrução de tecido mole com facilidade; 3) facilidade no processo de adaptação da prótese e 4) menor custo quando não é possível a confecção de uma prótese fixa por problemas econômicos.

Meijer et al. (1992) investigaram a distribuição de tensões ao redor dos implantes usando o método de elementos finitos com implantes osseointegrados localizados na região interforaminal da mandíbula e as conseqüências do desenho da superestrutura. No primeiro modelo foram localizados dois implantes posicionados anteriormente aos forames. No segundo modelo, com quatro implantes, dois implantes adicionais foram colocados na região dos incisivos laterais. O comprimento dos implantes foi de 20 mm e o diâmetro, 3,75 mm. No topo dos implantes, foram localizados pilares protéticos com 6 mm de altura. No modelo com dois implantes, foram estudadas duas situações: 1) uma barra angulada seguindo o rebordo, com uma barra reta na região anterior e 2) implantes separados. No modelo com quatro implantes, os pilares foram unidos com barras retas. Em todos os casos, as maiores tensões estavam localizadas ao redor do pescoço dos implantes. Os autores concluíram que a carga sobre uma barra angulada sobre dois implantes pode causar grande tensão ao redor dos implantes, o que contra-indicaria o uso de barra angulada quando não for possível utilizar uma reta; neste caso seria preferível uma conexão individual.

Conforme Jacobs et al. (1993), as *overdentures* implanto-suportadas são utilizadas há vários anos para reabilitar mandíbulas desdentadas com resultados clínicos excelentes. Entretanto, até o momento da realização do trabalho, o efeito da reabsorção óssea da maxila em função do tipo de reabilitação protética do arco inferior ainda não havia sido avaliado. A finalidade do estudo foi acompanhar radiograficamente as mudanças do arco superior desdentado ao longo do tempo em pacientes que receberam

os seguintes tipos de tratamento na mandíbula: 1) overdenture suportada por dois implantes, 2) próteses fixas suportadas por quatro a seis implantes e 3) próteses totais convencionais. Os resultados indicaram reabsorção óssea anual da maxila mais pronunciada nos usuários de próteses totais em comparação com aqueles reabilitados com overdentures no arco inferior. Uma reabsorção óssea anual ligeiramente maior ocorreu no grupo de prótese fixa implanto-suportada.

Burns et al. (1995) avaliaram a satisfação do paciente e a preferência entre a prótese total convencional e a prótese tipo overdenture. Os autores compararam as fixações por magneto e por sistema o'ring. As deficiências funcionais das próteses totais convencionais são fundamentais para que os pacientes optem pelas overdentures. As próteses com conexões protéticas o'ring tiveram estabilidade e retenção melhores que as com fixações magnéticas. Os tecidos moles sob as próteses totais apresentaram uma pequena melhora na presença de implantes em comparação com os casos sem implantes. Os autores concluíram que o uso de implantes associados a overdentures poderia promover a diminuição da reabsorção óssea.

Isidor (1996) estudou a perda óssea ao redor de implantes. Verificou que a sobrecarga oclusal é a principal causa para a perda da osseointegração e não o acúmulo de placa bacteriana, como se acreditava. A perda da osseointegração foi observada de 4,5 a 15,5 meses após o início da sobrecarga oclusal. Nenhum implante foi clinicamente perdido, porém observou-se radiograficamente uma média de 1,8 mm de perda do nível ósseo após 18 meses.

Llombart e Llombart (1996) afirmaram que a metodologia de elementos finitos pode ser útil na determinação das tensões no interior do osso em diversas situações clínicas simuladas: 1) após a instalação de implantes; 2) na prótese fixa, na qual os pânticos funcionam da mesma maneira que uma ponte civil e suas condições de funcionalidade podem ser conhecidas por estudos numéricos; 3) na avaliação da resistência da mandíbula frente a impactos por acidentes; 4) no estudo das forças oclusais e musculares sobre a ATM e suas conseqüências; e 5) também em diversos tópicos do campo da reabilitação oral verificando a distribuição das forças sobre as estruturas protéticas.

Holmes e Loftus (1997) investigaram através da análise por elementos finitos a influência da qualidade óssea na distribuição das forças oclusais em implantes osseointegrados. Um implante de 3.75 mm de comprimento e 10 mm de diâmetro foi modelado e inserido em um bloco ósseo medindo 12x11x8 mm. O módulo de elasticidade do osso foi variado, sendo atribuídos quatro tipos de configurações. A distribuição de tensões de von Mises foi observada após a aplicação de uma carga de 100 N na superfície oclusal do dente num ângulo de trinta graus. Os resultados indicaram que em osso com grande espessura de cortical e alta densidade do trabecular ósseo ocorreu menor concentração de tensões e menor micro-movimentação do implante.

Para Xie et al. (1997), os fatores relacionados com a reabsorção do rebordo residual estão classificados em fatores sistêmicos e locais. Os fatores locais consistem em: condição do processo alveolar após a extração do dente, tempo de edentulismo e força de mordida transmitida ao osso pela prótese. A idade, o sexo, a osteoporose e a absorção de cálcio associados ao grau de atrofia mandibular são os fatores considerados sistêmicos. Os pesquisadores realizaram um estudo longitudinal avaliando a associação entre reabsorção do rebordo residual com fatores sistêmicos em 177 pacientes, sendo 43 homens e 134 mulheres, com idade entre 76 e 81 anos. A reabsorção óssea em ambos os arcos foi acompanhada por meio de radiografias panorâmicas. Foram investigados os efeitos do álcool, fumo, sexo, índice de massa corporal, idade e certas doenças sistêmicas na reabsorção. As reabsorções foram classificadas em leve, moderada e severa. Após a separação dos pacientes por idade e tempo de edentulismo, as mulheres mais idosas apresentaram maior redução do rebordo mandibular que os homens. Os pacientes mais idosos com asma mostraram alto risco de redução severa da mandíbula, provavelmente pelo uso contínuo de corticosteróides, segundo os autores. O mesmo não ocorreu com pacientes que ingeriam álcool. Os investigadores também afirmaram que as mulheres apresentaram maior grau de reabsorção óssea do rebordo residual.

Teixeira et al. (1998) usaram o método de elementos finitos tridimensional para avaliar a influência do aumento da malha no sentido méso-distal de modelos mandibulares na distribuição de tensões entre o tecido ósseo e um implante osseointegrado. Para realizar esta pesquisa, foram utilizados 10 modelos obtidos a partir de dados de um estudo anterior, variando-se o tamanho destes entre 1,2 mm e 13,2 mm.

Os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Uma carga de 100 N foi aplicada no longo eixo do implante com 100% de contato ósseo, sendo a distribuição de tensões de von Mises calculada em 16 pontos nodais no osso compacto e esponjoso. Os resultados da pesquisa demonstraram que um mínimo de 4,2 mm de comprimento no sentido méso-distal é aceitável para gerar um modelo de elementos finitos adequado para a mandíbula. A partir deste dado, o modelo com esta medida foi selecionado para investigar o efeito da diminuição do número de elementos na concentração de forças. Não houve diferença na distribuição de tensões entre o modelo de 4,2 mm com elementos da malha menores e o de 13,2 mm na distribuição de tensões. Os autores concluíram que pode ser possível desenvolver um modelo de elementos finitos fiel de implantes instalados na mandíbula sem a necessidade de construir modelos de dimensões maiores, que por sua vez resultariam na necessidade de maior memória computacional e tempo de cálculo matemático.

Sato et al. (1999) investigaram a influência da diminuição dos elementos da malha na distribuição de tensões em um modelo de elemento finito tridimensional de um bloco ósseo contendo um implante osseointegrado. Diferentes tamanhos dos elementos foram analisados (300, 150 e 75  $\mu\text{m}$ ) sendo as distribuições de tensões de von Mises avaliadas após a aplicação de uma carga vertical de 10 N. Foram adotados quatro tipos de algoritmos com diferentes módulos de elasticidade em toda a malha, de acordo com o volume ósseo calculado previamente para cada tipo de elemento da malha. Não houve diferença na concentração de tensões entre modelos com elementos de 300  $\mu\text{m}$  e 75  $\mu\text{m}$ . Portanto, os pesquisadores concluíram que a utilização de elementos com tamanho de 300  $\mu\text{m}$  para simular o osso esponjoso não resultou em valores de tensões incorretos, sendo sua utilização indicada por facilitar o cálculo matemático.

Naert et al. (1999) avaliaram o posicionamento do osso marginal ao redor de implantes submersos e não-submersos instalados para confecção de overdentures na mandíbula. Preconizava-se na época a colocação de um implante extra, como reserva, numa eventual perda de um dos implantes. Foram realizadas radiografias durante as instalações dos implantes e após dez anos. Os autores concluíram que houve maior reabsorção óssea média nos implantes submersos.



Através de um estudo retrospectivo de 4 a 12 anos, Van Steenberghe et al. (2000) verificaram a influência de fatores oclusais, higiene oral, gênero e idade sobre a manutenção do nível ósseo marginal de implantes de superfície usinada que retêm overdentures mandibulares. Para a realização da pesquisa foram selecionados 158 pacientes atendidos antes de 2004 no hospital universitário da Universidade Católica de Leuven. A avaliação dos implantes foi realizada através de índices de higiene oral e radiografias intra-orais com a técnica do paralelismo. Os resultados indicaram que o fator tempo teve uma influência significativa na perda óssea marginal. A idade e o gênero dos pacientes, o tipo de oclusão do arco antagonista, o grau de higiene oral e a localização dos implantes não influenciaram os resultados do estudo.

Abdel-Latif et al. (2000) modelaram uma mandíbula totalmente edêntula com implantes para avaliar sua deformação sob ação funcional. A mandíbula, ao contrário da maxila, está separada do resto do esqueleto e permite uma representação bem delimitada, uma modelagem mais precisa e, conseqüentemente, resultados mais aproximados do real. Os autores afirmaram que a forma de carregamento realizada nos estudos de elementos finitos tem representado de maneira aproximada as cargas reais presentes na mastigação, ou seja, uma carga axial e uma inclinada, ou somente vertical ou axial.

Merz et al. (2000) realizaram um estudo sobre o comportamento *in vitro* de pilares protéticos sobre implantes submetidos a diferentes tipos de forças. Afirmaram que o método de elementos finitos (MEF) fornece informações mais precisas da mecânica do sistema que ensaios mecânicos. A MEF permitiria mapear a situação interna das tensões e mostrar os pontos fracos do sistema, enquanto que testes mecânicos indicariam apenas onde o sistema poderia fraturar.

Atwood, em 2001, descreveu alguns fatores clínicos relacionados à reabsorção óssea dos rebordos residuais ao longo do tempo. Segundo o autor, a taxa de reabsorção óssea varia entre diferentes indivíduos e num mesmo indivíduo em diferentes regiões do rebordo residual e em períodos diferentes. Os fatores relacionados foram divididos em anatômicos, metabólicos, funcionais e protéticos. Os anatômicos incluem o tamanho, a forma, a espessura e a qualidade da fibromucosa, a relação entre os arcos e o número e profundidade dos alvéolos. Os fatores metabólicos incluem a idade, o sexo, a saúde

sistêmica, aspectos nutricionais, hormonais e outros fatores metabólicos que influenciam na atividade celular osteoblástica e osteoclástica. Os fatores funcionais incluem a frequência, a intensidade, a duração e a direção das forças aplicadas no osso que induzem a atividade celular, resultando em formação ou reabsorção óssea, dependendo da capacidade individual do paciente em resistir a essas forças. Os fatores protéticos estão relacionados à confecção de próteses segundo princípios, técnicas e materiais adequados que propiciem uma distribuição adequada das forças no rebordo residual. O autor concluiu que, embora os vários fatores sejam divididos em quatro grupos com finalidade didática, eles devem ser interrelacionados, uma vez que dificilmente apenas um fator está relacionado à perda óssea.

Cruz (2001) avaliou o comportamento biomecânico de um implante cuneiforme utilizando a metodologia de análise de tensões por elementos finitos. Foi criado um modelo de uma mandíbula edêntula utilizando tomografia computadorizada, no qual foi inserido um implante na região de primeiro pré-molar esquerdo e sobre ele foi aplicada uma carga de 100 N. Segundo o autor, as condições de apoio foram as mais próximas possíveis das condições naturais, considerando-se a ação da musculatura e os apoios condilares. Na realização da análise, considerou-se o osso como um material isotrópico, homogêneo, e linearmente elástico. Concluiu-se que quanto maior o refinamento do modelo, maior a confiabilidade dos resultados. A geometria cuneiforme do implante distribuiu uniformemente as tensões, sem concentração de forças na região apical ou no corpo do implante.

Geng et al. (2001) fizeram um levantamento bibliográfico do uso de análise de elementos finitos na área odontológica. Nesta técnica, para se conseguir a solução de problemas mecânicos, divide-se o elemento-problema em inúmeros elementos (*mesh*), menores e mais simples, nos quais as variáveis podem ser interpoladas com o uso de funções de forma. O uso de elementos finitos 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 elementos 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, qualidade e

quantidade de osso adjacente. Em relação à distribuição do estresse no complexo implante-conexão protética, os elementos finitos auxiliaram a formular sugestões de mudanças no desenho dos implantes para prevenir falhas nos parafusos protéticos e de pilares e fraturas de fixações. Assim, a análise por elementos finitos é uma ferramenta virtual eficaz, adaptada da engenharia para a biomecânica em implantodontia.

Kawasaki et al. (2001) estudaram a relação entre a forma do rebordo alveolar e a distribuição de tensões na mucosa do arco alveolar inferior, e em como modelar a condição de contato entre a base da prótese e a mucosa. Para tal análise, os autores modelaram uma mandíbula edêntula e usaram o método de elemento finito tridimensional, em que quatro tipos de rebordo foram avaliados: com volume de reabsorção normal, com volume de reabsorção maior em direção à região mesial, com volume de maior reabsorção na distal e reabsorção severa. O carregamento foi aplicado na posição mesial (região de pré-molares), central (região de molar) e distal (região de segundo molar). Como resultado, as tensões máximas ocorreram no rebordo com reabsorção severa; as cargas distais levaram a uma grande tensão compressiva no plano inclinado do rebordo alveolar posterior. Os autores concluíram que a forma do rebordo e a localização das cargas têm grande influência na distribuição das tensões.

Miranda (2001), com a aplicação do método tridimensional dos elementos finitos, estudou as tensões transmitidas às estruturas da prótese, aos implantes e ao osso adjacente. Dois tipos de overdentures foram estudados: 1) uma overdenture implanto-suportada com um sistema de retenção por barras e cliques, e com extensão distal em balanço, sem cobertura do palato; 2) uma overdenture implanto-retida muco-suportada com cobertura do palato e sem extensão distal em balanço. Para os dois modelos, simulando uma maxila humana desdentada, foram colocados quatro implantes na região de caninos e incisivos laterais. Uma força vertical de 100 N foi aplicada na cúspide méso-palatina do primeiro molar direito. Os resultados das análises mostraram alta concentração de tensões de von Mises em toda a estrutura da prótese, no implante e no osso ao redor do último implante, para o modelo de overdenture com cantilever. No modelo de overdenture sem cantilever e com cobertura do palato, as maiores concentrações de von Mises localizaram-se no implante, no osso ao redor da plataforma dos implantes, e no clipe colocado na parte anterior da barra. Verificaram-se poucas

tensões na estrutura da prótese e do implante distal. As tensões de von Mises foram bastante reduzidas neste modelo de overdenture.

De acordo com Rubo e Souza (2001), de uma maneira geral, a utilização método dos elementos finitos segue a seguinte seqüência de procedimentos:

- 1) Obtenção do modelo experimental, no qual a estrutura a ser simulada deve ser representada com o máximo de detalhes. Como a precisão da técnica está intimamente relacionada ao refinamento do modelo, existem programas computacionais específicos como o AutoCAD (Autodesk, EUA), SolidWorks (SolidWorks Corporation, EUA) e Digimil 3D (Tecnodrill, EUA).
- 2) Geração da malha de elementos finitos ou discretização. Este processo é realizado após a transferência do desenho do modelo para um programa compatível de elementos finitos, tais como o Ansys (Swanson Analysis Systems, EUA) e o Cosmos (SolidWorks Corporation, EUA). Após a geração da malha, cada um dos elementos finitos representa uma coordenada no espaço, podendo possuir diferentes formatos (tetraédrico, triangular). Em geral, quanto maior o número de elementos, mais preciso será o modelo.
- 3) Incorporação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura que compõe o modelo. Este passo é importante para fornecer fidelidade aos resultados, uma vez que as características de cada componente do modelo influenciarão de forma direta o comportamento das respostas do carregamento. A maior parte das pesquisas com elementos finitos considera os modelos linearmente elásticos, homogêneos e isotrópicos, sendo assumidos em estado plano de tensão.
- 4) Realização do contorno dos modelos, a fim de possibilitar a simulação da movimentação de estruturas específicas como ocorre na realidade.
- 5) Realização do carregamento, que consiste na simulação de um modelo físico real que é necessário para a obtenção dos resultados para análise do modelo frente às solicitações de maneira dinâmica. Conforme o objetivo da pesquisa, é possível separar e visualizar a distribuição de tensões e deformações em cada estrutura do modelo experimental, individualmente. Os resultados podem ser observados através de uma escala de cores, na qual cada tonalidade corresponde a uma quantidade específica de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas. Ainda, com a finalidade de facilitar a visualização das regiões de maior concentração de tensões, pode-se visualizar o mapa geral de distribuição de tensões de von Mises, que representam a média das tensões em todas as direções.

Um estudo clínico de cinco anos de acompanhamento realizado por Wowern e Gotfredsen, em 2001, avaliou se próteses do tipo overdenture implanto-muco-suportadas seriam capazes de prevenir a reabsorção óssea ao longo do tempo. Para tanto, os autores analisaram: 1- As mudanças no conteúdo ósseo mineral (BMC) comparadas com a diminuição fisiológica do BMC mandibular relacionada à idade relatada na literatura; 2- Se as mudanças no nível de BMC foram semelhantes nos grupos onde os implantes eram conectados por barra ou não; 3- Se a presença de osteoporose mandibular influencia na perda óssea periimplantar. A amostra consistiu de 22 pacientes com boas condições de saúde sistêmica, desdentados há vários anos, com faixa etária entre 54 a 78 anos, com dois implantes instalados na região de caninos (conectados por barra em metade dos pacientes). O conteúdo ósseo mineral foi inicialmente analisado através de um scanner fotodual na interface entre os implantes e os componentes protéticos em períodos de 2 e 5 anos após a instalação das próteses. A osteoporose mandibular foi mensurada comparando os valores de BMC iniciais com os valores do BMC mandibulares normais para jovens e adultos do mesmo gênero. A perda óssea ao redor dos implantes foi registrada com auxílio de radiografias intra-orais padronizadas. Os resultados sugeriram que o tratamento com overdenture implanto-suportada parece minimizar a perda óssea na mandíbula, independente se os implantes eram conectados por barra. Os autores alertaram que a osteoporose mandibular pode constituir um fato de risco para a perda óssea periimplantar em overdenture implanto-suportada, embora este tipo de tratamento possa ser indicado para estes pacientes.

Wright et al. (2001) compararam as mudanças ao longo de sete anos e meio do rebordo posterior em overdentures retidas por dois implantes conectados por barra e próteses fixas retidas por cinco ou seis implantes. Medidas proporcionais foram feitas para comparar a área do rebordo residual com uma área de osso não-influenciado pela reabsorção. As medidas foram feitas através de traçados de radiografias panorâmicas que foram obtidas logo após a inserção dos implantes e até sete anos mais tarde. Com o uso de overdentures, o índice posterior da área do osso reduziu-se em 1,1% por ano, enquanto houve um aumento médio do índice da área óssea de 1,6% por ano nos casos de próteses fixas. Um modelo múltiplo de regressão linear foi utilizado para prever a mudança na área posterior relacionada a tipo de prótese, gênero, idade, anos de edentulismo e altura inicial da mandíbula. Os resultados foram significativos para a

altura inicial da mandíbula e o tipo de prótese. Os autores concluíram que os pacientes reabilitados com overdentures tiveram baixos índices de reabsorção do rebordo residual posterior, enquanto que os pacientes reabilitados com as próteses fixas demonstraram formação óssea no rebordo posterior aos implantes.

Conforme Bettiol (2002), os valores da distribuição de tensões de von Mises, preconizada por Richard von Mises, são utilizados na metodologia de elementos finitos para comparar o efeito das tensões na modificação da forma dos materiais, através da determinação da energia de distorção. Considerando esta informação, um determinado material está apto para receber a força aplicada caso o maior valor de energia de distorção por unidade de volume do material observado, permanecer abaixo da energia necessária para que haja escoamento do corpo de prova submetido a um teste de microtração. Caso o dado obtido represente um valor acima da energia de distorção do material, este sofrerá uma deformação permanente. O programa de computador determina as regiões de maior concentração de forças através de uma escala de cores correspondentes a cada faixa de tensão.

Akagawa et al. (2003) testaram uma nova metodologia de construção de modelo tridimensional de elementos finitos para avaliar a distribuição de tensões na interface osso-implante em uma situação de ausência de 100% de contato entre essas estruturas, diferentemente dos estudos tradicionais. O modelo de elementos finitos tridimensional experimental foi gerado a partir de cortes de 75  $\mu\text{m}$  de espessura realizados no sentido médio-distal em um bloco ósseo mandibular de uma macaca fêmea contendo um implante osseointegrado instalado havia três meses. Os cortes receberam um tratamento com corante de azul de toluidina, e avaliados por meio de um projetor de perfil. Também foram determinados a percentagem média de contato ósseo entre osso e implante (68,8%) e o valor real do módulo de Young baseado no volume ósseo de cada elemento da malha. O modelo padrão consistiu de um modelo tridimensional similar, porém com estruturas ósseas cortical e medular constantes, contato de 100% entre osso e implante e propriedades elásticas estabelecidas por dados encontrados na literatura. A distribuição de tensões de von Mises e a tensão principal máxima que foram geradas por uma força vertical de 143 N direcionada verticalmente sobre o implante foram analisadas. Para o modelo experimental as tensões foram bem distribuídas ao longo de toda a interface osso-implante, enquanto que para o modelo onde um contato total entre

osso e implante foi simulada, uma concentração de tensões significativa ocorreu na região de cortical óssea. Os resultados sugeriram que é necessária maior cautela na interpretação dos dados de estudos de elementos finitos que adotam modelos tridimensionais uniformes das estruturas ósseas cortical e esponjosa, bem como os que adotam uma situação de total contato entre osso e implante.

Segundo Cruz (2003), a metodologia de elementos finitos surgiu num primeiro momento para a resolução de problemas mecânicos na aeronáutica, na década de 50. Desde então, a utilização desta tecnologia ficou mais freqüente, sendo aproveitada em diversos segmentos, dentre os quais se destacam a mecânica dos sólidos, mecânica dos fluidos, eletromagnetismo, área têxtil e odontologia, mais precisamente na área de biomecânica. A partir deste ponto, conforme o autor foi possível compreender melhor a natureza de alguns tipos de falhas mecânicas dos biomateriais, pois essa metodologia permite uma visualização de áreas de concentração de forças por uma análise qualitativa.

Em 2004, Blum e Mc Cord realizaram um estudo clínico longitudinal em 16 pacientes para mensurar a reabsorção do rebordo posterior da mandíbula após um ano da instalação de overdenture implanto-muco-suportada neste mesmo arco dentário. Os rebordos mandibulares posteriores foram examinados em modelos de gesso seriados utilizando um profilômetro e programas de coordenadas que permitiram a orientação, digitalização e medição dos contornos da superfície sagital das superfícies em centímetros quadrados. A análise estatística revelou que as mudanças ocorridas no contorno do rebordo posterior aos implantes instalados foram estatisticamente significantes. Os resultados demonstraram que houve uma reabsorção óssea considerável dos rebordos posteriores em um ano após a instalação das overdentures. Os pesquisadores afirmaram também que a metodologia utilizada neste estudo pode ser usada como uma alternativa a exames radiográficos para detectar as mudanças que ocorrem nos rebordos posteriores de mandíbulas desdentadas após a instalação de overdentures retidas por implantes.

Guedes et al. (2004) verificaram a prevalência do tipo de inclinação de rebordos residuais posteriores em mandíbulas, bem como os possíveis fatores correlatos que poderiam afetar o grau de reabsorção óssea após as extrações dentárias desta região.

Para tanto, foram usados radiografias periapicais e dados coletados individualmente de uma amostra de 64 hemi-arcos. Duas radiografias foram tiradas de cada hemi-arco desdentado e uma marcação foi empregada para determinar os ângulos formados pela configuração da reabsorção na área de primeiro molar. Os pesquisadores concluíram que a grande maioria dos rebordos eram descendentes distais; o tipo de arco antagonista afetou a inclinação dos rebordos mandibulares e que nenhuma correlação significativa foi estabelecida entre idade, sexo e reabsorção óssea.

Por meio de simulação matemática utilizada no método de elementos finitos, Himmlová et al. (2004) avaliaram a distribuição de tensões em implantes osseointegrados em função da variação do diâmetro e comprimento. Os modelos simularam implantes inseridos em posições verticais na região de molar na mandíbula. Modelos simulando implantes de 3,6 mm de diâmetro e comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18 mm foram desenvolvidos para investigar a influência do fator comprimento. A influência de diâmetros diferentes foi realizada através da modelagem de implantes com 12 mm de comprimento e diâmetros de 2.9, 3.6, 4.2, 5, 5.5, 6 e 6.5 mm. A carga mastigatória foi simulada usando forças de 114,6 N axialmente e de 17,1 N lingualmente no sentido disto-mesial. As distribuições de tensões de von Mises foram calculadas em função de todas as variáveis. As tensões principais máximas localizaram-se na região cervical do implante. O aumento do diâmetro do implante diminuiu a concentração de forças em torno da plataforma do implante mais do que o aumento do comprimento, em consequência de uma distribuição mais favorável das forças mastigatórias simuladas.

Natali et al. (2004) investigaram a interação entre os implantes osseointegrados e o tecido ósseo periimplantar em função da orientação da carga aplicada, da espessura do osso cortical e da variação do módulo de elasticidade do tecido ósseo, através da metodologia de elementos finitos tridimensional. Uma força de 100 N foi aplicada com angulações de 10°, 20° e 30°, sendo esta última a responsável por valores mais altos de tensão principal máxima. Na análise considerando a espessura de osso cortical foram aplicadas uma carga intrusiva de 200 N e uma carga transversal de 20 N em implantes instalados em tecido ósseo com 0,8 mm e 1,9 mm de espessura de cortical, respectivamente, sendo que esta última apresentou valores mais baixos de deslocamento e de distribuição de tensões de von Mises. Diferentes módulos de elasticidade também



foram considerados com espessura de cortical de 0,8 mm e aplicação de carga intrusiva de 200 N e carga transversal de 20 N: modelo I (módulo de Young de 0,3 GPa para osso cortical e esponjoso); modelo II (1,5 GPa de módulo de Young para ambos os tipos de tecido ósseo) e modelo III (módulo de Young de 5 GPa e 1,5 GPa para osso cortical e esponjoso, respectivamente). Os autores observaram que ocorreu uma diminuição progressiva da magnitude do deslocamento em função do aumento da rigidez do osso cortical. Segundo os pesquisadores, a metodologia adotada é uma ferramenta válida para avaliar a resposta biomecânica dos implantes osseointegrados. A possibilidade de investigar a interação entre osso e implante em diferentes condições de carga, qualidade óssea e espessura de cortical constitui uma grande vantagem do método de elementos finitos em relação a outras metodologias de pesquisa.

Segundo Telles et al. (2004), rebordo residual é uma nomenclatura utilizada para descrever o formato que assumem os alvéolos após as exodontias dentárias. Após as exodontias, uma cascata de respostas inflamatórias é imediatamente iniciada, e os alvéolos são preenchidos pelo coágulo sangüíneo. As células epiteliais iniciam sua multiplicação e migração na primeira semana, restaurando sua integridade, e inicia-se a formação ativa de osso na porção mais profunda do alvéolo até que, progressivamente, todo o alvéolo é preenchido por osso em seis meses. Com esse padrão de deposição óssea, o tamanho do rebordo residual é reduzido rapidamente nos primeiros seis meses; porém, a reabsorção óssea continua por toda a vida, o que pode resultar em grandes perdas de estrutura no rebordo remanescente. Este padrão também determina o formato do rebordo residual em função da reabsorção maxilar ocorrer de vestibular para palatal e a reabsorção mandibular, no sentido ocluso-gengival. Em média, a reabsorção óssea na maxila é de 2 a 4 mm de osso no primeiro ano após as exodontias e de 0,1 mm por ano nos anos seguintes. Na mandíbula a perda óssea é de 4 a 6 mm no primeiro ano e a média anual é de 0,4 mm.

Van Kampen et al. (2004) realizaram um estudo clínico com a finalidade de avaliar a influência da força máxima de mordida na perda óssea marginal de implantes em pacientes que receberam próteses do tipo overdenture no arco inferior. Os sistemas testados foram: magneto, barra-clipe e bola. A perda de osso marginal foi mensurada por meio de radiografias periapicais a partir da segunda fase cirúrgica, e depois de 3, 6 e 9 meses com a prótese sobre implantes. A força máxima de mordida foi registrada

previamente à segunda fase cirúrgica com a prótese nova sem os sistemas de encaixe, com o auxílio de extensômetros que foram inseridos na região de primeiro molar, bilateralmente. Os autores não observaram diferenças estatisticamente significantes relacionando a perda óssea marginal e a força máxima de mordida com os diferentes sistemas de encaixe testados.

Chun et al. (2005) estudaram quatro tipos de encaixe para prótese tipo overdenture: Dalbo Stud, Dalbo Stress Broken, Dalro e O-Ring. O objetivo do estudo por análise de elemento finito foi investigar o estresse causado no osso maxilar em próteses implanto-muco-suportadas com quatro tipos de encaixe sob cargas vertical e inclinada. Os resultados mostraram que o maior estresse no osso ocorreu quando a overdenture utilizava o *movable* Dalro e o estresse mínimo quando o Dalbo Stud foi utilizado.

Através de análise por elementos finitos, Kitamura et al. (2005) avaliaram a distribuição de tensões no sistema osso-implante, simulando diferentes profundidades de perda óssea (ausência de perda, perda de 1-3mm e perda de 2-6mm) e tipos de defeitos ósseos (reabsorção horizontal e defeito ósseo angular). Foram aplicadas forças de 100 N e 50 N, respectivamente no centro da superestrutura nos sentidos axial e vestibulo-lingual. As distribuições de tensões foram similares nos modelos de não-reabsorção e de reabsorção horizontal, porém diferentes dos modelos de defeitos angulares.

Turkyilmaz et al. (2005) realizaram um estudo clínico prospectivo randomizado de um ano de acompanhamento avaliando as condições de estabilidade e perda óssea marginal de dois implantes não-esplintados (Ti Unite RP, 15 mm, Branemark System) utilizados para retenção de overdentures mandibulares quando submetidos à carga imediata ou tardia. Vinte pacientes edêntulos que receberam dois implantes na região anterior da mandíbula foram divididos em dois grupos: grupo teste (grupo A), onde a overdenture foi instalada uma semana após a instalação dos implantes e grupo controle (grupo B) onde a colocação da prótese foi realizada 12 semanas após a cirurgia. A estabilidade dos implantes foi avaliada através de uma análise de frequência de ressonância no momento da cirurgia e após 1, 3, 6, 9 e 12 meses, enquanto que o nível da crista óssea foi mensurado logo após a cirurgia, e depois de 6 e 12 meses. Nenhum

implante de ambos os grupos foi perdido e todos os implantes tiveram menos de 1 mm de perda óssea no primeiro ano. Os valores da análise de frequência de ressonância também não foram estatisticamente significantes. De acordo com os autores, a instalação da overdenture em um momento inicial da osseointegração de implantes não-esplintados de 15 mm não interfere na estabilidade e no nível ósseo marginal quando comparado à instalação da overdenture 12 semanas após o procedimento cirúrgico.

Através de uma análise de tensões pelo método de elementos finitos, Akça e Cehreli (2006) estudaram as conseqüências biomecânicas da perda óssea marginal progressiva em implantes osseointegrados. O modelo consistiu de um bloco ósseo cilíndrico sem estruturas anatômicas, contendo um implante Straumann® com pilar sólido instalado sobre o mesmo. Foram simuladas oito camadas de 0,25 mm de espessura ao redor do implante simulando diferentes estágios de perda óssea marginal em forma angular e circular, perfazendo um total de 10 modelos diferentes, sendo, portanto, 1 mm de perda óssea localizada ainda em osso cortical e o outro 1 mm restante em osso esponjoso. Os modelos foram submetidos a cargas estáticas verticais e oblíquas de 100 N para cada caso separadamente. As tensões principais máximas e mínimas, o deslocamento e equivalente das tensões elásticas foram analisados. Sob carga vertical, as tensões principais mínimas e máximas diminuíram consideravelmente à medida que a reabsorção óssea aumentava. Sob carga oblíqua, ocorreu diminuição das tensões principais máximas e mínimas. Com a perda óssea progressiva sob aplicação de forças oblíquas, o deslocamento e a equivalente de tensão elástica aumentaram consideravelmente no osso esponjoso periimplantar. Os pesquisadores concluíram que a presença de uma cortical óssea adjacente ao implante, mesmo em situações de defeitos ósseos angulares, favorece o comportamento biomecânico do implante quando comparado à ausência de cortical.

Conforme Lotti et al (2006), as propriedades mecânicas dos materiais necessárias para o desenvolvimento do método de elementos finitos são o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. O módulo de elasticidade ou módulo de Young é a inclinação da porção linear do diagrama tensão/deformação do material, indicando sua rigidez, sendo geralmente obtido por meio de um ensaio mecânico de tração ou de compressão. Já o coeficiente de Poisson é definido como a relação existente entre o sentido da aplicação de uma carga sobre um corpo e sua deformação no sentido

contrário, isto é, quando se produz uma força ao longo do eixo  $x$  de um material, produz-se também uma deformação nos eixos  $x$  e  $y$ . Também pode ser definido como o valor absoluto da relação entre deformações transversais e longitudinais em um eixo axial de tracionamento.

Por meio de um estudo de elementos finitos, Natali et al. (2006) pesquisaram a influência da desadaptação marginal de uma prótese múltipla implanto-suportada na distribuição de tensões. A simulação consistiu de uma prótese fixa de três elementos, com cantilever mesial, parafusada sobre dois implantes, localizada na região posterior da mandíbula. Os modelos estudados foram: grupo-controle, desadaptação de 50  $\mu\text{m}$  entre prótese e implante nos sentidos méso-distal e gêngivo-oclusal, respectivamente associadas à aplicação de forças intrusivas de 300 N e transversais de 30N sobre a região dos implantes e a região do cantilever. A análise dos resultados demonstrou que cargas incidentes no cantilever em prótese com desadaptação marginal significativa, principalmente no sentido gêngivo-oclusal, aumentaram as tensões na região cervical dos implantes.

Daas et al. (2007) avaliaram o efeito do tipo de mecanismo de retenção de encaixes tipo bola (Dalbo Plus) em próteses implanto-retidas tipo overdenture em uma simulação de mastigação utilizando o método de elementos finitos tridimensional. O modelo da mandíbula edêntula foi obtido através de tomografia computadorizada, sendo os implantes instalados nas regiões de caninos para confecção de uma overdenture com dois sistemas de retenção, um resiliente e outro rígido. Foram simuladas três posições de mastigação com bolo alimentar: região de molar, de canino e de incisivos com as respectivas forças de 100 N, 55 N e 40 N. O sistema de encaixe resiliente aumentou a área de contato da mucosa com a prótese aumentando a força da mastigação transmitida para a mucosa, porém diminuiu a concentração de tensões no tecido ósseo ao redor do implante.

Freitas Júnior et al. (2007) discutiram sobre a fotoelasticidade e o método de elementos finitos, analisando comparativamente as características e as etapas necessárias para a correta execução e interpretação dos resultados obtidos. Segundo os autores, as possibilidades de aplicação destas ferramentas metodológicas são bastante amplas na odontologia, especialmente na implantodontia. Para isso, é importante uma

comunicação eficaz entre profissionais da engenharia e da odontologia, a fim de se obter resultados tecnicamente corretos e com relevância clínica. Por meio da metodologia de elementos finitos, pode-se fazer uma análise quantitativa das estruturas do estudo, tal como uma prótese implanto-suportada. Já a fotoelasticidade, ao realizar a análise de componentes de um sistema complexo, possibilita comparar e fornecer subsídios para que se aprimore o modelo numérico, conferindo maior precisão e confiabilidade ao mesmo. Os autores concluíram que há vantagens e desvantagens relacionadas a cada metodologia, não justificando que uma seja melhor que outra, e que, sempre que possível, as duas ferramentas deveriam ser aplicadas paralelamente para validação dos resultados.

Examinando 123 crânios e mandíbulas secas, Pietrokovsky et al. (2007) avaliaram as características do tecido ósseo de arcos desdentados de diferentes regiões dos maxilares. Foram obtidas medidas de comprimento e de largura mensuradas da região de molares à região incisiva. Os resultados mostraram que os arcos mudam significativamente em tamanho e forma conforme a região. Na região anterior da maxila foi encontrada uma maior faixa de osso trabecular após as perdas dentárias. Após a perda dos dentes, a reabsorção maxilar foi centrípeta e apical, enquanto que a mandibular foi centrífuga e também apical, originando um relacionamento horizontal invertido em casos de arcos totalmente desdentados. A grande variabilidade observada de forma dos rebordos indica que, para a colocação de implantes, há sempre necessidade de obter mensurações pré-cirúrgicas precisas para evitar complicações posteriores.



***Proposição***

---

### **3. PROPOSIÇÃO**

Este trabalho teve por finalidade avaliar, através de análise por elementos finitos com modelo tridimensional, a distribuição de tensões geradas no conjunto implantes, prótese, intermediários protéticos e mandíbula em uma prótese mandibular tipo overdenture implanto-muco-suportada. Foram estudadas as tensões geradas sob aplicação de uma carga vertical estática de 100 N em uma overdenture retida por dois implantes osseointegrados inseridos na região de caninos em uma mandíbula edêntula, em função da perda óssea marginal de 2 milímetros ao redor dos implantes e da reabsorção óssea do rebordo posterior associada a perda óssea marginal de 2 milímetros periimplantar.



---

## ***Metodologia***



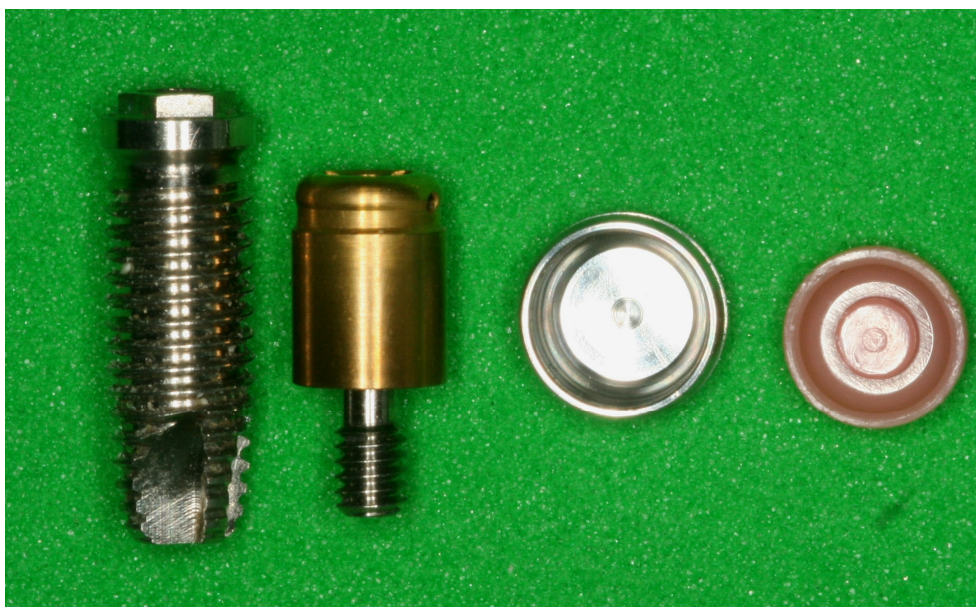
#### 4. METODOLOGIA

Esta pesquisa constitui um estudo descritivo comparativo. As variáveis independentes do presente estudo são: 1) ausência de perda óssea marginal ao redor dos implantes osseointegrados; 2) perda óssea marginal de 2 mm ao redor dos implantes; e 3) reabsorção óssea do rebordo posterior da mandíbula associada a perda óssea marginal de 2 mm ao redor dos implantes. O projeto desta pesquisa foi aprovado pela Comissão Científica e de Ética da FO-PUCRS e registrado no SISNEP (ANEXOS A e B). A metodologia deste trabalho está dividida em tópicos de acordo com a seqüência que em geral é utilizada na realização de trabalhos com implantes osseointegrados utilizando o método de elementos finitos tridimensional, conforme Cruz (2001), Miranda (2001), Rubo e Souza (2001), Natali (2006) e Freitas Júnior (2007).

Para a obtenção dos modelos computacionais experimentais, foram utilizados um implante cilíndrico 4,0 x 11,5 (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA) (Figura 1); um intermediário tipo Locator® de 4 mm (3i, Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA) (Figura 1); uma mandíbula seca edentada pertencente ao acervo da disciplina de Radiologia da FO-PUCRS (Figura 2); uma prótese total mandibular e uma placa resiliente de silicone de 3 mm de espessura para simular a mucosa sobre o rebordo (Figura 3). Previamente à confecção da prótese total inferior foi confeccionada uma placa resiliente de silicone com 3 mm de espessura para simular a mucosa oral sobre um modelo de gesso pedra, obtido a partir da reprodução da mandíbula seca. Em seguida, uma prótese total convencional foi construída seguindo o protocolo laboratorial de rotina (Figura 4).



**Figura 1: Mandíbula seca utilizada no estudo.**



**Figura 2: Implante, Pilar Locator, Cápsula do pilar e anel de borracha**





**Figura 3: Placa resiliente simulando a mucosa gengival e a prótese total mandibular**



**Figura 4: Prótese total confeccionada sobre a placa resiliente e o modelo de gesso pedra**

## 4.1 OBTENÇÃO DOS MODELOS GEOMÉTRICOS EXPERIMENTAIS

### 4.1.1 Geração do modelo tridimensional da mandíbula desdentada

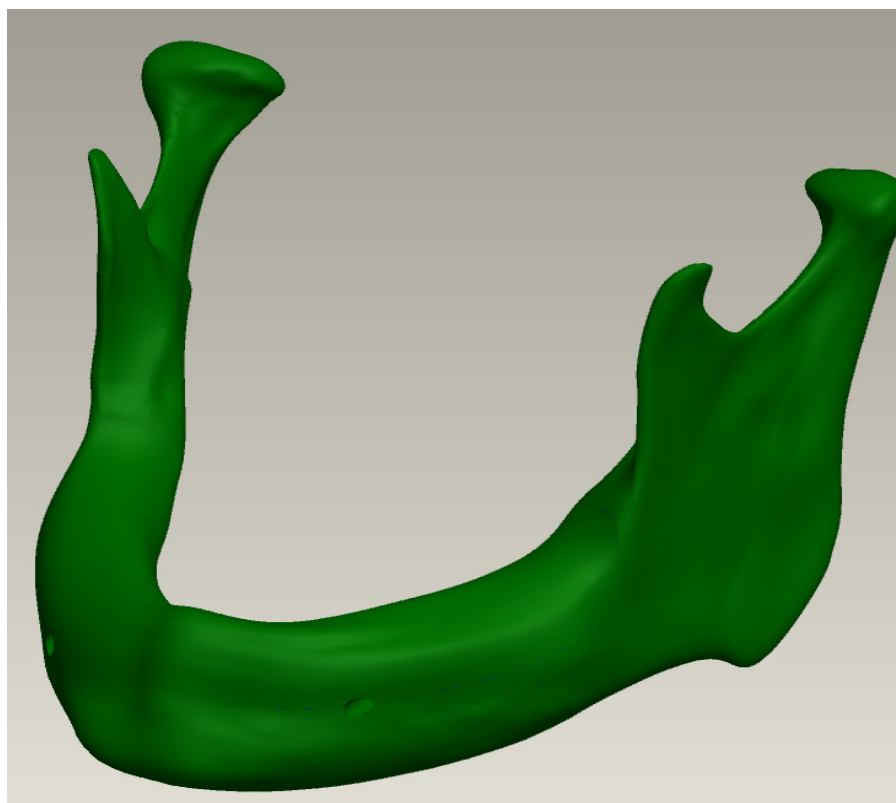
A geração do modelo tridimensional mandibular utilizado neste estudo foi realizada pelos resultados das imagens obtidas por meio de uma tomografia computadorizada helicoidal da peça anatômica. Este exame radiográfico forneceu várias secções da mandíbula conforme a Figura 5. Para tal, foi utilizado o Tomógrafo Helicoidal HiSpeed CTI system GE Série 6.4 (GE Healthcare, Waukesha, EUA) no Serviço de Radiologia Cliniimagem da cidade de Criciúma, SC. Foram realizados 70 cortes de 1 mm de espessura, com intervalo de 1 mm entre os cortes para reconstrução.



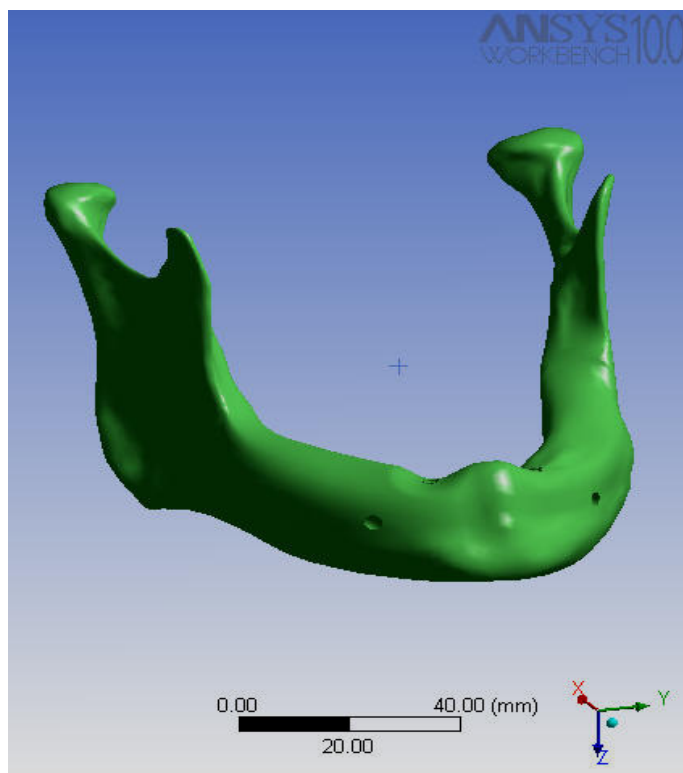
**Figura 5: Resultados da tomografia computadorizada da mandíbula do estudo.**

As imagens das secções transversais tomográficas foram digitalizadas através dos programas Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros

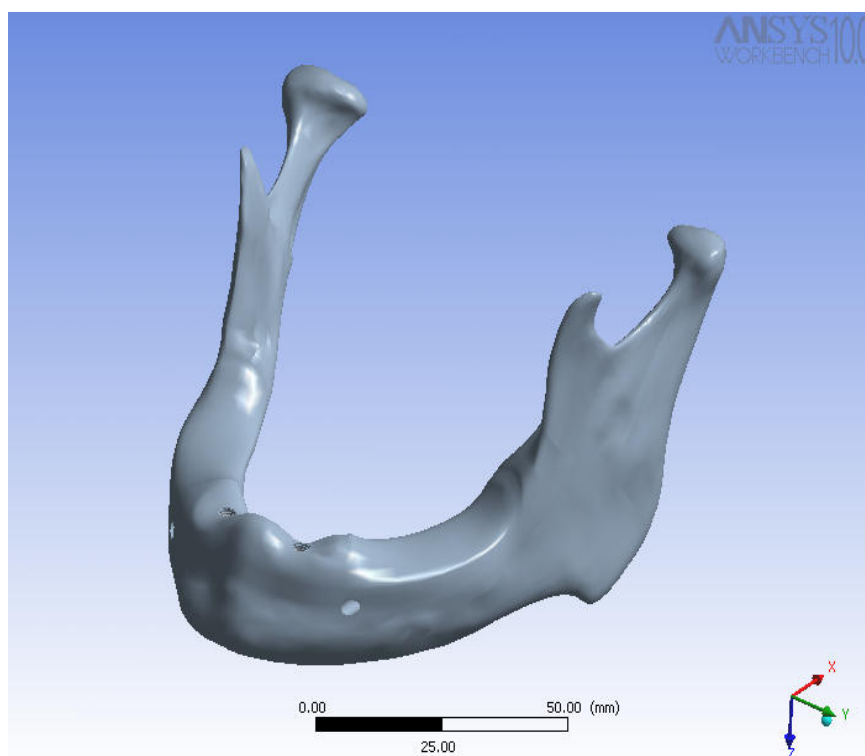
3D® versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA) para extrair as coordenadas de pontos necessárias para a criação das imagens da superfície geométrica da mandíbula, as quais foram trabalhadas no programa SolidWorks® 2005 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA) para suavização e geração de um modelo contínuo (engenharia preditiva) composto internamente por osso cortical e esponjoso. A montagem do modelo geométrico computacional foi realizada apenas para a metade das secções geradas pela tomografia, e a partir da condição de simetria, foi gerado o modelo geométrico tridimensional simétrico sem perda óssea (Figura 6), considerado o modelo geométrico padrão. Para a construção dos demais modelos experimentais, o contorno do modelo geométrico da mandíbula foi alterado para simular a perda óssea apenas nos implantes (modelo 2) (Figura 7) e a reabsorção óssea do rebordo posterior da mandíbula associada a perda óssea periimplantar de 2 mm (modelo 3) (Figura 8).



**Figura 6 : Modelo geométrico tridimensional padrão da mandíbula**



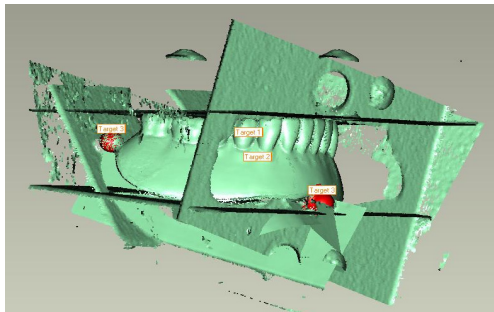
**Figura 7 : Modelo geométrico com perda óssea marginal de 2 mm na região dos implantes (modelo 2)**



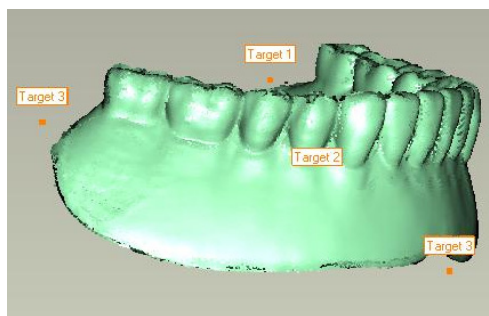
**Figura 8 : Modelo geométrico com perda óssea marginal de 2mm na região dos implantes e no rebordo posterior da mandíbula (modelo3)**

#### 4.1.2 Geração do modelo tridimensional dos implantes, componentes protéticos, placa resiliente e prótese total

Para obter um modelo matemático fiel dos intermediários protéticos, da prótese total, da placa resiliente e do implante foram criados modelos tridimensionais destas estruturas por meio de um sistema de digitalização a laser em três planos (Digimil 3D, Tecnodrill®, Novo Hamburgo, RS, Brasil). Foi gerado um arquivo no computador com extensão “.txt ” das coordenadas x, y, z de cada ponto das superfícies externas digitalizadas. Este arquivo foi aberto no *software* Geomagic® v. 7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, EUA), onde uma nuvem de pontos com 0,07 mm entre cada ponto foi obtida. No software as imagens foram limpas previamente e, em seguida, as imagens tridimensionais dos protótipos da pesquisa começaram a ser visualizadas (Figura 9). Foi realizada uma segunda e definitiva limpeza (remoção de ilhas de sólidos) para que pequenas imperfeições do formato das estruturas ou artefatos digitalizados fossem corrigidos e um tratamento da nuvem dos pontos com ferramentas do software (Figura 10).



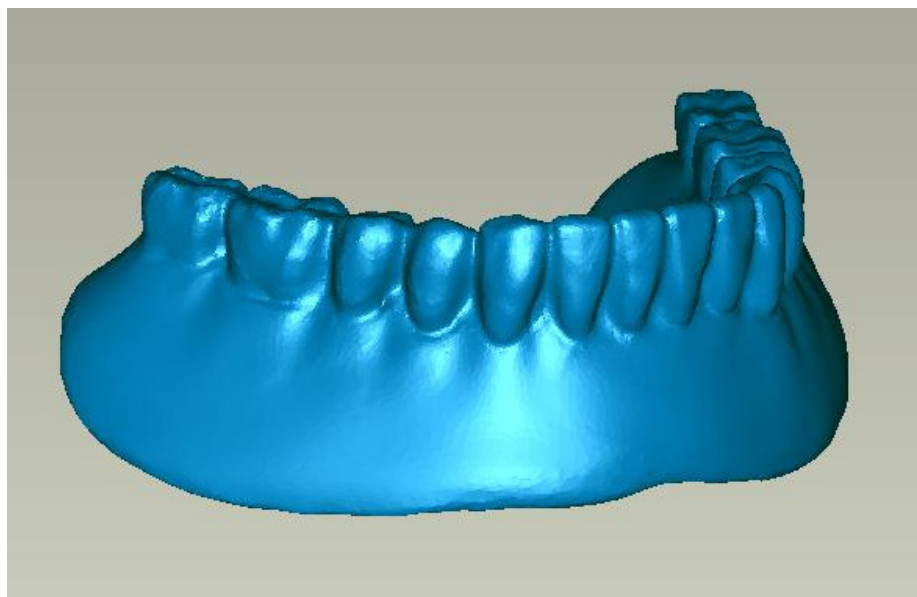
**Figura 9: Primeira limpeza da imagem de um dos protótipos no software Geomagic® v. 7.0**



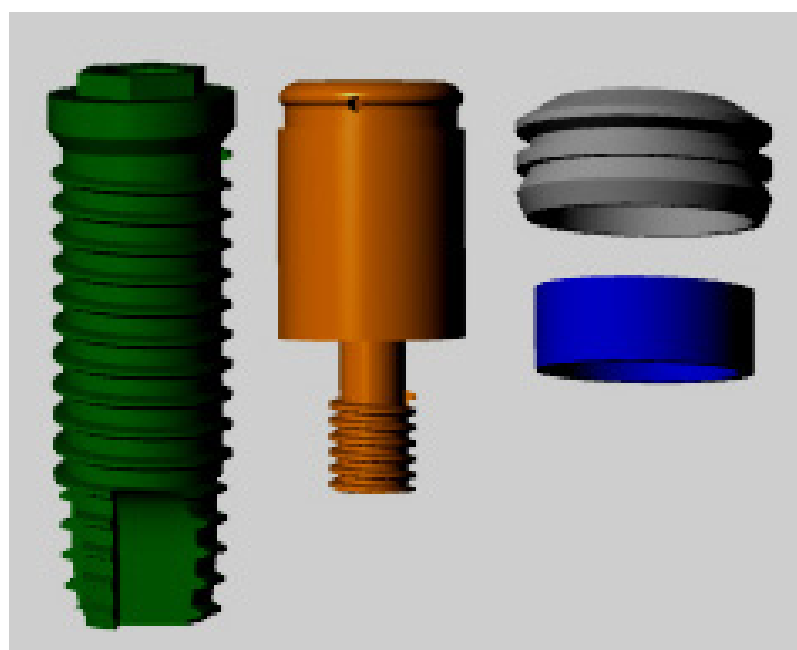
**Figura 10: Segunda limpeza da imagem de um dos protótipos no software Geomagic® v. 7.0**



Após isto, um novo formato de arquivo foi gerado, com a extensão “.*stl*”, onde apenas a forma tridimensional externa dos materiais utilizados estava disponível. As imagens foram salvas no formato “.*iges*” e exportadas para o *software* Rhinoceros® versão 3.0 (McNeel and Associates, Seattle, EUA), no qual a manipulação das imagens permitiu desenhar os protótipos da pesquisa (Figuras 11,12 e 13).

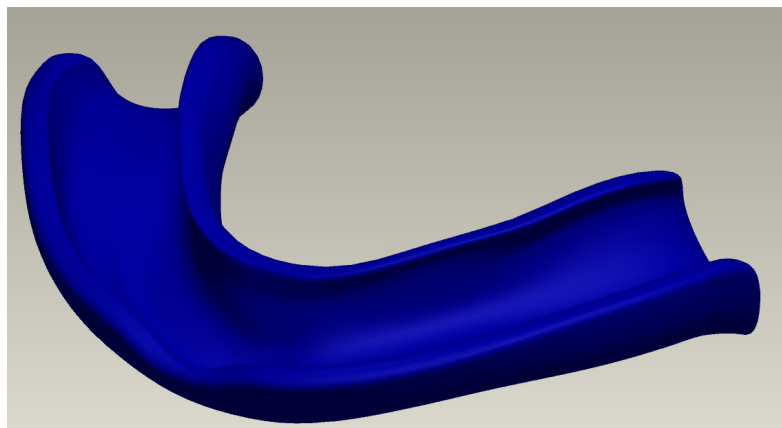


**Figura 11: Modelo geométrico da prótese total mandibular**



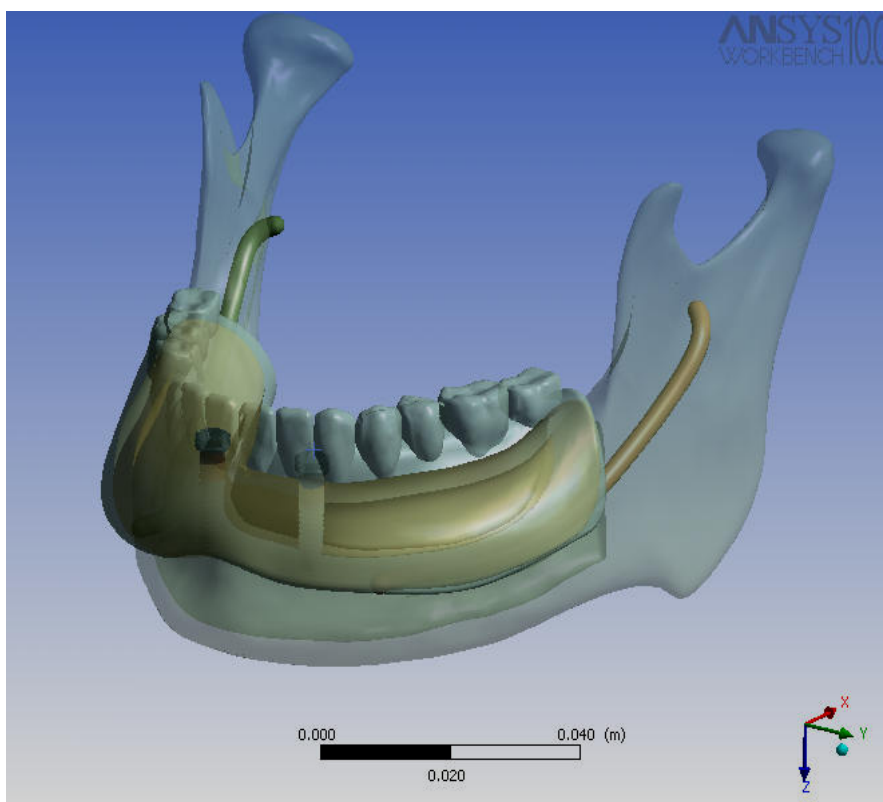
**Figura 12: Modelos geométricos do implante e componentes**





**Figura 13: Modelo geométrico da placa resiliente (mucosa oral)**

Os modelos geométricos dos implantes e intermediários protéticos foram montados no modelo mandibular com a mucosa na região dos caninos e sobre os intermediários foi montada a prótese total, sendo estabelecido o contato entre os sólidos (Figura 14).



**Figura 14: Visão global do modelo geométrico padrão**

## 4.2 MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

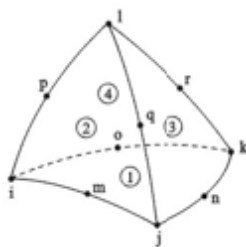
Os modelos geométricos dos protótipos foram inseridos em um programa comercial de elementos finitos (ANSYS versão 10.0, Ansys Inc., Houston, Texas, EUA) utilizando a extensão “.iges”, no qual foi gerada a malha de elementos finitos. Para a criação da malha foram fornecidas as propriedades físicas dos materiais estudados a partir de dados da literatura (Quadro 1). Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Quadro 1. Propriedades mecânicas elásticas do tecido ósseo e dos materiais utilizados.

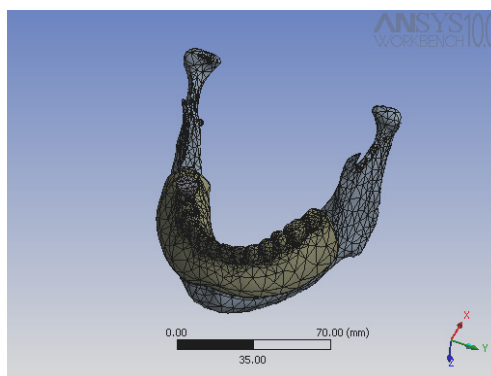
Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700	0,3
Osso esponjoso	1370	0,3
Nervo alveolar inferior	0,1	0,3
Mucosa	1,0	0,37
Resina acrílica	4500	0,35
Implante (titânio)	135000	0,3
Pilar Locator (titânio)	114000	0,3
Cápsula do pilar	114000	0,3
Bolo alimentar	200000	0,3
Anel de borracha	1900	0,3

Fonte: Daas et al., 2007.

A malha constitui uma divisão do domínio em subdomínios menores, denominados elementos finitos, cujo volume é delimitado por pontos nodais (onde são calculadas as variáveis físicas do problema) (Natali et al, 2004). Foram utilizados elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos (4 faces triangulares e 10 nós) conforme a Figura 15, para a discretização da mandíbula, dos implantes e dos componentes protéticos a serem analisados, gerando malhas (Figura 16). Os dados das malhas geradas para os três modelos da pesquisa estão dispostos nas Tabelas 1, 2 e 3.



**Figura 15: Elemento tetraédrico isoparamétrico quadrático (Cruz,2001)**



**Figura 16: Visão geral da malha de elementos finitos gerada no programa ANSYS.**

**Tabela 1. Dados da malha utilizada para o modelo padrão.**

Região	Elementos	Nós
Osso cortical	12822	23661
Osso esponjoso	10719	18268
Mucosa	2662	5469
Nervo alveolar esquerdo	1038	2147
Nervo alveolar direito	3266	5785
Overdenture	22455	35823
Implante direito	6851	11797
Implante esquerdo	6690	11477
Pilar Locator direito	3378	5699
Pilar Locator esquerdo	3200	5431
Cápsula do pilar direita	789	1646
Cápsula do pilar esquerda	789	1652
Anel de borracha esquerdo	257	575
Anel de borracha direito	239	542
Bolo alimentar	174	359

**Tabela 2. Dados da malha utilizada para o modelo 2.**

<b>Região</b>	<b>Elementos</b>	<b>Nós</b>
Osso cortical	11642	21740
Osso esponjoso	9144	16252
Mucosa	2183	4529
Nervo alveolar esquerdo	3266	5785
Nervo alveolar direito	1062	2179
Overdenture	22455	35823
Implante direito	6720	11629
Implante esquerdo	6584	11336
Pilar Locator direito	3689	6112
Pilar Locator esquerdo	3479	5805
Cápsula do pilar direita	782	1640
Cápsula do pilar esquerda	801	1666
Anel de borracha esquerdo	252	564
Anel de borracha direito	272	605
Bolo alimentar	232	445

**Tabela 3. Dados da malha utilizada para o modelo 3.**

<b>Região</b>	<b>Elementos</b>	<b>Nós</b>
Osso cortical	11149	20822
Osso esponjoso	10893	18474
Mucosa	2331	4851
Nervo alveolar esquerdo	1062	2179
Nervo alveolar direito	3266	5785
Overdenture	22708	36302
Implante direito	6720	11629
Implante esquerdo	6584	11336
Pilar Locator direito	3689	6112
Pilar Locator esquerdo	3479	5805
Cápsula do pilar direita	782	1640
Cápsula do pilar esquerda	801	1666
Anel de borracha esquerdo	252	564
Anel de borracha direito	272	605
Bolo alimentar	159	325

Em relação ao contato entre os componentes do modelo, adotou-se uma situação de aderência perfeita entre e os implantes e o tecido ósseo, não permitindo um deslocamento relativo entre as duas superfícies, o que na verdade não ocorre clinicamente.

Para impor restrições aos deslocamentos de corpo rígido do modelo, adotaram-se restrições de todos os graus de liberdade para cada nó localizado na superfície articular dos côndilos e das regiões de inserção dos músculos mastigatórios (masseter, temporal, pterigoideo medial e pterigoideo lateral) de acordo com Cruz (2001).

## 4.2 ANÁLISE DE TENSÕES

Uma carga de 100 N foi aplicada indiretamente, sobre uma simulação de bolo alimentar, o qual foi modelado em formato de uma semi-esfera em contato com a prótese na região de primeiro molar inferior direito em cada um dos três modelos (Figura 17).

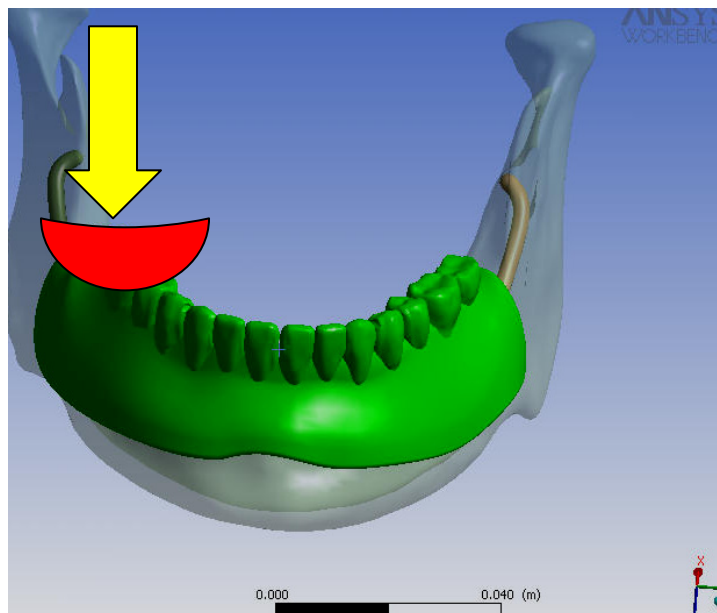


Figura 17: Local de aplicação da carga vertical de 100N sobre a prótese.

As simulações virtuais de aplicação de cargas sobre os modelos foram analisados pelo sistema ANSYS 10.0, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Foram analisadas e comparadas as distribuições de tensão de von Mises induzidas pelas cargas aplicadas nas estruturas dos modelos em pontos pré-determinados.

As seguintes áreas foram selecionadas para interpretar a distribuição de tensões de von Mises no tecido ósseo periimplantar e nos implantes durante a aplicação da carga oclusal na prótese:

1. Corte longitudinal do tecido ósseo na região central dos implantes (Tecido ósseo periimplantar - Vista interna).
2. Região óssea que circundam a região cervical dos implantes (Tecido ósseo periimplantar - Vista externa).
3. Implantes e componentes protéticos (Vista interna).

Os dados coletados foram analisados de forma descritiva comparativa. Os resultados do trabalho foram descritos por meio de avaliação qualitativa, realizada através da observação visual das imagens gráficas das diferentes cores representadas pelo programa, representando cada cor, um diferente nível de tensão (Distribuição de tensões de von Mises). As áreas representadas em vermelho significam os valores próximos da tensão principal máxima, onde ocorre a predominância de valores maiores de concentração de forças de tração. Já as áreas em azul escuro, significam pontos onde os maiores valores de forças de compressão predominam, representando os valores próximos da tensão principal mínima.



## **Resultados**

---



## 5. RESULTADOS

### 5.1 RESULTADOS GLOBAIS DA ANÁLISE

Uma visualização global da distribuição de tensões de von Mises nos modelos foi realizada após a aplicação da força de oclusão de 100 N na região de primeiro molar inferior direito na prótese (Figuras 18, 19 e 20).

A mandíbula apresentou diferentes níveis de concentração de tensões ao longo de sua estrutura, com valores máximos de tensão localizados na região cervical dos dois implantes osseointegrados e, principalmente, na região dos processos condilares para todos os modelos analisados. A distribuição de tensões de von Mises foi similar no corpo do osso mandibular no modelo padrão e no modelo 2 (Figuras 18 e 19). Entretanto, no modelo 3, nesta região da mandíbula, que corresponde também à área de reabsorção do rebordo, em especial no lado direito, observou-se uma maior concentração de tensões, uma vez que foi possível visualizar uma faixa mais ampla da cor azul-esverdeada, que representa valores intermediários dentro da escala de distribuição de tensões de von Mises utilizada (Figura 20).

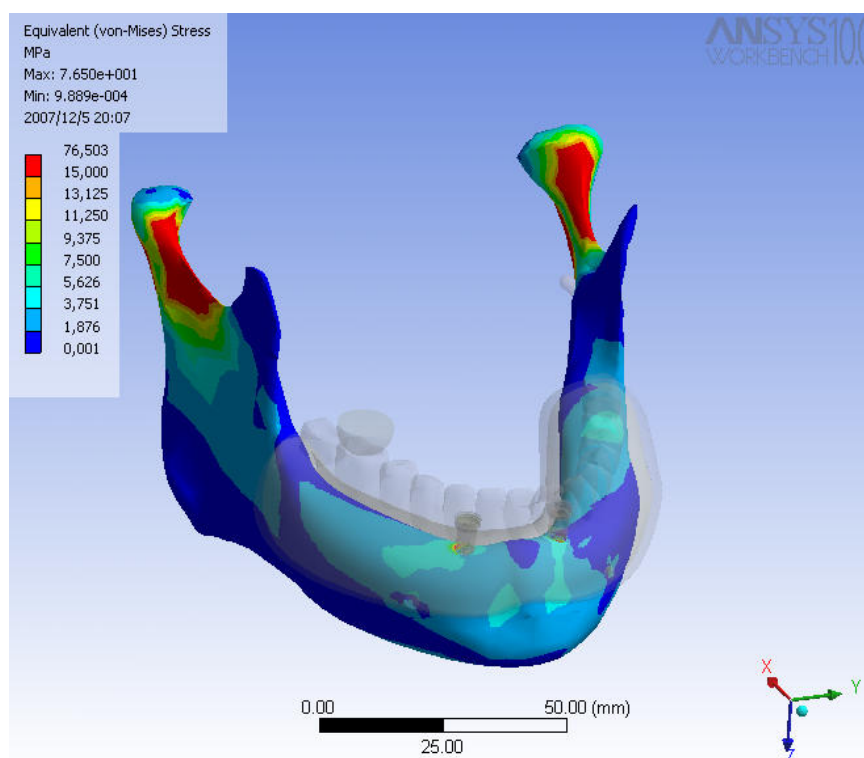
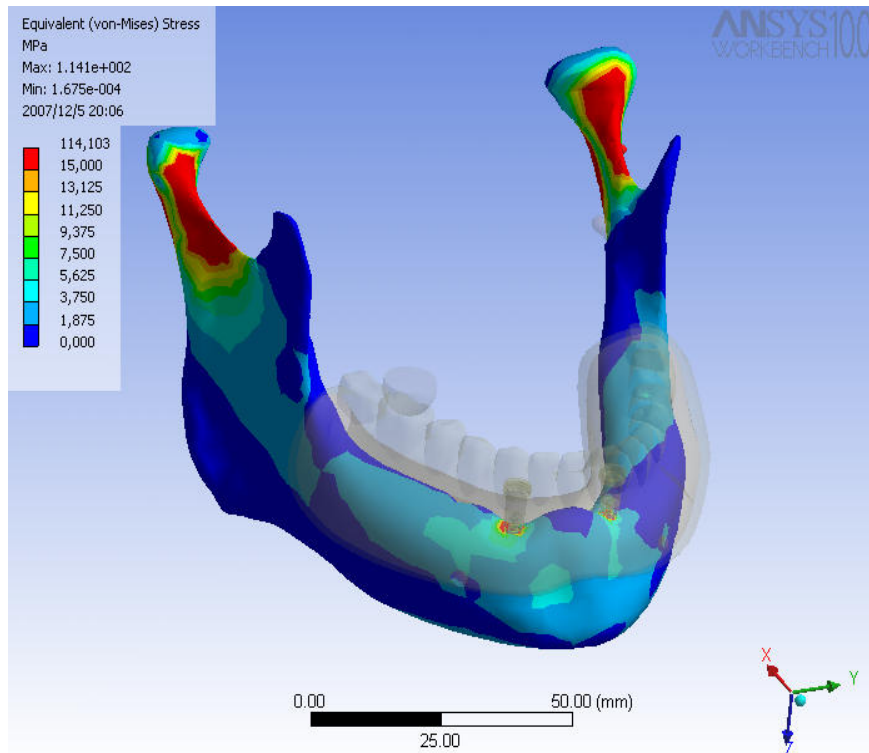
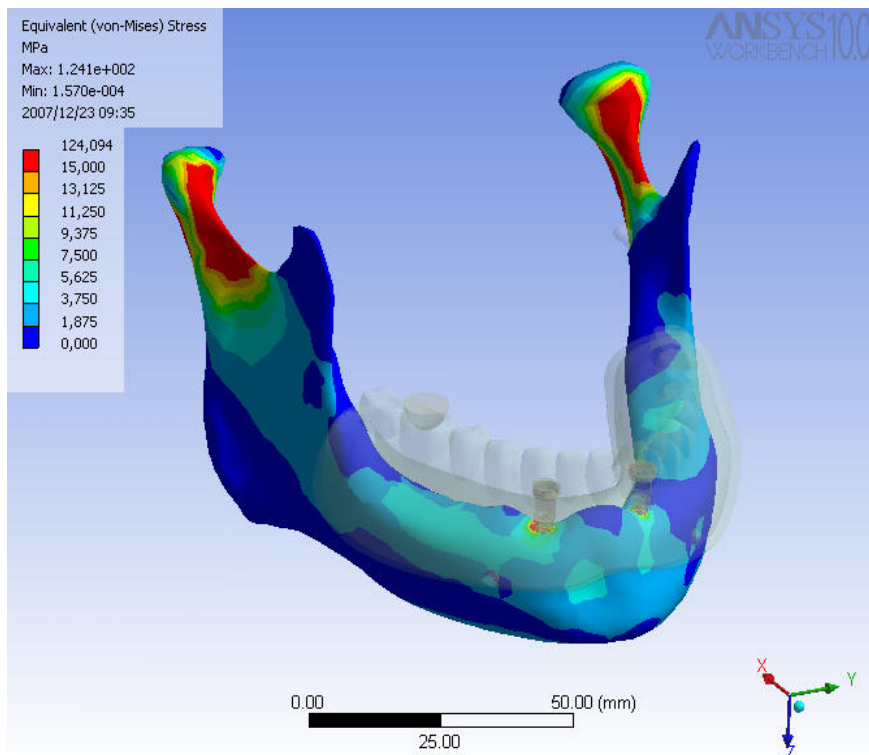


Figura 18: Tensões de von Mises no modelo geométrico padrão



**Figura 19: Tensões de von Mises no modelo com perda óssea periimplantar**



**Figura 20: Tensões de von Mises no modelo com perda óssea periimplantar e no rebordo posterior.**

## 5.2 RESULTADOS DA ANÁLISE DO MODELO PADRÃO

### 5.2.1 Tecido ósseo periimplantar

#### 5.2.1.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises

Observou-se que as maiores concentrações de tensões no tecido ósseo em ambas as regiões periimplantares ocorreram na região de interface entre o implante e o tecido ósseo cortical e entre implante e tecido ósseo esponjoso, sendo mais evidentes nesta última. Em se tratando da análise de osso cortical, na região periimplantar direita, houve maiores valores de tensões, com valores entre 3,750 a 5,625 MPa, que na região esquerda (Figuras 21 e 22). Os resultados no tecido ósseo esponjoso foram iguais nos lados esquerdo e direito (lado da aplicação da carga).

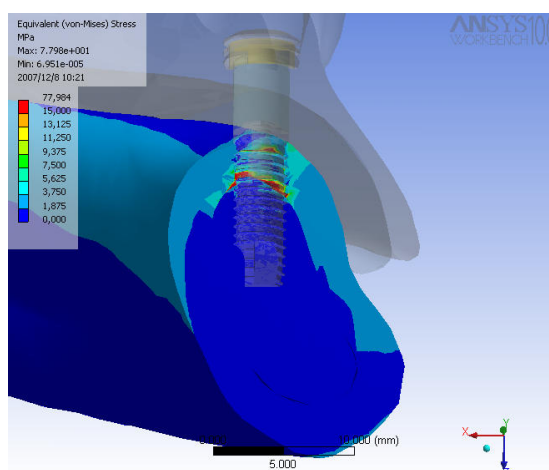


Figura 21: Corte longitudinal da região periimplantar esquerda do modelo padrão

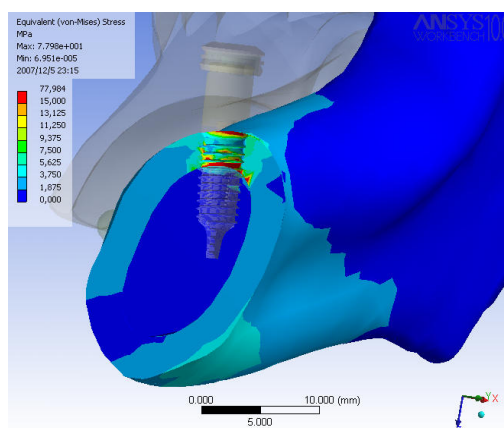
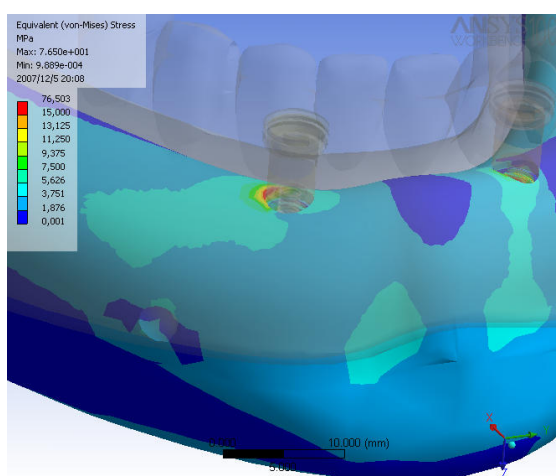


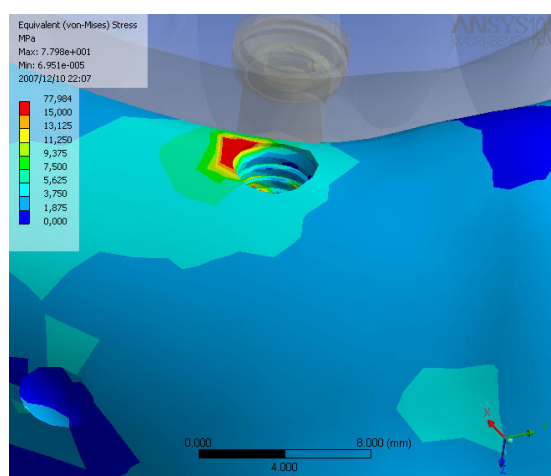
Figura 22: Corte longitudinal da região periimplantar direita do modelo padrão

### 5.2.1.2 Vista externa – Distribuição de tensões de von Mises

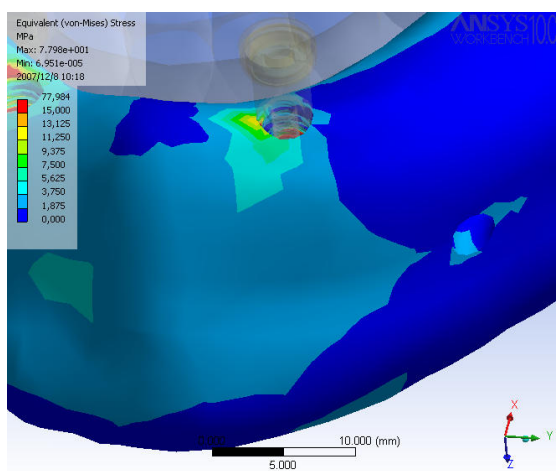
Uma concentração de tensões considerável foi observada no tecido ósseo marginal aos implantes direito e esquerdo. Entretanto, no lado direito (lado de aplicação da carga) detectou-se visualmente valores maiores de tensão na porção distal cervical. Já no lado esquerdo, os maiores valores de tensão foram observados na porção cervical em direção ao ponto de aplicação da carga, porém a magnitude das tensões foi menor que a do lado direito (Figuras 23 a 26).



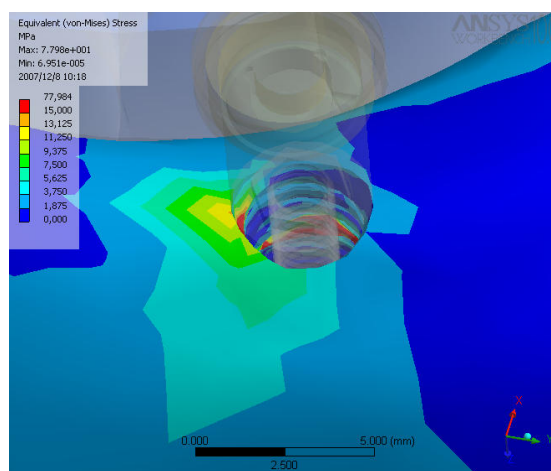
**Figura 23: Região periimplantar direita do modelo padrão.**



**Figura 24: Visão aproximada da Figura 23.**



**Figura 25: Região periimplantar esquerda do modelo padrão.**



**Figura 26: Visão aproximada da Figura 25.**

## 5.2.2 Implantes osseointegrados e componentes protéticos

### 5.2.2.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises

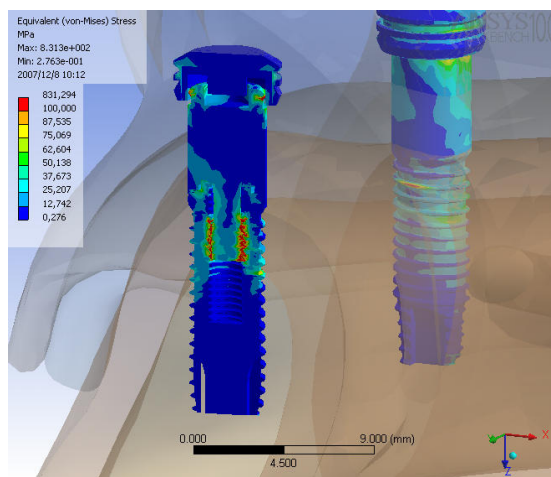


Figura 27: Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo padrão

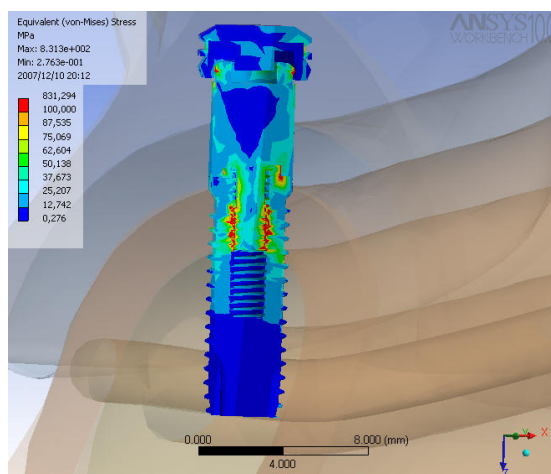


Figura 28: Corte longitudinal no implante direito do modelo padrão.

As maiores concentrações de força (tensão principal máxima) ocorreram nas regiões de interface entre parafuso do pilar e roscas internas do implante, com alguns pontos na região entre pilar e cápsula. Comparando as Figuras 27 e 28, é possível visualizar que os valores próximos da tensão principal mínima (tensões predominantes de compressão) estão presentes no implante do lado esquerdo, lado oposto à aplicação da carga. Por outro lado, as tensões no implante direito foram maiores e com distribuição mais ampla na região do componente protético, localizando-se mais para a porção cervical do implante quando comparado com o lado esquerdo.

## 5.3 RESULTADOS DA ANÁLISE DO MODELO 2

### 5.3.1 Tecido ósseo periimplantar

#### 5.3.1.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises

Assim como no modelo padrão, o tecido ósseo marginal ao implante direito apresentou maiores faixas correspondentes a valores de tensão que o implante do lado esquerdo, conforme a comparação entre as figuras 29 e 30.

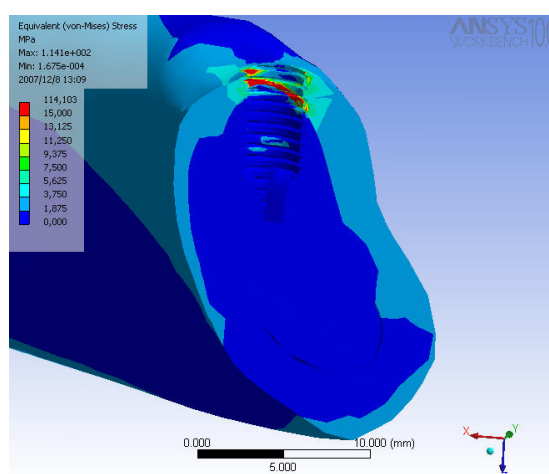


Figura 29: Corte longitudinal da região periimplantar esquerda do modelo 2.

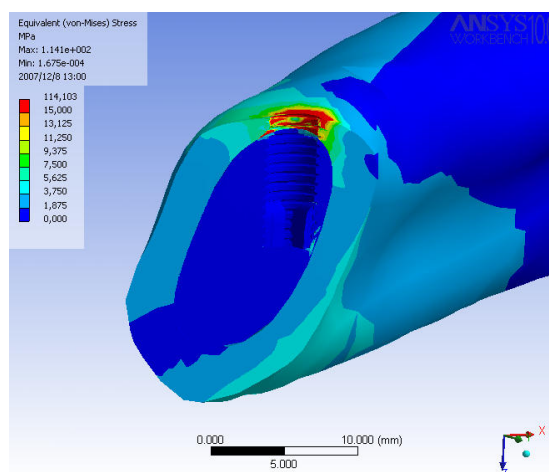
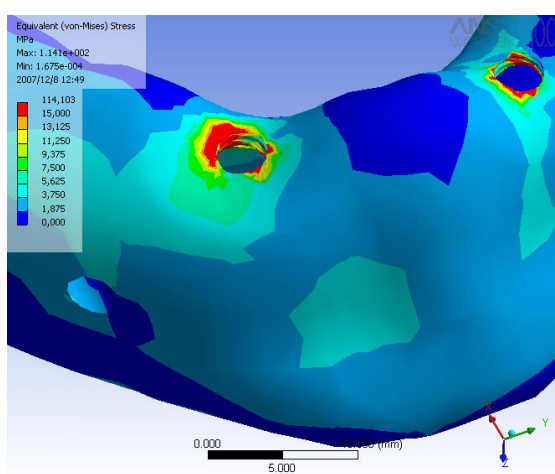


Figura 30: Corte longitudinal da região periimplantar direita do modelo 2.

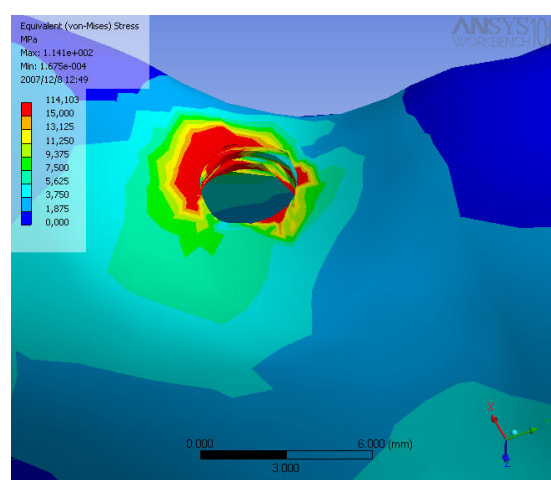


### 5.3.1.2 Vista externa – Distribuição de tensões de von Mises

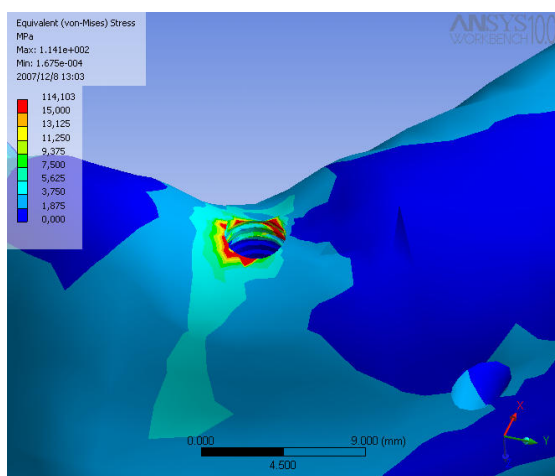
Uma ampla faixa de tecido ósseo marginal cervical aos implantes com valores próximos ao da tensão principal máxima foi observada na superfície externa do corpo do osso mandibular, mais próximo ao local da aplicação da carga oclusal, principalmente no lado direito (Figuras 31 a 34).



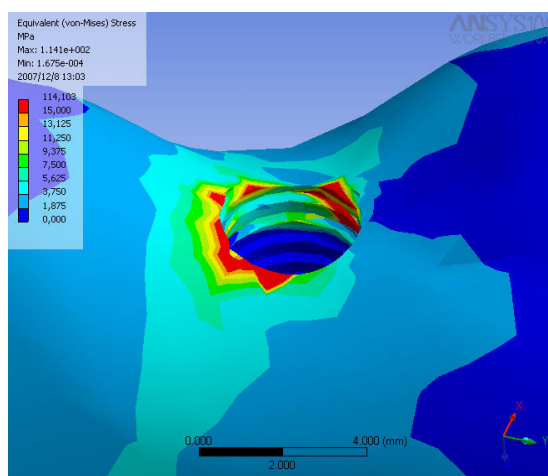
**Figura 31: Regi3o periimplantar direita do modelo 2.**



**Figura 32: Vis3o aproximada da figura 31.**



**Figura 33: Regi3o periimplantar esquerda do modelo 2..**



**Figura 34: Vis3o aproximada da figura 33**

## 5.3.2 Implantes osseointegrados e componentes protéticos

### 5.3.2.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises

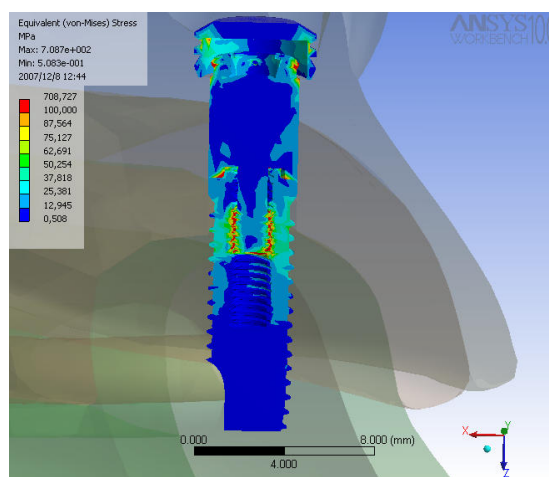


Figura 35: Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 2

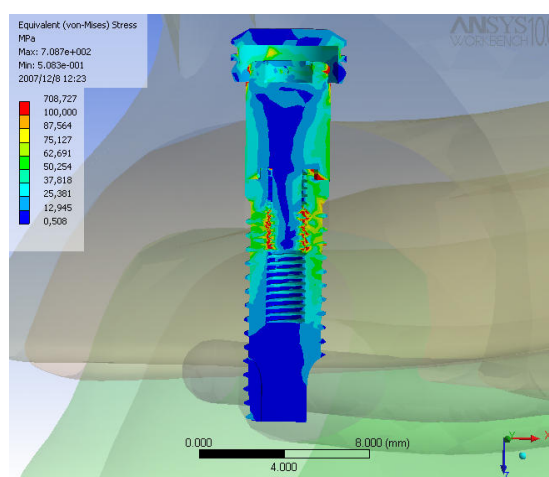


Figura 36: Corte longitudinal no implante direito do modelo 2.

As regiões de maior tensão nos dois implantes foram observadas nas roscas internas mais próximas à plataforma dos implantes. Entretanto, houve maior área de distribuição de forças no implante do lado direito que no esquerdo, conforme o diagrama de distribuição de tensões de von Mises das figuras acima.



## 5.4 RESULTADOS DA ANÁLISE DO MODELO 3

### 5.4.1 Tecido ósseo periimplantar

#### 5.4.1.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises

Semelhantemente aos demais modelos estudados, observou-se maior concentração de tensões no tecido ósseo marginal do implante direito, entretanto esta diferença para o lado esquerdo não foi tão evidente como nos demais modelos (Figuras 37 e 38). Comparando-se o osso cortical dos dois lados, foi possível visualizar que no lado direito houve maior concentração de tensões em toda estrutura óssea cortical basal.

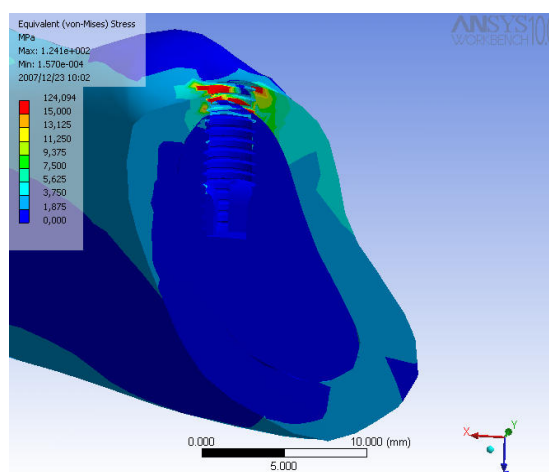


Figura 37: Corte longitudinal da região periimplantar esquerda do modelo 3.

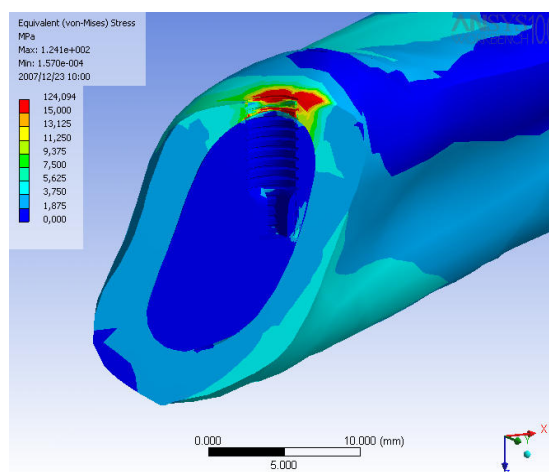
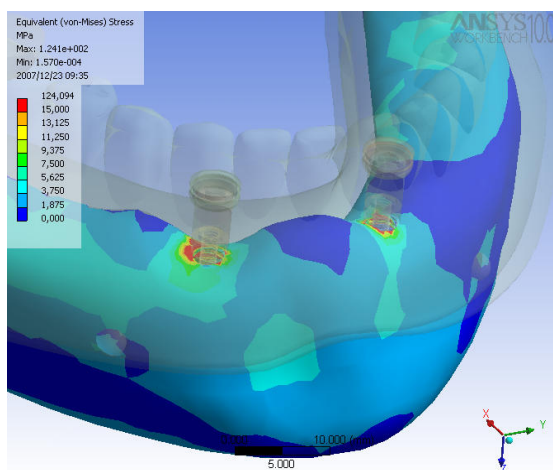


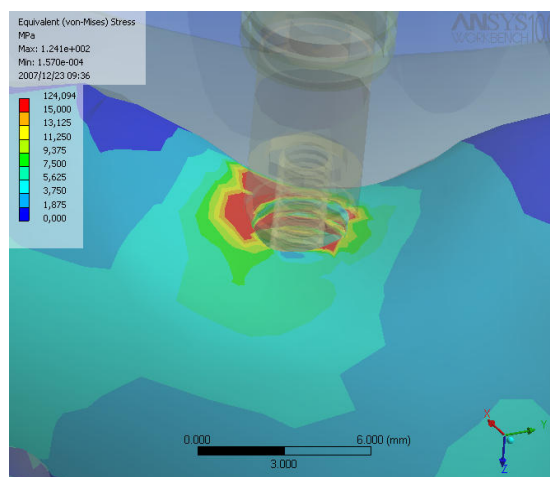
Figura 38: Corte longitudinal da região periimplantar direita do modelo 3

### 5.4.1.2 Vista externa – Distribuição de tensões de von Mises

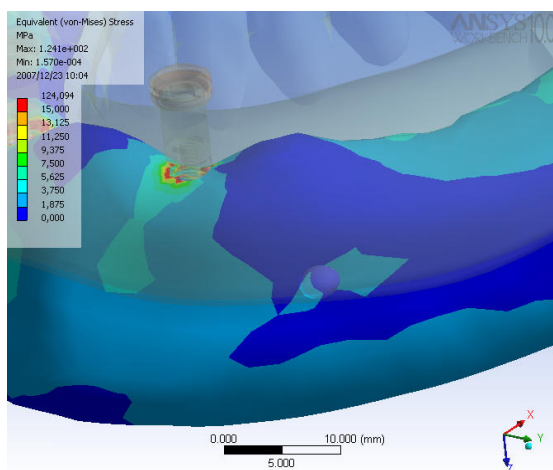
O tecido ósseo marginal ao implante direito apresentou maiores faixas correspondentes a valores maiores de tensão que o implante do lado esquerdo, conforme a comparação entre as figuras abaixo. Verificou-se que no lado direito estes maiores valores de tensões (intervalo entre 3,750 e 5,625 MPa) se distribuíram desde o local de aplicação da carga e não apenas na região marginal aos implantes (Figura 39).



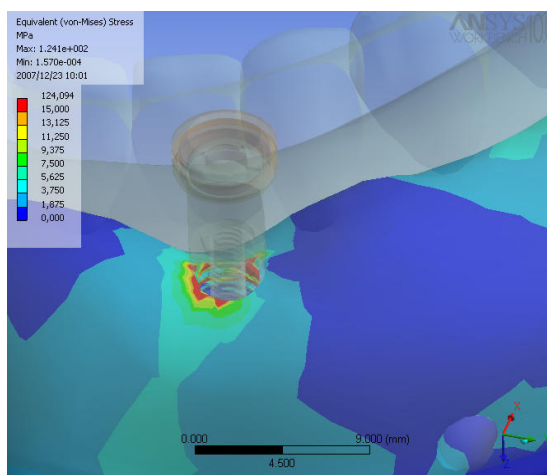
**Figura 39: Região periimplantar direita do modelo 3.**



**Figura 40: Visão aproximada da figura 39.**



**Figura 41: Região periimplantar esquerda do modelo 3.**



**Figura 42: Visão aproximada da figura 41.**

## 5.4.2 Implantes osseointegrados e componentes protéticos

### 5.4.2.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises

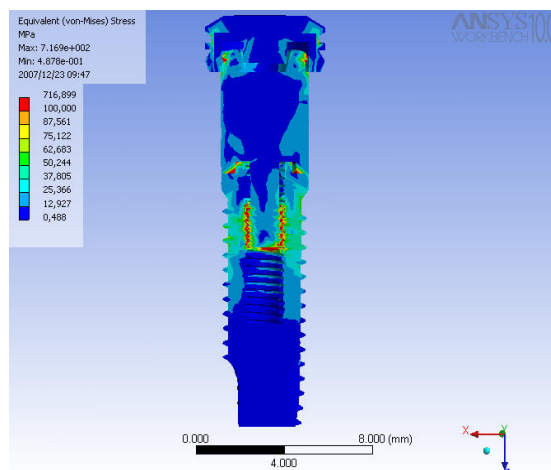


Figura 43: Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 3

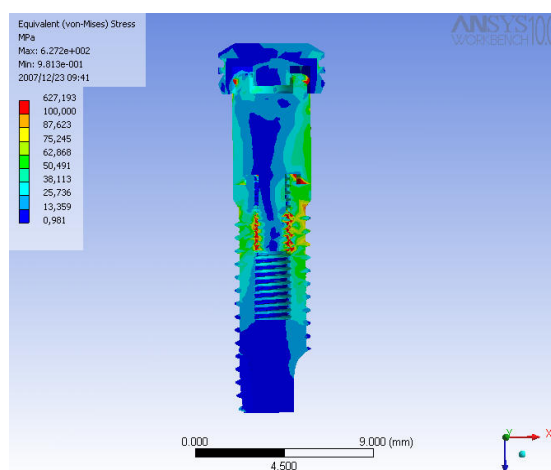


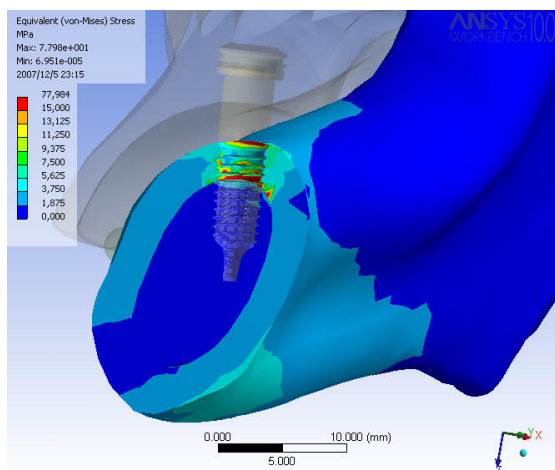
Figura 44: Corte longitudinal no implante direito do modelo 3.

De forma idêntica ao modelo 2, nos implantes do modelo com reabsorção óssea do rebordo posterior e perda óssea periimplantar as regiões de maior tensão foram observadas nas roscas internas próximas à região da plataforma dos implantes. Também, houve maior área de distribuição de tensões ao longo do implante do lado direito que no esquerdo, conforme as figuras acima.

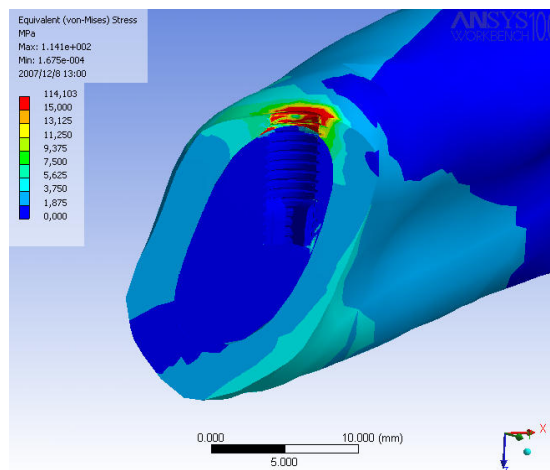
## 5.5 RESULTADOS COMPARATIVOS DA ANÁLISE ENTRE OS MODELOS

### 5.5.1 Tecido ósseo periimplantar

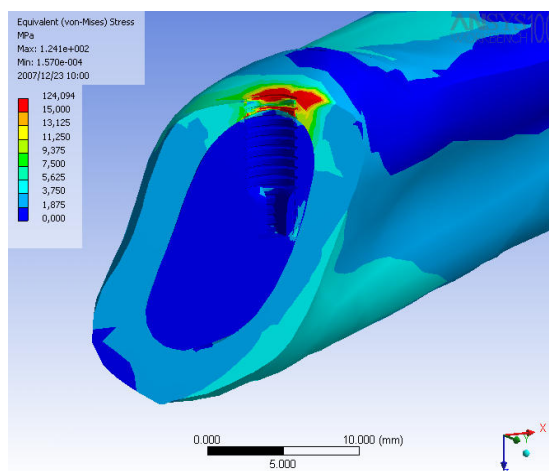
#### 5.5.1.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises



**Figura 45: Corte longitudinal do modelo padrão no lado direito**

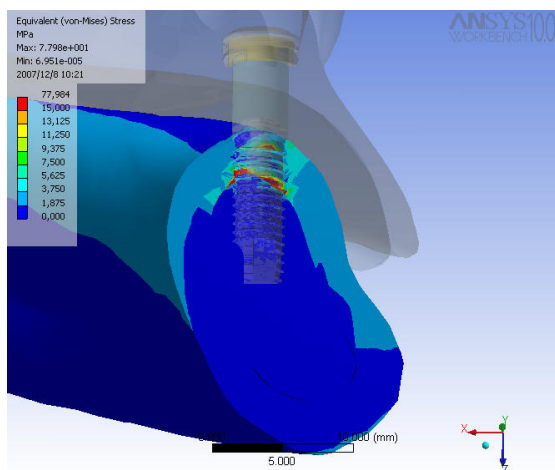


**Figura 46: Corte longitudinal do modelo 2 no lado direito**

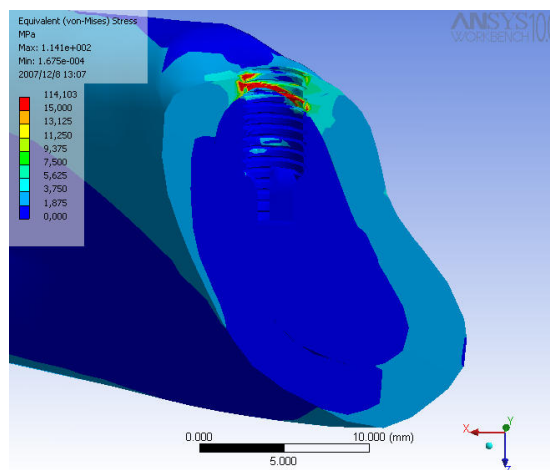


**Figura 47: Corte longitudinal no modelo 3 no lado direito**

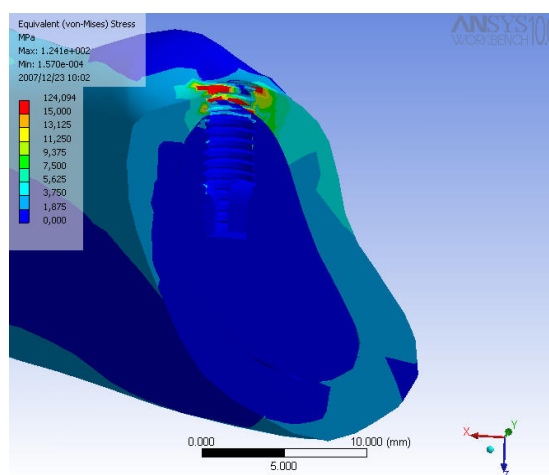
Ao se comparar as figuras 45 a 50 foi possível verificar que o modelo geométrico 3 (Figura 47) apresentou uma maior faixa de concentração de tensões que os outros modelos. Entretanto, a figura 46 demonstra que houve uma distribuição de tensões semelhante na região periimplantar direita do modelo onde foi simulada apenas a perda óssea marginal aos implantes, uma vez que a faixa de distribuição das maiores tensões é bastante similar à da figura 47.



**Figura 48: Corte longitudinal do modelo padrão no lado esquerdo**



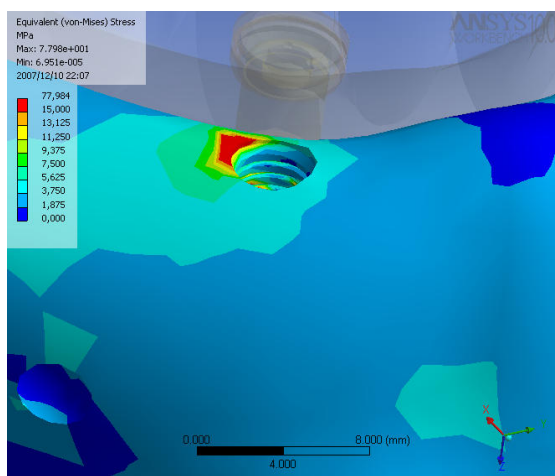
**Figura 49: Corte longitudinal do modelo 2 no lado direito**



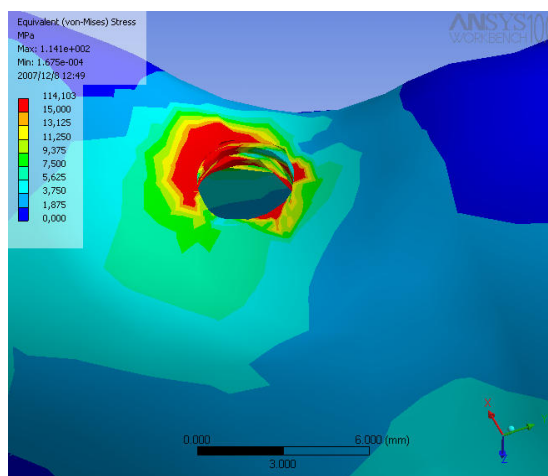
**Figura 50: Corte longitudinal no modelo 3 no lado esquerdo**

No modelo 2 houve uma concentração de força visualmente maior no osso cortical do lado direito que no esquerdo. Considerando-se a região periimplantar interna esquerda, observou-se que as tensões concentraram-se na camada de osso cortical e foram semelhantes nos modelos padrão e com perda óssea de 2mm ao redor do implante. Entretanto, o padrão de distribuição geral das tensões foi diferente nas porções vestibular e lingual do osso cortical periimplantar. Como a camada de osso cortical tinha menor espessura no modelo com reabsorção periimplantar, as tensões localizaram-se mais próximas à plataforma do implante. Assim, como no lado direito, na região periimplantar esquerda do modelo com perda óssea periimplantar e reabsorção do rebordo posterior houve maior concentração de tensões no implante em termos de valores máximos (Figura 50) se comparada ao mesmo lado nos outros dois modelos.

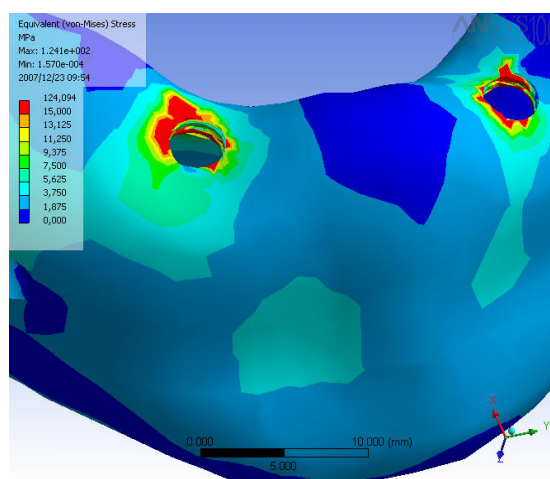
### 5.5.1.2 Vista externa – Distribuição de tensões de von Mises



**Figura 51: Regi3o periimplantar direita do modelo padr3o**

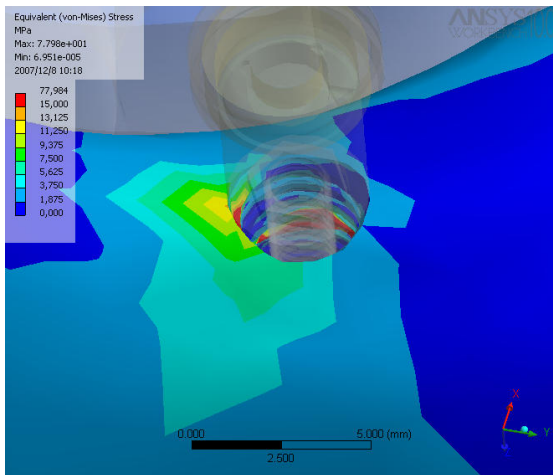


**Figura 52: Regi3o periimplantar direita do modelo 2.**

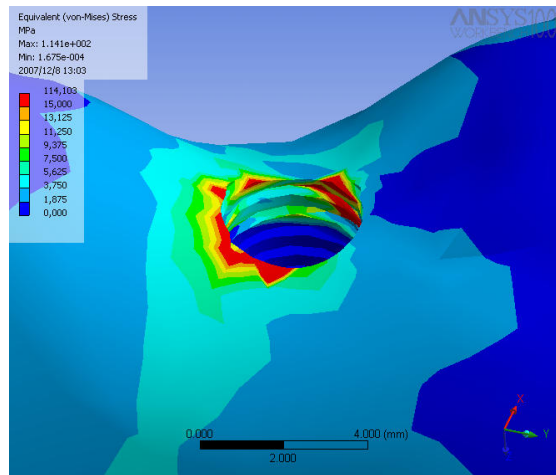


**Figura 53: Regi3o periimplantar direita do modelo 3.**

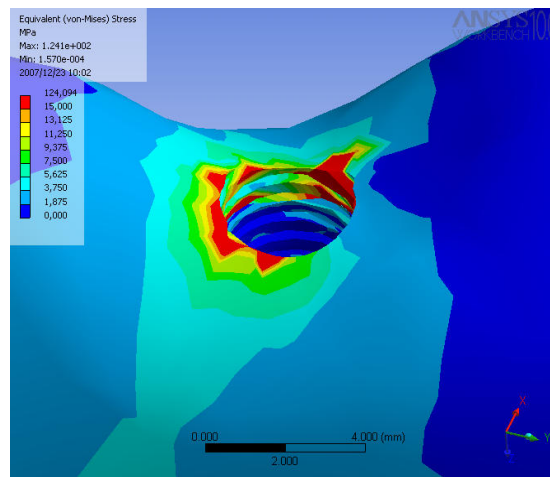
A perda 3ssea favoreceu o desenvolvimento de uma maior faixa de tens3o elevada (valores mais pr3ximos ao da tens3o principal m3xima) se comparada 3 aus4ncia de perda 3ssea, independentemente do lado analisado (Figuras 51 a 56). N3o 3 poss3vel verificar visualmente na vista externa, uma diferenç3a significativa na distribuiç3o de tens3es entre os modelos 2 e 3 na regi3o periimplantar, tanto do lado direito quanto do esquerdo. Apenas a regi3o periimplantar esquerda do modelo sem perda 3ssea n3o apresentou valores de tens3o considerados mais cr3ticos, os quais s3o representados pela cor vermelha (Figura 54). Verificou-se que o maior gradiente de tens3es est3 localizado em direç3o ao lado direito do modelo, mais pr3ximos do local da carga aplicada.



**Figura 54: Região periimplantar esquerda do modelo padrão.**



**Figura 55: Região periimplantar esquerda do modelo 2.**

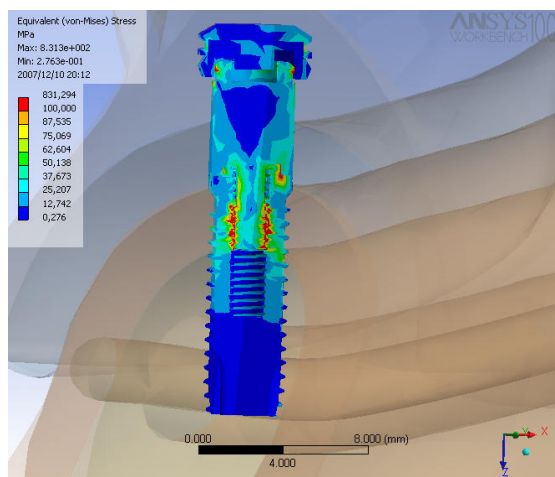


**Figura 56: Região periimplantar esquerda do modelo 3.**

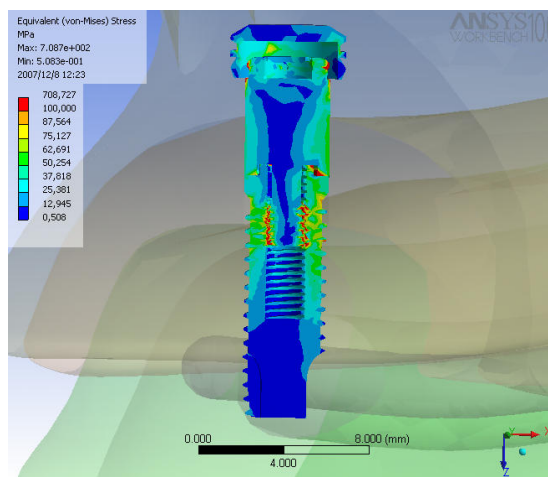


## 5.5.2 Implantes osseointegrados e componentes protéticos

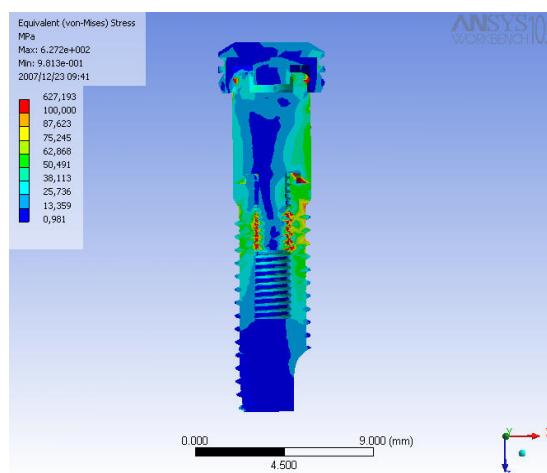
### 5.5.2.1 Vista interna – Distribuição de tensões de von Mises



**Figura 57: Corte longitudinal no implante direito do modelo padrão**



**Figura 58: Corte longitudinal no implante direito do modelo 2**

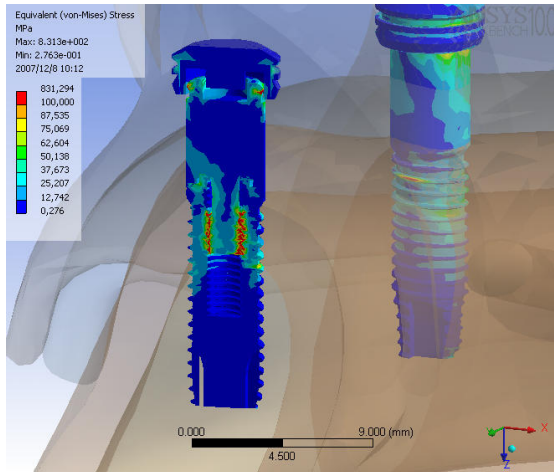


**Figura 59: Corte longitudinal no implante direito do modelo 3.**

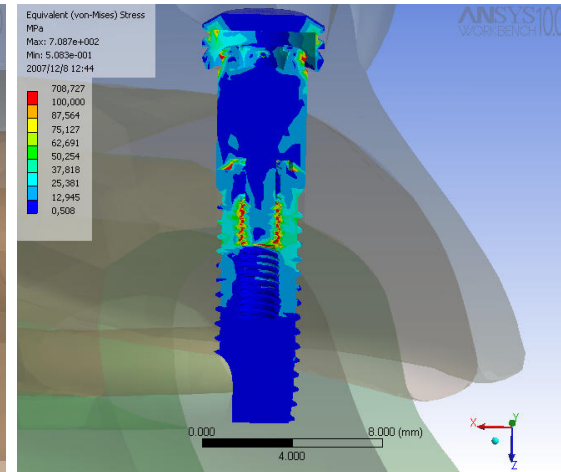
As imagens 57 a 62 demonstram que os implantes das figuras 58 e 59, localizados no lado da aplicação da carga foram os que apresentaram maior área de distribuição de tensão intermediária, não havendo uma diferença visual importante entre os dois. O implante do lado direito no modelo sem perda óssea apresentou mais pontos de concentração de tensões em comparação com o implante do lado esquerdo com perda óssea marginal. A Figura 60 mostra que o implante localizado no lado esquerdo (lado oposto à aplicação da carga) da mandíbula sem perda óssea foi o que apresentou menor concentração de tensões ao longo de sua estrutura, bem como em seus componentes



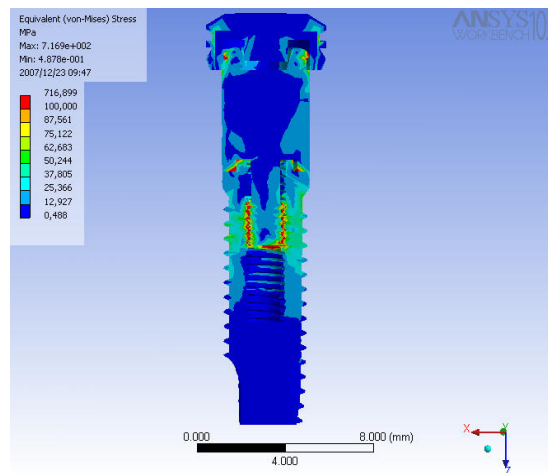
protéticos. Os implantes localizados no lado esquerdo dos modelos com perda óssea marginal aos implantes e com perda óssea do rebordo posterior e dos implantes (Figuras 61 e 62), não apresentaram diferença entre si, porém houve uma maior concentração de tensões nestes implantes se comparados ao do modelo com ausência de perda óssea.



**Figura 60: Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo padrão**



**Figura 61: Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 2**



**Figura 62: Corte longitudinal no implante esquerdo do modelo 3.**



---

***Discussão***

## 6. DISCUSSÃO

Os estudos de osseointegração iniciados por Brånemark na década de 60 modificaram o planejamento das reabilitações protéticas, encorajando os profissionais a indicar e realizar próteses implanto-suportadas, tais como as overdentures. Este tipo de tratamento constitui uma excelente alternativa para solucionar problemas oriundos do edentulismo (TRUHLAR et al., 1997; NAERT et al., 1999; SADOWSKI, 2001; WRIGHT et al., 2001; WALTON et al., 2002; VISSER et al., 2006). Entretanto, após a realização do tratamento com overdentures, complicações também podem ocorrer ao longo do tempo, principalmente em virtude de mudanças nas estruturas de suporte dos implantes e da prótese. Alguns estudos clínicos longitudinais demonstraram que a perda óssea marginal aos implantes e a reabsorção do rebordo ósseo posterior aos implantes constituem estas principais mudanças (JACOBS et al., 1993; VAN STEENBERGHE et al., 2000; WOWERN e GOTFREDSEN 2001; WRIGHT et al., 2001; BLUM e MC CORD, 2004; TURKYILMAZ et al., 2005). Desta forma, a finalidade principal desta pesquisa foi avaliar a influência da reabsorção óssea na distribuição de tensões nos implantes e no tecido ósseo periimplantar. Os resultados mostraram que a influência da reabsorção do rebordo posterior da mandíbula e da perda óssea marginal aos implantes, promoveu maior concentração de tensões nos implantes, nos componentes protéticos e no tecido ósseo marginal aos implantes.

Em relação ao osso, analisou-se inicialmente o comportamento da mandíbula como um todo, uma vez que ocorre um tensionamento do corpo mandibular durante a distribuição das tensões oriundas da carga aplicada (CRUZ, 2001). A mandíbula apresentou diferentes níveis de concentração de tensões ao longo de sua estrutura. Foi possível observar que a simulação da reabsorção óssea do rebordo posterior provocou, nesta mesma região posterior, em especial no lado direito, uma maior concentração de tensões do que nos demais modelos testados. Este dado talvez possa ser explicado pelo fato que ocorreu uma alteração da área para distribuição de forças nesta região, em função da reabsorção do rebordo, o que propiciou maior acúmulo de valores mais altos

de tensão (KAWASAKI et al, 2001). Os altos valores de tensão observados nos processos condilares podem ser explicados por estes constituírem os pontos de fixação dos modelos e, portanto, são áreas de fulcro mais sujeitas à sollicitação mecânica sob aplicação da carga.

Nesta pesquisa, foi possível observar visualmente uma ampla área de concentração de tensões ao redor dos implantes tanto do modelo com reabsorção óssea periimplantar de 2 mm quanto do modelo com reabsorção óssea do rebordo posterior associado a perda óssea nos implantes, corroborando estudos prévios (ISIDOR, 1996; KITAMURA et al, 2005; AKCA e CEHRELI 2006) que relacionaram a perda óssea marginal progressiva com o aumento dos valores de tensão na região cervical do implante e no tecido ósseo de suporte. No presente trabalho uma menor espessura de tecido ósseo cortical foi simulada na região da perda óssea, uma vez que a camada de tecido ósseo cortical se estreita à medida que a remodelação óssea ocorre frente aos estímulos oclusais que promovem perda óssea progressiva (AKCA e CEHRELI, 2006). Desta forma, isto pode ter sido uma das causas na distribuição mais ampla das tensões na camada cortical, uma vez que a área para dissipação da força aplicada diminuiu. Esta explicação está de acordo com as pesquisas com elementos finitos realizadas por Sevimay et al. (2005) e Holmes e Loftus (1997), nas quais os autores observaram que implantes instalados em região de pouca espessura de cortical óssea e qualidade pobre de osso esponjoso apresentaram maior micromovimentação sob cargas oclusais e maior concentração de tensões no tecido ósseo adjacente. Uma outra possível explicação para as tensões serem mais elevadas na região de perda óssea periimplantar seria o deslocamento para apical do fulcro de rotação na região cervical do implante em virtude da menor inserção deste no tecido ósseo.

As tensões desenvolvidas nos dois tipos de tecido ósseo foram muito distintas, sendo que praticamente apenas tensões mínimas foram observadas no diagrama de distribuição de tensões de von Mises no tecido ósseo esponjoso, enquanto que no tecido ósseo cortical observaram-se diferentes padrões de concentração de tensões. A grande diferença entre os módulos de elasticidade dos dois tipos de osso e a escala do diagrama de distribuição de tensões de von Mises podem ser os fatores responsáveis por estes resultados. O fato do osso cortical no qual estavam inseridos os implantes apresentar altos valores de concentração de tensões é um indicativo que ele participa na absorção

das cargas transmitidas através da prótese de acordo com a pesquisa realizada por Natali et al (2004).

O local da aplicação da carga vertical, na região correspondente ao primeiro molar inferior do lado direito, foi responsável pela distribuição das tensões periimplantares. Observou-se que o maior gradiente de forças nas regiões marginais aos implantes sempre se concentraram no lado mais próximo ao local do carregamento. Desta forma, em todos os modelos, o implante do lado direito sofreu maior sobrecarga que o do lado esquerdo. Provavelmente, as cargas aplicadas na prótese em locais e direções diferentes podem gerar um comportamento distinto de distribuição das tensões no tecido ósseo e implantes, como relatado por Daas et al. (2007). Para o presente trabalho foi simulada a aplicação de uma carga vertical de 100 N, a qual é um valor considerado fisiológico em pacientes desdentados e suficiente para obtenção de resultados relevantes em estudos prévios com elementos finitos (DAAS et al., 2007).

Embora as maiores concentrações de tensões tenham sido observadas no implante direito nos modelos com reabsorção óssea, o implante direito do modelo sem perda óssea apresentou visualmente maior distribuição de valores altos de tensão ao longo de sua estrutura que o implante esquerdo do modelo com perda óssea periimplantar. Este fato demonstrou que o implante mais próximo ao ponto de aplicação de carga na prótese sempre sofre maior solicitação mecânica em overdentures, tanto em situações de implantação ótimas quanto após perda óssea marginal.

A análise das tensões transmitidas às estruturas dos implantes e do osso pelo método tridimensional de elementos finitos tem mostrado resultados semelhantes quando comparada com ensaios mecânicos, conforme Merz et al (2000) e Natali et al. (2006). Estes mesmos autores relatam ainda que, além da aplicação clássica na Engenharia, de acordo com Llombart e Llombart (1996), Geng et al (2001) e Cruz (2003), o método dos elementos finitos é bastante confiável para análise de problemas estruturais relacionados com biomecânica em implantodontia. Porém, para que os resultados desta metodologia pudessem refletir a realidade clínica de uma forma mais próxima, foi realizada a completa modelagem de uma mandíbula desdentada e o refinamento do modelo matemático geométrico para se obter precisão da técnica (ABDEL-LATIF et al, 2000; CRUZ, 2001). Para tanto, realizou-se uma tomografia

computadorizada para construção de um modelo geométrico experimental de toda a mandíbula, o que não fez parte da metodologia de alguns estudos anteriores (SATO et al, 1999; TEIXEIRA et al., 1998; KAWASAKI et al., 2001; HIMMLOVÁ et al.; 2004). O refinamento do modelo foi realizado com a finalidade de remover irregularidades desnecessárias, uma vez que quanto mais complexa a geometria, mais complexa será a geração da malha em termos de número e formato dos elementos.

Os componentes analisados neste estudo constituem um complexo sistema onde a não-aplicação de hipóteses simplificadoras inviabilizaria o desenvolvimento deste trabalho em função da necessidade de recursos computacionais, realização de testes laboratoriais prévios e tempo exacerbado para a elaboração do estudo. Assim, foram assumidas hipóteses simplificadoras do problema real devido à impossibilidade de copiar perfeitamente o funcionamento das estruturas humanas em virtude da variação existente dentro da espécie. As propriedades dos materiais foram consideradas homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas e foi utilizada uma análise linear com aplicação da carga de maneira estática, concentrada e axial. Entretanto, sabe-se que os materiais simulados, como o osso, são heterogêneos e anisotrópicos, ou seja, possuem propriedades mecânicas diferentes ao longo de sua estrutura e características viscoelásticas que variam conforme o sentido da aplicação na carga (GENG et al., 2001). Com relação aos elementos utilizados para gerar a malha, foi utilizada a geometria de tetraedro isoparamétrico quadrático, pois esta forma permitiu melhor representação do contorno das superfícies dos sólidos do estudo, e possui aproximações simples, possibilitando o seu emprego em maior número para obtenção de solução com maior grau de precisão (CRUZ, 2001).

Conforme relatado na metodologia desta pesquisa, foi simulada uma situação de osseointegração total dos implantes, embora isto não reflita a realidade clínica. De fato, em função da complexidade de se gerar modelos simulando um contato parcial do implante ao tecido ósseo, esta limitação foi imposta na construção do modelo geométrico e na geração da malha de elementos finitos. Entretanto isto não pode ser considerado como um erro metodológico do estudo, pois a quase totalidade dos estudos anteriores adotaram esta medida e até mesmo porque, não existe um padrão completamente estabelecido do grau e extensão de osseointegração em humanos (CRUZ, 2001; GENG et al., 2001; AKAGAWA et al., 2003; DAAS et al., 2007).

Os resultados deste estudo são concordantes com os estudos de Kitamura et al. (2005) e Akca e Cehreli (2006), nos quais os autores afirmaram que em implantes com perda óssea marginal e submetidos a forças não-axiais ocorre uma maior concentração de tensões tanto na região cervical do próprio implante como do osso adjacente. Outro dado importante foi de que a reabsorção óssea do rebordo posterior não promoveu grande aumento do gradiente de tensões ao redor dos implantes. Da mesma forma, não há dados científicos que indiquem que a reabsorção óssea do rebordo posterior aumenta a concentração de tensões no implante. Isto é um alerta para a necessidade de controles periódicos, que incluiriam controle de placa, reembasamentos e avaliações oclusais da prótese, a fim de minimizar ou eliminar fatores de risco que levariam à perda óssea marginal dos implantes, alterando a biomecânica do sistema (ATWOOD, 2001). Desta forma, eliminar-se-ia um ciclo contínuo onde a perda óssea é consequência da concentração de tensões, sendo o contrário também verdadeiro, o que comprometeria a longevidade dos implantes pela perda progressiva e acelerada de tecido ósseo marginal.

Desta forma, pode-se afirmar que a distribuição das tensões oriundas de forças não-axiais encontradas clinicamente é o resultado de uma complexa combinação de variáveis biológicas e mecânicas impossíveis de serem analisadas apenas em um único estudo experimental ou pesquisa *in vivo*. Embora possuam limitações, pesquisas *in vitro* permitem o controle de variáveis para restringir um determinado efeito e possibilitam a explicação de acontecimentos empíricos. Simulações computacionais permitem a análise de sistemas biomecânicos complexos que podem ser facilmente modificados e analisados sem riscos a pacientes para justificar a utilização clínica de novas formas de tratamento. Assim, novos trabalhos nesta linha de pesquisa devem ser realizados para avaliar outros fatores relacionados com a biomecânica das overdentures implanto-suportadas a fim de aumentar a previsibilidade de sucesso em longo prazo desta modalidade de tratamento.



**Conclusões**

---



## 7. CONCLUSÕES

Os resultados sugerem que:

- Ocorre aumento da concentração de tensões no tecido ósseo periimplantar, nos implantes e nos componentes protéticos em regiões onde existe perda óssea periimplantar de 2 mm.
- A reabsorção óssea do rebordo posterior da mandíbula associada à perda óssea marginal de 2 mm nos implantes não promove aumento significativo na concentração de tensões no tecido ósseo periimplantar, nos componentes protéticos e nos implantes, se comparado com a situação de perda óssea periimplantar.
- Houve maior concentração de tensões no tecido ósseo periimplantar e nos implantes localizados no mesmo lado do ponto de aplicação da carga vertical estática de 100 N, em todos os modelos analisados.



---

## ***Referências***

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKÇA, K; CEHRELI, M.K., Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. **Medical and Biological Engineering and Computing**, Heidelberg, v. 44, n.1, p. 527-535, 2006.

ATWOOD, D.A. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 86, n. 2, p.119-125, 2001.

ARAGAWA, Y. et al. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 30, n.1, p. 41-45, 2003.

BATENBURG, R.H. et al. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. **International Journal Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 13, n.4, p. 539-545, 1998.

BETIOL, E.A.G. **Comportamento biomecânico de uma prótese parcial fixa posterior, usando como pilares um dente natural e um implante osseointegrado.** [Dissertação de Mestrado] São Paulo : Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

BURNS, D.R. et al. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part I – Retention, stability, and tissues response. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 73, n.4, p.354-363, 1995.

BURNS, D.R. Mandibular implant overdenture treatment: Consensus and Controversy. **Journal of Prosthodontics**, Oxford, v.9, n.1, p. 37-46, 2000.

BLUM, I.R.; McCORD, J.F. A clinical investigation of the morphological changes in the posterior mandible when implant-retained overdentures are used. **Clinical Oral Implant Research**, Copenhagen, v. 15, n.1, p.700-708, 2004.

CHUN, H.J. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 32, n.1, p.193-205, 2005.

CRUZ, M.C.A. **Análise tridimensional de tensões em torno do implante cuneiforme pelo método dos elementos finitos.** [Dissertação de Mestrado] Campinas: Universidade Camilo Castelo Branco; 2001.

DAAS, M. et al. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. **Medical Engineering Physics**, Heidelberg, v.2, n.5, p. 1-8, 2007.

FREITAS JÚNIOR, A.C. Bioengenharia aplicada à Odontologia: método dos elementos finitos versus fotoelasticidade. **Revista Implant News**, São Paulo, v. 4, n. 5, p.469-476, 2007.

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

GUEDES, C.G. Analysis of the prevalence of different topographical characteristics of the residual ridge in mandibular free-end arches. **Brazilian Oral Research**, São Paulo, v. 18, n.1, p. 29-34, 2004.

HIMMLOVÁ, L. et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 91, n. 1, p. 20-25, 2004.

HOLMES, D.C.; LOFTUS, J.T. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v. 23, n.3, p.104-111, 1997.

ISIDOR, F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 7, n. 2, p. 143-152, 1996.

JACOBS, R. et al. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 70, n. 2, p. 135-140, 1993.

JUNG, Y.C. et al. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 11, n. 1, p. 811-818, 1996.

JEMT, T. Implant treatment in elderly patients. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 6, n. 5, p. 456-461, 1993.

KAWASAKI, T. et al. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge: three dimensional behavior of a lower complete denture. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 28, n.10, p. 950-957, 2001.

KITAMURA, E. et al. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 32, n. 4, p. 279-286, 2005.

KORDATZIS, K. et al. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.18, n.1, p.447-452, 2003.

LLOMBART, D; LLOMBART, J.A. Aplicaciones del análisis estructural al estudio de las interferências oclusales. **Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería**, Barcelona, v. 12, n.1, p. 497-513, 1996.

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

MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 15, n. 4, p.519-526, 2000.

MEIJER, H.J.A. et al. A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 11, n.5, p. 441-447, 2000.

MARINELO, C.P. et al. Overdentures supported by osseointegrated fixtures: a case report. **Quintessence International**, Berlin, v.22, n.6, p. 431-436, 1991.

MIRANDA, M.E. **Estudo comparativo das tensões transmitidas à maxila por sobredentaduras implanto-suportadas e implanto-retidas-muco-suportadas**. [Tese de Doutorado]. São Paulo : Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

NATALI, A.N. et al. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 17, n. 1, p. 67-74, 2004.

NATALI, A.N. et al. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dental Materials**, v. 22, n. 1, p. 388-395, 2006.

NAERT, I. et al. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 26, n. 3, p. 195-202, 1999.

NAERT, I. et al. Bone behavior around sleeping and non-sleeping implants retaining a mandibular hinging overdenture. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 10, n. 1, p. 149-154, 1999.

PAREL, S. et al. Modifications of existing prosthesis with osseointegrated implants. **Journal Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 56, n.1, p. 195-202, 1986.

PIETROKOVSKY, J. et al. Morphologic Characteristics of Bony Edentulous Jaws. **Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, v. 16 , n. 2, p.141-147, 2007.

RUBO, J.H., SOUZA, E.A.C. Métodos computacionais aplicados à Bioengenharia: Solução de carregamento em próteses sobre implantes. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, Bauru, v. 9, n. 3, p. 97-103, 2001.

SADOWSKY, S. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. **Journal of Prosthet Dentistry**, St. Louis, v. 86, n. 5, p. 468-473, 2001.

SATO, Y. et al. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 26, n. 1, p. 640-643, 1999.

SEVIMAY, M. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.93, n. 3, p.227-234, 2005.

SUENAGA, K. et al. Relationship between size of denture foundation area and resorption of alveolar ridge in the edentulous mandible. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 24, n. 1, p. 315-319, 1997.

TEIXEIRA, E.R. et al. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 25, n. 1, p. 299-303, 1998.

TELLES, D. et al. **Prótese Total: Convencional e Sobre Implantes**. Ed. Santos, São Paulo, 2ed, 2004.

TURKYILMAZ, I et al. Stability and marginal bone level measurements of unsplinted implants used for mandibular overdentures: a 1 year randomized prospective clinical study comparing early and conventional loading protocols. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 17, n. 5, p. 501-505, 2006.

TRUHLAR, R.S. et al. Treatment planning in the elderly implant patient. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v. 41, n. 4, p. 847-861, 1997.

VAN STEENBERGHE, D. et al. Marginal bone loss around implants retaining mandibular overdentures at 4-, 8-, and 12-years follow-up. **Journal of Clinical Periodontology**, Oxford v. 28, n. 7, p. 628-633, 2001.

VAN KAMPEN, F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an *in vivo* study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.16, n.5, p. 587-593, 2004.

VISSER, A. et al. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional overdentures: 10 years of case and aftercare. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 19, n. 3, p. 271-278, 2006.

WALTON, J.N. et al. One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: a randomized clinical trial. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 17, n. 3, p. 391-398, 2002.

WRIGHT, P.S. et al. The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 13, n. 1, p.169-174, 2001.

XIE, Q. et al. Association of residual ridge resorption with systemic factor in home-living elderly subjects. **Acta Odontologica Scandinavica**, Huddinge, v. 55, n. 5, p. 299-305, 1997.



***Anexos***

---

**ANEXO A – Carta de aprovação do projeto de pesquisa pela Comissão Científica e de Ética da FO-PUCRS**



*Comissão Científica e de Ética  
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

---

Porto Alegre 22 de outubro de 2007

**O Projeto de: Dissertação**

**Protocolado sob nº:** 0065/07  
**Intitulado:** Efeito da reabsorção óssea na distribuição de tensões em overdenture implanto-suportada: análise por elemento finito com modelo tridimensional  
**Pesquisador Responsável:** Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai  
**Pesquisadores Associados:** Luiz Oscar Honorato Mariano  
**Nível:** Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 19 de outubro de 2007.

*Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS*

**Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS



## ANEXO B – Registro do projeto de pesquisa no SISNEP

Andamento do projeto - CAAE - 0386.0.002.000-07 

Título do Projeto de Pesquisa				
EFEITO DA REABSORÇÃO ÓSSEA NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM OVERDENTURE IMPLANTO-SUPORTADA: ANÁLISE POR ELEMENTO FINITO COM MODELO TRIDIMENSIONAL				
Situação	Data Inicial no CEP	Data Final no CEP	Data Inicial na CONEP	Data Final na CONEP
Recebido no CEP	05/11/2007 14:24:27			
Descrição	Data	Documento	Nº do Doc	Origem
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	23/10/2007 10:00:32	Folha de Rosto	FR162721	Pesquisador
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	05/11/2007 14:24:27	Folha de Rosto	0386.0.002.000-07	CEP

[Voltar](#)