

MINISTÉRIO DA DEFESA  
EXÉRCITO BRASILEIRO  
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA  
CURSO DE MESTRADO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS

NEY DIEGUES PACHECO

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES DENTÁRIOS  
INCLINADOS EMPREGANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS  
FINITOS

Rio de Janeiro

2008

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**NEY DIEGUES PACHECO**

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES DENTÁRIOS  
INCLINADOS EMPREGANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS  
FINITOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Metalurgia e Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para obtenção de título de Mestre em Ciência em Ciências dos Materiais.

Orientador: Arnaldo Ferreira, Ph.D.

Co-orientador: Carlos Nelson Elias, D.Sc.

Rio de Janeiro

2008

# INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

NEY DIEGUES PACHECO

## **DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES DENTÁRIOS INCLINADOS EMPREGANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciências dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para obtenção de título de Mestre em Ciência em Ciências dos Materiais.

Orientador: Arnaldo Ferreira, Ph.D.

Co-orientador: Carlos Nelson Elias, D.Sc.

Aprovada em 04 de Abril de 2008, pela seguinte Banca Examinadora:

---

Prof. Arnaldo Ferreira, Ph.D. - IME

---

Prof. Carlos Nelson Elias, D.Sc. - IME

---

Prof. TC Benedito Luis Barbosa de Andrade, D.Sc. - IME

---

Prof. Adalberto Bastos de Vasconcellos, D.Sc. - UFF

Rio de Janeiro

2008

## DEDICATÓRIA

À minha mãe, **Lourdes**, pelas oportunidades desta vida, desde o momento que me fez vir ao mundo, por todo o amor e dedicação constantes.

Ao meu amor, eterna namorada, outrora noiva e hoje esposa, **Melissa**, pelo apoio irrestrito durante toda a caminhada e pela compreensão nos momentos de ausência e tensão.

Aos meus irmãos, **Lia e Vitor**, que mesmo distantes fisicamente, torcem pelo meu sucesso.

Aos meus sogros **Almir e Verinha**, pela torcida e por todo carinho e atenção dispensada por esta família a este “filho adotivo”, e hoje, genro.

Ao meu pai, **Renato**, pela educação, responsabilidade e início profissional.

À memória de **Murillo Mendes**, meu segundo pai, apoio sem o qual não teria chegado aonde cheguei.

Ao meu orientador, **Arnaldo Ferreira**, sem o qual este trabalho não seria concluído. Seu empenho no sucesso deste foi fundamental.

## AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por permitir que continue existindo para construir minha história.

Ao Coordenador do Departamento de Pós Graduação de Materiais do Instituto Militar de Engenharia, **Maj Pinto**.

Ao Prof. **Dr. Carlos Nelson Elias**, pelo profundo conhecimento e pelos ensinamentos transmitidos.

Ao Prof. **TC Andrade**, pelas sugestões pertinentes oferecidas durante a elaboração do projeto e pela simplicidade em transmitir seus profundos conhecimentos.

Ao **Cap. Egydio**, pela presteza no atendimento, competência e paciência com este Dentista. Sem sua ajuda, nada teria sido concretizado.

Aos profissionais do Centro Tecnológico do Exército, **Cap. Brisola, Maj. Aguiar** e, em especial, **Cap. Guimarães**, sem os quais este trabalho não teria chegado ao fim. Profissionais como estes que fazem a diferença para nosso país.

Ao operador de microscópio, **Joel**, por sua simpatia, bom humor e boa vontade inigualáveis. Importante encontrar pessoas assim durante nossa caminhada.

Ao **Sr. Veltri**, da secretaria da SD/1, sempre disponível e bem informado para ajudar todos os alunos.

À secretária de Pós Graduação, **Heloísa**, por sua competência e atenção dispensada ao longo de todo o curso.

Aos amigos e “cumpadres”, **Glaucio Guimarães** e **Liliane Moraes**, pela minha indicação e por acreditar que conseguiria realizar o feito de iniciar e concluir o curso.

Aos meus colegas professores da Universidade Veiga de Almeida, **Marcelo Gomes, Márcio Zachée e Paulo Vanzillotta**, pelo apoio e incentivo.

À empresa **Conexão<sup>®</sup> Sistemas de Prótese**, pelos desenhos cedidos e pela confiança no trabalho.

A todos os amigos e professores que de alguma forma contribuíram para minha formação.

Aos colegas de turma de Mestrado, pela troca de conhecimento e ajuda nos momentos difíceis.

“Aprender é a única coisa que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende.”

*LEONARDO DA VINCI*

## SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	9
LISTA DE TABELAS .....	12
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS .....	14
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
1.1 Importância .....	17
1.2 Objetivos .....	19
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>21</b>
2.1 Implantes Dentários .....	21
2.2 Implantes Inclinados .....	30
2.3 Método dos Elementos Finitos (MEF) .....	32
<b>3 MATERIAIS E MÉTODO .....</b>	<b>39</b>
3.1 Pré-Processamento .....	40
3.2 Processamento .....	60
3.3 Pós-Processamento .....	61
<b>4 RESULTADOS e DISCUSSÃO .....</b>	<b>63</b>
<b>5 CONCLUSÕES e SUGESTÕES .....</b>	<b>89</b>
5.1 Conclusões .....	89
5.2 Sugestões .....	90
<b>6 BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>91</b>



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Fig. 2.1. Esquema da teoria mecanostática de FROST. Misch, 2000. ....	22
Fig. 2.2. Descrição macroscópica dos quatro tipos de densidade óssea, proposta por Misch, 2000 .....	25
Fig. 2.3. Esquema de integração dente e implante ao osso. ....	26
Fig. 2.4 Ilustração de situação clínica de instalação de implante inclinado em região de pré-molar superior esquerdo. ....	31
Fig. 3.1 Modelo do implante Conect $\phi$ 4,3 mm (Conexão <sup>®</sup> ) obtido através do programa Solidworks <sup>®</sup> , vista do sólido (esquerda) e vista do contorno (direita) .....	41
Fig. 3.2 Modelo do implante Conect AR $\phi$ 4,0 mm (Conexão <sup>®</sup> ) obtido através do programa Solidworks <sup>®</sup> , vista do sólido (esquerda) e vista do contorno (direita) .....	41
Fig. 3.3 Modelos do pilar inclinado de 15° (Conexão <sup>®</sup> ), com conexão interna, em vista lateral (esquerda) e frontal (direita) obtido através do programa Solidworks <sup>®</sup> . ....	42
Fig. 3.4 Vista mesial dos blocos ósseos cortical (altura de 21mm) – camada externa (espessura de 2,0mm) e trabecular – camada interna (espessura de 7,0mm) (esquerda); e vista oblíqua do conjunto de blocos ósseos com 42 mm de comprimento (direita). ....	44
Fig. 3.5 Conjunto implante/pilar em vista lateral (esquerda); visão do conjunto implante/pilar inseridos nos blocos ósseos cortical e trabecular (vista vestibular ao centro e vista mesial à direita). ....	45
Fig. 3.6 Ângulo formado entre os longos eixos do pilar e do implante. ....	46
Fig. 3.7 Vista mesial do posicionamento do conjunto implante/pilar nos blocos ósseos, demonstrando a projeção do ângulo formado pelo conjunto no plano mesial. ....	47
Fig. 3.8 Vista bucal do posicionamento do conjunto implante/pilar nos blocos ósseos, demonstrando a projeção do ângulo formado pelo conjunto no plano bucal. ....	48
Fig. 3.9 Vista lateral do conjunto implante/pilar e blocos ósseos inseridos no programa Ansys <sup>®</sup> e ilustrando os volumes nos quais foram divididos os modelos, para mapeamento da malha. ....	49

Fig. 3.10 Vista idêntica à Figura 3.9, demonstrando os volumes internamente, e as relações entre implante e osso cortical e trabecular. ....	50
Fig. 3.11 Esquema utilizado no trabalho de WANG e cols (2002) em vistas lateral (esquerda) e frontal (direita). Dimensões em milímetros (mm). ....	51
Fig. 3.12 Esquema representando o elemento SOLID 92, de forma tetraédrica. ....	52
Fig. 3.13 Esquema demonstrando as formas que o elemento SOLID 45 pode assumir. ....	52
Fig. 3.14 Elemento de ordem superior SOLID 95, nas diversas formas que podem ser utilizadas na análise. ....	53
Fig. 3.15 Malha aplicada no modelo do conjunto implante/pilar sistema Conect® $\phi$ 4,3mm, com uso de malha livre no topo do pilar. ....	54
Fig. 3.16 Malha aplicada no modelo do conjunto implante/pilar sistema Conect® $\phi$ 4,3mm, associado aos volumes do conjunto de blocos ósseos. ....	55
Fig. 3.17 Seleção das regiões onde foi utilizada malha livre e de transição Hex para Tet. ....	56
Fig. 3.18 Ilustração da aplicação de carga no topo do pilar, distribuída pela área. Detalhe superior direito demonstrando a carga aplicada em cada elemento da malha.....	56
Fig. 3.19 Malha Sólida aplicada nos blocos ósseos cortical (roxo) e trabecular (vinho) para conjunto Conect®. ....	57
Fig. 4.1 Escala de cores utilizada no programa Ansys® para correlação dos valores de tensões de von Mises, aumentando da esquerda (azul) para direita (vermelho).....	64
Fig. 4.2 Solução no Elemento do conjunto implante/pilar Conect® (MPa). ....	66
Fig. 4.3 Solução Nodal do conjunto implante/pilar Conect® (MPa). ....	66
Fig. 4.4 Concentração de tensões na região do orifício de acesso ao parafuso do pilar, Conect AR® (MPa). ....	67
Fig. 4.5 Representação gráfica dos valores de tensões máximas de von Mises, localizados no osso cortical (MPa). ....	68

Fig. 4.6 Representação gráfica dos valores de tensões máximas de von Mises, localizados no osso trabecular (MPa). .....	68
Fig. 4.7 Representação gráfica dos valores de tensões máximas de von Mises, localizados nos conjuntos implante/pilar (MPa). .....	69
Fig. 4.8 Detalhe da porção com maior concentração de tensões von Mises no implante Conect <sup>®</sup> , em solução Nodal (MPa). .....	72
Fig. 4.9 Detalhe da porção com maior concentração de tensões von Mises no implante Conect AR <sup>®</sup> , em solução Nodal (MPa). .....	73
Fig. 4.10 Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C D2 (MPa). .....	75
Fig. 4.11 Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C AR D2 (MPa). .....	76
Fig. 4.12 Concentração de tensões máximas de von Mises na região de osso trabecular, grupo C D2 (MPa). .....	77
Fig. 4.13 Concentração de tensões máximas de von Mises na região de osso trabecular, grupo C AR D2 (MPa). .....	77
Fig. 4.14 Concentração de tensões von Mises no implante grupo C D3 (MPa). .....	78
Fig. 4.15 Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C D3 (MPa). .....	78
Fig. 4.16 Concentração de tensões máximas de von Mises no osso trabecular, no grupo C D3 (MPa). .....	79
Fig. 4.17 Concentração de tensões de von Mises no implante grupo C AR D3 (MPa). .....	80
Fig. 4.18 Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C AR D3 (MPa). .....	81
Fig. 4.19 Concentração de tensões máximas de von Mises no osso trabecular, no grupo C AR D3 (MPa). .....	83

## LISTA DE TABELAS

Tab. 2.1. Classificação da densidade óssea proposta por Misch. ....	25
Tab. 2.2 Descrição das Fórmulas do Módulo de Elasticidade (E) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). ....	28
Tab. 3.1. Propriedades Mecânicas das estruturas biológicas, materiais e técnica empregada: Módulo de Elasticidade (E – GPa) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). ....	43
Tab. 3.2. Elementos e nós envolvidos na análise do modelo Conect® $\phi$ 4,3mm. ....	57
Tab. 3.3. Elementos e nós envolvidos na análise do modelo Conect AR® $\phi$ 4,0mm. ....	58
Tab. 3.4 Propriedades Mecânicas dos materiais e estruturas biológicas empregadas: Módulo de Elasticidade (E – GPa) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). ....	59
Tab. 4.1 Apresentação dos modelos utilizados neste trabalho. ....	63
Tab. 4.2 Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C D2, em Solução Nodal e no Elemento (MPa). ....	64
Tab. 4.3 Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C AR D2, em Solução Nodal e no Elemento (MPa). ....	65
Tab. 4.4 Tensões máximas de von Mises, em MPa, e suas localizações no osso cortical, osso trabecular e conjunto implante/pilar, em Solução Nodal (MPa). ....	67
Tab. 4.5 Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C D2 e C AR D2, em Solução Nodal (MPa). ....	69
Tab. 4.6 Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C D3 e C AR D3, em Solução Nodal (MPa). ....	70
Tab. 4.7 Comparação entre os valores máximos de tensão de von Mises, para o grupo Conect® nas diferentes densidades ósseas analisadas (MPa). ....	71
Tab. 4.8 Comparação entre os valores máximos de tensão de von Mises, para o grupo Conect AR® nas diferentes densidades ósseas analisadas (MPa). ....	71

Tab. 4.9 Valores máximos de tensões de von Mises localizados no osso cortical (MPa). .....	73
Tab. 4.10 Valores máximos de tensões de von Mises localizados no osso trabecular (MPa). .....	74
Tab. 4.11 Valores máximos de tensões de von Mises localizados no implante (MPa). .....	75

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

### ABREVIATURAS

2D	-	Bidimensional
3D	-	Tridimensional
AEF	-	Análise por Elementos Finitos
Corp.	-	Corporation
Cp	-	Comercialmente puro
D	-	Densidade
Inc.	-	Incorporation
MPa	-	MegaPascal
GB	-	Gigabite
MB	-	Megabite
MEF	-	Método dos elementos Finitos
mm	-	Milímetro
Ti	-	Titânio
VM	-	von Mises
GPa	-	GigaPascal

### SÍMBOLOS

® e ™	-	Marca Registrada
$\varepsilon$	-	Deformação
$\varepsilon_{que}$	-	Deformação transversal
$\phi$	-	Diâmetro
$\mu\text{m}$	-	Micrometro
$\nu$	-	Coeficiente de Poisson
$\delta$	-	Tensão
E	-	Módulo de Elasticidade
N	-	Newton

## RESUMO

A utilização de implantes dentários osseointegrados nas reabilitações unitárias ou múltiplas é uma realidade clínica inquestionável. Recentes estudos indicam a inclinação intencional destes implantes para situações clínicas específicas.

Neste estudo, utilizou-se o método dos elementos finitos tridimensionais para analisar as concentrações de tensões de von Mises ao redor de implantes com inclinações axiais de 15°, associados a pilares angulados. Foram analisados os comportamentos de dois desenhos geométricos externos distintos dos implantes nas densidades ósseas D2 e D3, quando submetidos a uma carga vertical de 100 N sobre o topo do pilar. Os valores de tensões máximos de von Mises encontrados foram comparados com dados da literatura relativos aos padrões fisiológicos de reabsorção ou estímulo.

Os resultados demonstraram que os maiores valores de tensões de von Mises foram encontrados no grupo C AR D2 enquanto os menores valores foram encontrados no modelo C D3; nenhum dos grupos ultrapassou os limites de escoamento do Ticp; os maiores valores de tensões de von Mises nos blocos ósseos estavam localizados no osso cortical, abaixo dos limites fisiológicos em todos os grupos analisados; e no osso trabecular, os valores encontrados em todos os grupos estavam dentro dos limites fisiológicos, podendo causar algum tipo de dano ao tecido ósseo.

**PALAVRAS-CHAVE:** Implantes osseointegrados; Método dos Elementos Finitos; Biomecânica.

## ABSTRACT

The use of dental implants to single or multiple rehabilitations is a questionableness clinical reality. Early studies indicate the intentionally inclination of those implants to specifics clinical situations.

In this work, the 3-dimensional finite element method was used to analysis the von Mises stress around implants with axial inclination of  $15^{\circ}$ , associated to angled abutments. Were analysed the behavior of two different external shapes of the implants into bone density D2 and D3, when submitted to a vertical load of 100 N on the abutment summit. The maximum von Mises stress distribution founded were compared to a literature basis about physiological pattern of resorption or stimulus.

The results showed that: the highest von Mises stress values were founded in C AR D2 group while the smallest were founded in C D3 group; none of all groups exceed the yield strength of pure titanium; the highest von Mises stress values in the bone blocks were located in the cortical bone, under the physiological limits in all groups; and in the cancellous bone, all values founded were between the physiological limits, with some possibility to affect the hard tissue.

**KEY WORDS:** Dental implants; Finite Element Method; Biomechanics.



# 1 –INTRODUÇÃO

## 1.1 – IMPORTÂNCIA

Desde que tornou-se possível a integração biológica entre o osso vivo e óxidos de titânio, denominada “osseointegração”, atestada por BRÅNEMARK e cols. (1969), a utilização de implantes dentários expandiu-se dos casos de edentulismo total para os de próteses parciais fixas unitárias ou múltiplas, anteriores e posteriores, reconstruções maxilo-faciais dentre outras aplicações (KHRAISAT e cols., 2002). Segundo THE ACADEMY OF PROSTHODONTICS (2005), osseointegração ou integração óssea significa: 1- aparente união direta ou conexão de tecido ósseo a um material inerte e aloplástico sem a interposição de tecido conjuntivo; 2- o processo e a aparente conexão direta da superfície de um material exógeno e os tecidos ósseos hospedeiros, sem a interposição de tecido conjuntivo fibroso presente; 3- a interface entre materiais aloplásticos e osso.

Osseointegração, para WEINBERG (1993), por definição, não permite nenhum movimento do implante no osso, medido em microns.

Atualmente temos como realidade clínica inquestionável a reabilitação de perdas dentárias por meio de próteses parciais fixas implanto-suportadas, visto que a permanência dos implantes dentais, nestas condições, está muito bem documentada (ADELL e cols, 1990; JEMT e cols, 1992; NEVINS e LANGER, 1993; LEKHOLM e cols., 1999; ATTARD e ZARB, 2003). Praticamente todos os grandes fabricantes de implantes dentários apresentam acompanhamentos com taxas de sucesso maiores do que 90%, muitos por mais de 10 anos (BINON, 2000).

Com o avanço das técnicas e recursos, o protocolo inicial de implantes múltiplos ferulizados, foi adaptado e passou a ser aplicado em casos unitários. As complicações e a necessidade de manutenção mais freqüentes das próteses parciais e unitárias sobre implantes, comparadas com protocolo sugerido, revelou as limitações do desenho inicialmente proposto do implante dentário para estes casos.

Para muitos cirurgiões-dentistas, situações de reposições unitárias com carga imediata são consideradas como protocolo de trabalho (SOLDANI e cols., 2006).

Tais situações de reposições unitárias abrangem tanto porções anteriores quanto posteriores das arcadas dentárias. Em função da popularização e da maior acessibilidade que as técnicas de implantação e reabilitação protética através de implantes alcançaram, casos de perdas dentárias isoladas deixam de ter somente a indicação de reabilitação através de próteses parciais fixas ou removíveis, permitindo em alguns casos, até mesmo restaurações imediatas.

Atualmente, as pesquisas na área dos implantes dentários concentram-se, principalmente: no desenvolvimento de substâncias que melhoram a resposta óssea do paciente; na determinação da superfície ideal dos implantes dentários de titânio, tanto por jateamento com micropartículas ou seqüência de tratamento químico; nas alterações da geometria externa dos implantes, alterando também as dimensões das roscas e alterando o desenho dos encaixes entre o implante e o pilar que sustenta a prótese. Esta última área de pesquisa busca um desenho mais favorável para a distribuição das tensões produzidas pelo contato dentário e a otimização da adaptação entre o pilar e o implante, reduzindo as tensões de acoplamento da prótese e diminuindo também, a colonização bacteriana na interface implante-pilar (MEIRELLES, 2003).

De acordo com BINON, em 2000, no mercado americano existiam disponíveis mais de 90 desenhos de implantes e, variando a altura e o diâmetro dos implantes, um total 1363 opções de implantes é alcançado. Em relação à conexão do implante ao pilar existiam disponíveis mais de 40 desenhos, com um total de 72 plataformas de implantes, em um universo de mais de 1500 opções de pilares. O autor enfatiza que a necessidade de alterar o desenho dos implantes dentários deve-se à: necessidade de simplificar o procedimento cirúrgico, maior previsibilidade em osso de baixa qualidade, instalação imediata ao invés da tardia, melhorar a distribuição de tensões, melhorar a estabilidade inicial e até estratégia de marketing para se distinguir no mercado.

De acordo com SEVIMAY e cols., em 2005, enquanto a correlação entre osso de baixa qualidade e a falha de implantes está bem estabelecida, a relação exata entre a qualidade do osso e distribuição de tensões ainda não é adequadamente compreendida.

BRUNSKI e cols., em 2000 enfatizaram a necessidade de se conhecer quais as tensões e deformações exatas são desenvolvidas na superfície do implante em

contato com o tecido ósseo ou um outro tecido. Ainda questiona que tipo de tensões e deformações são boas e ruins para as células e a biologia óssea.

A despeito da grande variedade de opções de desenhos e conexões implante/pilar disponíveis e embora haja inúmeros trabalhos avaliando implantes através de análises por elementos finitos 3D, e demonstrando técnicas cirúrgicas de instalação de implantes inclinados. Nenhum trabalho analisou a influência da inclinação de implantes com diferentes desenhos, em regiões de pré-molares, em diferentes densidades ósseas, utilizando a técnica de elementos finitos.

A importância do presente estudo baseia-se no fato de que, apesar do crescente número de estudos demonstrando sucesso clínico de longo prazo, alguns aspectos biomecânicos relacionados aos implantes parecem não estar bem definidos. Entre eles pode-se citar:

1. efeito da inclinação de implantes em relação ao sentido das forças que incidem sobre estes;
2. relação entre a distribuição de tensões ao redor de implantes em função do seu desenho;
3. efeito da distribuição de tensões em torno de implantes dependendo da densidade óssea do sítio de implantação.

## 1.2 – OBJETIVOS

Através da realização de uma análise estática de distribuição das tensões (de von Mises) ao redor de diferentes desenhos de implantes unitários inclinados, associados a pilares angulados de 15°, em duas densidades ósseas (D2 e D3), no regime elástico, e aplicando o Método dos Elementos Finitos na definição das tensões; os objetivos deste estudo são:

1. Estabelecer correlações entre os valores de tensões obtidos e padrões fisiológicos de remodelação óssea em diferentes densidades ósseas.
2. Localizar as regiões onde se concentrarão as tensões;

3. Determinar as tensões de von Mises transmitidas por cada conjunto de implante/pilar, nas diferentes densidades ósseas;
4. Relacionar as tensões transmitidas com a remodelagem óssea;
5. Determinar o sistema que apresenta os menores e maiores valores de tensão.

## 2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 – IMPLANTES DENTÁRIOS

Desde que as altas taxas de sucesso, alcançadas pelos implantes osseointegrados têm sido bem relatada por estudos clínicos longitudinais, as próteses fixas implanto-suportadas têm obtido espaço como opção de tratamento em pacientes parcialmente edentados (WANG e cols., 2002).

Muitos são os fatores que podem levar a falhas no tratamento reabilitador através de implantes, tais como condições de carregamento desfavoráveis (BRUNSKI, 1988).

A redução da sobrevida do implante é mais relacionada à densidade óssea do que ao local. No entanto, como regra geral, as regiões posteriores da boca têm o osso menos denso do que as anteriores, tanto na maxila quanto na mandíbula (MISCH, 2000).

Na revisão anual realizada por ALLEN e cols., em 2005, os autores relataram que o fator local mais importante para o sucesso do tratamento através de implantes é a qualidade e a quantidade de osso no sítio a ser implantado.

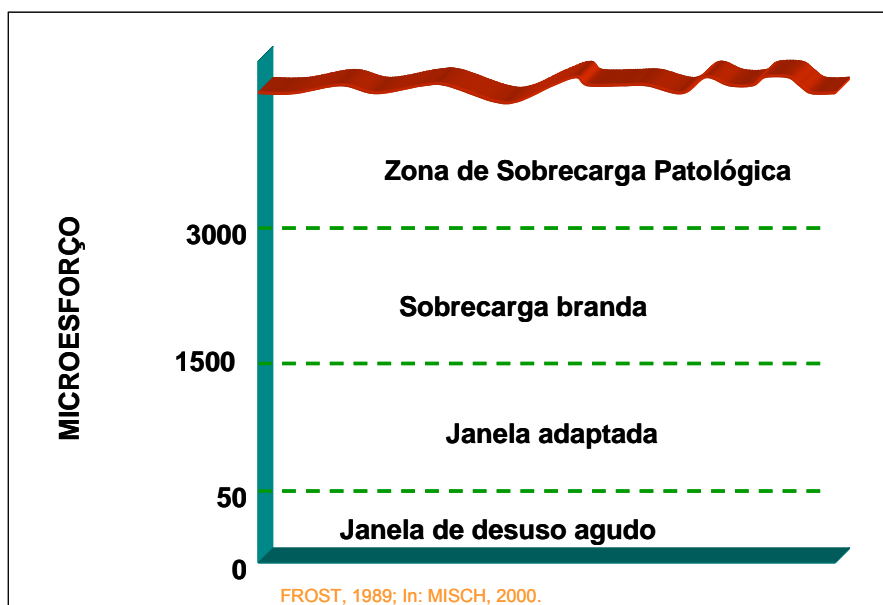
WOLFF, em 1892, elaborou conceitos sobre a densidade óssea e afirmou: “Cada alteração na forma e função do osso, ou na sua função apenas, é seguida por determinadas alterações definidas na arquitetura interna, e definem igualmente a alteração na sua estrutura externa, de acordo com as leis matemáticas” (citado por MISCH, 2000).

A modelação e a remodelação do osso são principalmente controladas, em parte ou no todo, pelo ambiente mecânico do esforço. Em geral, a densidade do osso alveolar se desenvolve como resultado da deformação mecânica causada pelo microesforço (MISCH, 2000).

MELLAL e cols, em 2004, afirmaram que o osso é um tecido que está sujeito a ciclos contínuos de reabsorção e formação. Qualquer diferença entre reabsorção e produção ósseas, leva a um decréscimo ou acréscimo na massa óssea,

respectivamente. Em condições normais de remodelação óssea, nenhuma alteração é percebida por conta do equilíbrio entre reabsorção e formação.

FROST, em 1989, apud MISCH, 2000, descreveu sua teoria Mecanostática, onde criou um modelo de quatro zonas de osso compacto relacionado à adaptação mecânica ao esforço. Foram descritas zonas de sobrecarga patológica e branda, janela adaptada e de desuso agudo, relacionadas à quantidade de microesforço experimentadas pelo osso. A Figura 2.1 mostra uma janela adaptada, onde existe um equilíbrio entre a modelação e a remodelação, e as condições ósseas são mantidas neste nível. Apesar do osso sofrer fraturas físicas em 10.000 a 20.000 unidades de microesforço, dependendo da densidade óssea, ele reage ao microesforço menos intenso de quatro formas diferentes.



**Fig. 2.1.** Esquema da teoria mecanostática de FROST. Misch, 2000.

De acordo com relatos de ROBERTS e cols., em 1987, cerca de 18% do osso trabecular e 2 a 5% do osso cortical são remodelados a cada ano na zona de carga fisiológica, correspondente à janela adaptada.

Para NAGAJARA, COUSE e GULDBERG, em 2005, acredita-se que o equilíbrio entre a remodelação local e acúmulo de microdanos no osso trabecular exerce importante papel na manutenção da integridade esquelética. Enquanto níveis

moderados de microdanos ósseos podem desempenhar um importante papel na manutenção da integridade óssea estrutural, o acúmulo de danos excessivos pode resultar em degradação das propriedades mecânicas e fratura óssea. Desta forma, o acúmulo de microdanos sem reparo, associados com idade e desordens ósseas metabólicas pode ser um dos vários fatores que contribui significativamente para o desenvolvimento de fragilidade esquelética, particularmente em osso trabecular. Utilizaram análise histológica, micro tomografia computadorizada e análise por elementos finitos para avaliar danos sofridos por regiões de osso trabecular removido de tíbia bovina, quando submetidas a ensaios de compressão e tração. A maioria das regiões de concentração de estresse não estavam associadas à eventos de microfratura. Observaram que raramente ocorriam microfraturas, mas observaram extensos microdanos nas amostras carregadas. A quantidade de danos aumentou com o aumento da tensão. Microfraturas ocorridas correspondem a regiões de concentração de estresse. Analisando o osso trabecular não danificado, verificaram que o microdano raramente iniciou com forças compressivas abaixo de 88 MPa. Sugerem que a iniciação dos microdanos ocorra com valores principais de compressão e tração de 88 a 121 MPa e 35 a 43 MPa, respectivamente. Uma estimativa precisa das propriedades dos tecidos é necessária para desenvolvimento de modelos que possam prever a falha de estruturas de osso trabecular. No entanto, devido a sua complexa arquitetura, a obtenção das propriedades do tecido ósseo trabecular é difícil.

Para MISCH, em 2000, este é o alcance do esforço ideal e desejável ao redor de um implante endósseo, uma vez que o equilíbrio da tensão tenha sido estabelecido.

MORI e BURR, em 1993, forneceram evidências da remodelação em regiões de microfratura óssea devida ao desgaste, dentro da variação fisiológica.

MORI e cols, em 1997, afirmaram que as microfraturas podem estimular diretamente o remodelamento intracortical que remove e repara o osso danificado. O mecanismo fisiológico que o osso usa para identificar o dano ainda é desconhecido, mas tem sido proposto que uma das funções da rede de osteócitos é justamente identificar tal dano sofrido.

De acordo com MARTIN, BURR e SHARKEY (1998), citados por BOZKAYA, MUFTU e MUFTU, em 2004, a falha óssea pode ser definida como a fratura local do osso causada por cargas locais excessivas. As propriedades mecânicas do osso

cortical dependem de vários fatores incluindo a porosidade óssea, nível de mineralização, densidade óssea, organização das fibras colágenas, e taxa de deformação. Além disso, o osso cortical é tipicamente anisotrópico. O limite de resistência do osso cortical tem sido descrito como maior em compressão (170 MPa) do que em tração (100 MPa). As propriedades mecânicas do osso trabecular dependem da porosidade, da anisotropia da arquitetura do trabeculado ósseo, e das propriedades do tecido na trabécula de cada indivíduo. A resistência do osso trabecular tem sido descrita como semelhante em tração e compressão de aproximadamente 2 a 5 MPa.

Microfraturas, para YEH e KEAVENY (2001), são a causa mais severa de dano ósseo, são consideradas como o resultado final de acumulados microdanos.

De acordo com RAPOFF (2007), o remodelamento de osso cortical em humanos é, aproximadamente, de 5% ao ano e do osso trabecular de, aproximadamente, 25%. O mesmo autor define modelagem óssea como aquela que afeta o tamanho e forma de todo o osso, enquanto que remodelagem afeta a densidade, mineralização e organização microestrutural do tecido ósseo.

A principal dificuldade de simular o comportamento mecânico de implantes dentais está na modelação do tecido ósseo humano e sua resposta frente às forças aplicadas (BLATT, BUTIGNON e BONACHELA, 2006). Certas suposições necessitam ser feitas para este modelamento e possível solução do processo. A complexidade desta caracterização mecânica do tecido ósseo e sua interação com os implantes dentais têm forçado os autores a fazer simplificações, sendo que algumas destas suposições podem influenciar a precisão da AEF de forma significativa.

Em 1988, MISCH propôs a classificação de densidades ósseas em quatro grupos, independentemente da região que ocupavam nos maxilares e baseados nas características microscópicas do osso cortical e trabecular. A forma sugerida do implante, o protocolo cirúrgico, a cicatrização, o plano de tratamento e os períodos de carga progressiva foram descritos para cada tipo de densidade óssea.

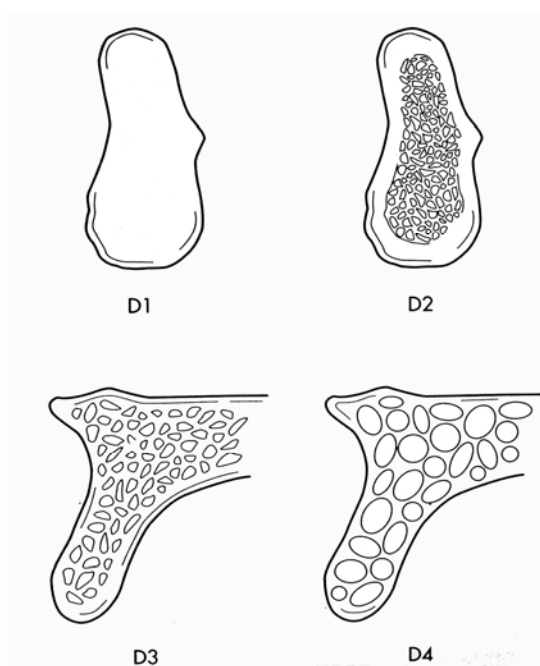
A Tabela 2.1 mostra uma descrição macroscópica da classificação da densidade óssea proposta por Misch e a Figura 2.2 exhibe uma descrição macroscópica de quatro tipos de densidades ósseas.



**Tab. 2.1.** Classificação da densidade óssea proposta por Misch.

**OSSO DENSIDADE**

D1	Osso cortical denso
D2	Osso cortical espesso denso a poroso na crista do rebordo e trabecular fino no interior
D3	Osso cortical poroso e fino no rebordo envolvendo um osso trabecular fino
D4	Osso trabecular fino
D5	Osso imaturo não-mineralizado (osteóide)



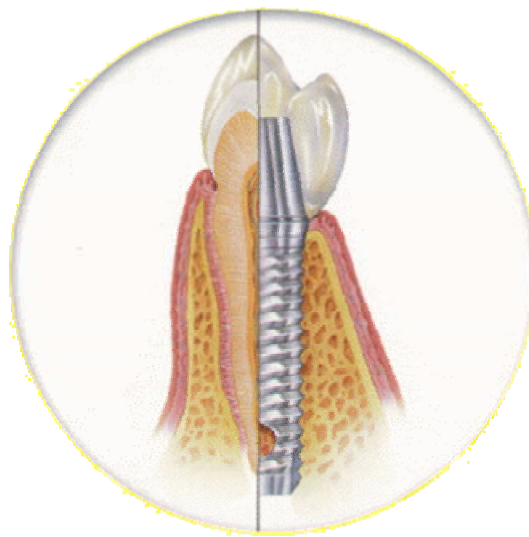
**Fig. 2.2.** Descrição macroscópica dos quatro tipos de densidade óssea, proposta por Misch, 2000.

Baseado na definição da osseointegração, de que há uma união direta entre o osso e o implante, sem interposição de tecido fibroso (*THE ACADEMY OF PROSTHODONTIC* (2005)), todo esforço aplicado sobre a coroa protética seria transmitido ao osso subjacente, podendo causar danos a este, dependendo de sua intensidade (BRUNSKI, 1988).

A diferença essencial na distribuição de esforços em próteses sobre implantes ou sobre dentes naturais é causada pela ausência do ligamento periodontal ao redor dos implantes. O ligamento periodontal permite micromovimentos aos dentes que

não existem nos implantes (WEINBERG, 1993).

A Figura 2.3 mostra esquematicamente que a ausência de ligamento periodontal nos implantes osseointegrados acarreta na transmissão direta de cargas ao tecido ósseo adjacente pelo implante. Em dentes naturais, o ligamento periodontal absorve parte da carga que seria transmitida ao osso. Desta maneira, cargas aplicadas sobre implantes são transmitidas com maior intensidade ao tecido ósseo (HOBÓ e cols. 1997).



**Fig. 2.3.** Esquema de integração dente e implante ao osso. Adaptado de <http://clinicadental.margallobalbas.es/data/Implantes2.jpeg>

O módulo de elasticidade do titânio utilizado em implantes é 5 a 6 vezes maior que o do osso compacto. Espera-se que o titânio deforme-se muito menos que o osso quando submetido a algum esforço (OLIVEIRA, 1997).

Autores como MISCH, 2000, propuseram a utilização de carregamento progressivo de implantes instalados em osso de baixa qualidade. Porém o efeito de materiais resilientes como as resinas, parece ser controverso até os dias de hoje.

De acordo com ÇİFTÇİ e CANAY, em 2000, a intensidade das tensões transmitidas ao osso devem ser uma função das qualidades físicas dos diferentes materiais de revestimento utilizados. Além disso, uma espessura reduzida de material é empregada quando restauramos um arco parcialmente edentado.

Para GENG, TAN e LIU (2001), os fatores que afetam a transmissão de cargas à interface osso-implante incluem: o tipo de carga, as propriedades dos materiais do implante e da prótese, a geometria do implante, a estrutura da superfície do implante, a qualidade e quantidade de osso circunjacente, e a natureza da interface osso-implante.

Tal controvérsia fica ainda mais evidente quando apreciamos o trabalho de VIDYASAGAR e APSE, em 2003, onde os autores afirmam que o uso de materiais com baixo módulo de elasticidade como acrílicos são mais “delicados” para o complexo implante-osso, do que materiais com alto módulo de elasticidade como as cerâmicas. No entanto, há pouca evidência científica suportando tal afirmação. Ao contrário, estudos *in vitro* sugerem uma melhor distribuição de cargas com materiais de alto módulo de elasticidade.

De acordo com os autores BASSIT, LINDSTRÖM e RANGERT, em 2002, testando a transmissão de esforços de coroas de cerâmica e resina acrílica em pré-molares *in vivo*, não houve diferença nas forças geradas por estes diferentes materiais oclusais nos pacientes testados. Desta forma, de um ponto de vista prático, a escolha do material oclusal não está relacionada à geração de forças para os implantes.

O estudo das tensões sobre o tecido ósseo transmitidas pelos implantes, auxilia numa melhor compreensão do desempenho dos implantes osseointegrados (MORAES, 2001).

BLATT, BUTIGNON e BONACHELA, em 2006, afirmaram que as propriedades dos materiais geram grande influência nos esforços e na distribuição de tensões em uma estrutura. Em uma AEF, estas propriedades podem ser modeladas como isotrópicas, transversalmente isotrópicas, ortotrópicas ou anisotrópicas. Onde, um material isotrópico seu comportamento mecânico é o mesmo em todas as direções e um material anisotrópico apresenta diferentes propriedades quando medido em direções diferentes. Na maioria dos estudos apresentados, é suposto que os materiais e estruturas biológicas sejam homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos, caracterizados por duas constantes dos materiais: Módulo de Elasticidade ou de Young ( $E$ ) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). A Tabela 2.2 apresenta a descrição das fórmulas através das quais são obtidos os valores do Módulo de Elasticidade e do Coeficiente de Poisson.

**Tab. 2.2** Descrição das Fórmulas do Módulo de Elasticidade (E) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ )

	FÓRMULA	DESCRIÇÃO
Módulo de Elasticidade ou de Young	$E = \sigma / \varepsilon$	E - Módulo de Elasticidade $\sigma$ - Tensão $\varepsilon$ - Deformação
Coeficiente de Poisson	$\nu = \varepsilon / \varepsilon_q$	$\nu$ - Coeficiente de Poisson $\varepsilon$ - Deformação $\varepsilon_q$ - Deformação transversal

Adaptada de BLATT, BUTIGNON e BONACHELA, 2006.

Para KOBER, e cols. (2001), o osso é um material compósito de alta complexidade. Suas propriedades mecânicas são anisotrópicas, heterogêneas e viscoelástica.

As propriedades mecânicas do osso (resistência e elasticidade) variam consideravelmente entre os tipos de osso, espécies, localização dentro de um mesmo osso, e dentre vários estados de patologias, desuso, exercícios e ambientes farmacológicos (RAPOFF, 2007).

Para SEVIMAY e cols, em 2005, a densidade óssea influencia a quantidade de contato do osso com a superfície do implante, não somente na cirurgia de instalação mas também na cirurgia do segundo estágio e procedimentos de carga imediata.

Segundo STANFORD, em 1999, a chave para compreensão da biomecânica e do comportamento funcional na interface do implante está no controle do grau de previsão de modelagem e no comportamento remodelador com um completo entendimento de como os tecidos respondem ao ambiente mecanicamente ativo.

Vários modelos são aptos a prever a densidade óssea, mas somente poucos podem prever a distribuição anisotrópica com razoável precisão (REINA e cols., 2006). Os autores afirmam que o modelo de remodelagem óssea interna, proposto por DOBLARÉ e GARCIA, em 2002, é uma ferramenta útil para prever a densidade óssea e as constantes elásticas na mandíbula e não somente em ossos longos, suportando altas cargas. Para os autores, a mandíbula é um osso longo, porém curvo e, os hábitos da mastigação podem influenciar nas propriedades elásticas do

osso.

De acordo com MORAES, ELIAS e MORAES (2006), clinicamente, é muito difícil a detecção de eixos de aplicação de cargas sobre os implantes, mesmo em condições consideradas favoráveis. Tal fator que pode contribuir para dissipação desfavorável de cargas mastigatórias (ECKERT, 2000).

É sabido por experiência clínica que nem sempre é possível instalar implantes em posições consideradas ótimas, de forma que pilares angulados podem ser necessários (HIMMLOVÁ e cols, 2004).

MEIRELLES, em 2003, avaliou através de análise fotoelástica as distribuições de tensões em implantes dentários cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno, simulando carregamento de 10 kgf e 15° de inclinação em relação ao longo eixo do implante. Observou uma menor concentração de tensões em implantes do tipo Hexágono interno na região cervical, não havendo diferenças significativas em outras regiões entre os tipos de conexão interna e externa.

BERNARDES e cols., em 2006, realizou análise de tensões em peças simulando implantes com conexões de hexágono interno e externo, através de fotoelasticidade. Simulou carregamentos axiais (centralizada sobre o longo eixo) e não-axiais (deslocadas 6,5mm do longo eixo) em peças com 13mm de comprimento, inseridas 12mm na resina fotoelástica, e pilares com 11mm de altura. Os autores concluíram que não há diferença estatística significativa entre os dois sistemas para carregamentos axiais, mas para cargas não-axiais, o grupo de hexágono interno apresentou menores valores de tensão que o de hexágono externo.

Para BOZKAYA, MUFTU e MUFTU, 2004 as forças atuantes em um pilar variam de magnitude e direção. Em implantes unitários, as maiores forças ocorrem na direção do seu longo eixo. Aplicaram forças axiais com inclinação de 11,3 graus e forças distando 1,0mm do longo eixo do implante para simular força oclusal. As cargas variaram de 0 a 4000N, com incrementos de 400N. Concluíram que até níveis moderados de cargas oclusais como 100 a 300N, aplicados com inclinação de 11,3° e distando 1,0mm do longo eixo do implante, o osso cortical não foi sobrecarregado.

## 2.2 – IMPLANTES INCLINADOS

Na dentição natural, observam-se inclinações dos dentes posteriores formando as curvas de Spee (ântero-posterior) e Wilson (plano frontal) (PAIVA e cols., 1997), demonstrando a tendência dos dentes a inclinarem-se nas direções lingual e mesial (SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, 2005). A direção em que o implante está instalado está diretamente relacionada com a distribuição de tensões das cargas oclusais.

De acordo com WEINBERG, em 1998, a inclinação do implante tem um efeito significativo em sua biomecânica.

SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, em 2005, verificaram uma melhor distribuição de tensões ao redor de implantes com inclinações mesiais de 5 a 20 graus, em região de molares inferiores, comparados a implantes sem inclinação, quando a carga atuava perpendicularmente à superfície oclusal. Encontraram valores de tensões duas vezes maiores em implantes sem inclinação axial comparados a implantes inclinados 10 graus mesialmente.

Além destes fatores, a geometria da interface implante-osso pode criar áreas de concentração de tensões bem definidas (MELLAL e cols, 2004).

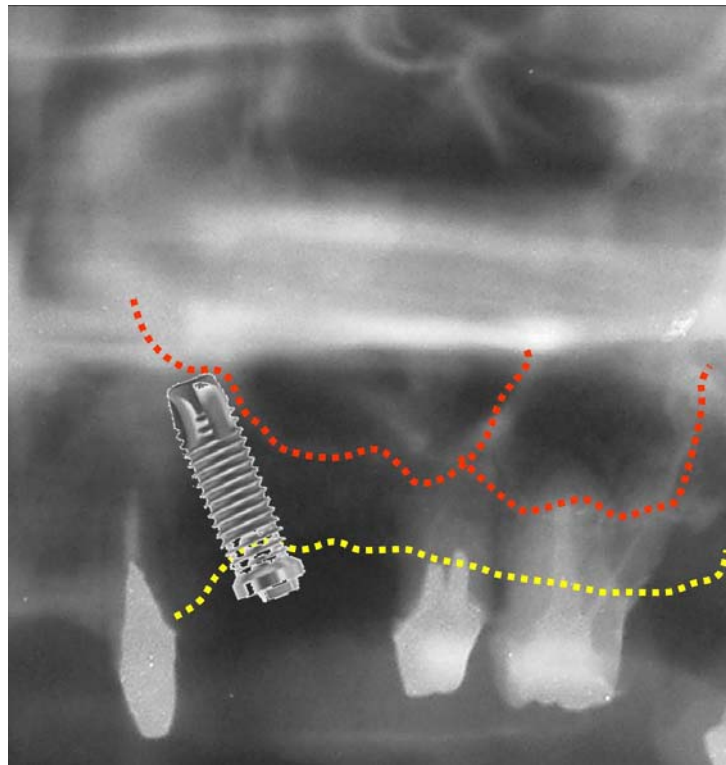
Segundo DINATO e NUNES, em 2006, na técnica convencional de instalação de implantes, busca-se posicionar o implante de forma que a carga funcional aplicada possa ser transmitida de forma axial no eixo longitudinal do mesmo.

De acordo com KREKMANOV e cols, em 2000, APARICIO, PERALES e RANGERT, em 2001 e DeLEO e cols, em 2002, a utilização de implantes inclinados surgiu como adaptação da técnica convencional em função de condições anatômicas e funcionais presentes na mandíbula e maxila, necessitando maior atenção quanto à obtenção de passividade e no desenho de casos múltiplos.

DAROZ e cols, em 2007, indicam a técnica de implantes inclinados para situações clínicas onde o perfil do paciente ou condições sistêmicas contra-indica o emprego de recursos cirúrgicos complexos para o manejo das limitações de disponibilidade óssea da mandíbula na sua região posterior. Desta forma, evita-se o trajeto de estruturas anatômicas, aumenta o suporte protético biomecânico, sem se valer de técnicas cirúrgicas adjuvantes do tipo regenerativas. Os autores, no entanto, enfatizam a importância de não se exceder os 30° de inclinação, a fim de se

viabilizar a utilização de componentes protéticos angulados pré-fabricados.

A Figura 2.4 ilustra uma situação clínica onde poderia se indicar a técnica de implantes intencionalmente inclinados, visando eliminar a necessidade de procedimento cirúrgico adicional prévio (levantamento de seio maxilar) à instalação do implante. A foto-montagem simula a instalação de implante osseointegrado em região de 1º pré-molar superior esquerdo. A linha pontilhada vermelha evidencia a tábua óssea cortical do seio maxilar e a linha pontilhada amarela delimita a crista do rebordo alveolar. O intervalo vertical entre estas linhas demonstra existir altura óssea insuficiente para instalação de implante osseointegrado.



**Fig. 2.4** Ilustração de situação clínica de instalação de implante inclinado em região de pré-molar superior esquerdo.

Pneumatização de seios maxilares e forames mentoais são condições anatômicas que podem influenciar diretamente a instalação de implantes em regiões de pré-molares superiores e inferiores, respectivamente.

Para DINATO, WULFF e BIANCHINI, em 2001, as técnicas de implantes inclinados basearam-se inicialmente na melhor distribuição de cargas aos

componentes protéticos e à interface osso-implante, proporcionada pelo aumento do polígono de sustentação. No entanto, os autores afirmam que a magnitude aceitável de estresse para prótese, implante e osso ainda permanece sem resposta.

De acordo com ÇIFTÇI e CANAY, em 2000, uma ampla variação na magnitude de forças mastigatórias tem sido descrita pela literatura.

APARÍCIO, PERALES e RANGERT, em 2001 e BEZERRA e cols, em 2002, demonstraram altas taxas de sucesso em acompanhamentos clínicos onde foram utilizadas fixações com implantes inclinados em regiões de pré-molares superiores. Os autores concluíram que esta técnica mostra-se segura e efetiva, sendo alternativa a procedimentos de enxertia e elevação de seio maxilar.

Desta forma, independente da proposta inicial de utilização de implantes inclinados para casos múltiplos esplintados, busca-se neste trabalho de simulação, avaliar o comportamento de implantes unitários sem esplintagem, com inclinações axiais em seu longo eixo, associados a pilares inclinados.

### 2.3 – MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Problemas que envolvem geometrias complexas são muito difíceis de obter soluções matemáticas analíticas. Em tais condições, o uso de um método numérico como o dos elementos finitos encontra grande aplicação. Esta metodologia propõe a divisão do problema em uma coleção de pequenos problemas (elementos), em uma quantidade determinada (finita), que podem ser resolvidos com a aplicação de fórmulas matemáticas. A combinação das soluções para cada elemento finito leva ao entendimento de toda a questão (HOLMGREN e cols., 1998).

A divisão em elementos finitos proposta pela metodologia constitui o princípio da discretização.

De acordo com DESAI (1979), a necessidade de reduzir conceitos, condições ou estruturas complexas a segmentos menores e mais simples advém da limitação humana de compreender o universo que o cerca em sua integridade ou totalidade. A discretização implica o fato de se obter não a solução exata do problema, mas uma aproximação.



Em 1969, os pesquisadores HUANG e LEDLEY introduziram o método na Odontologia, quando utilizaram um modelo matemático de um incisivo central superior para avaliar os efeitos dos momentos de força com a variação do ponto de aplicação da carga (vertical ou horizontal).

THRESHER e SAITO (1973) afirmaram ser o método de elementos finitos ideal para a análise de estruturas biológicas, por permitir a modelagem de formas geométricas complexas sem considerá-las homogêneas.

De acordo com RUBO e SOUZA, em 2001, com o advento da informática, tornou-se mais eficiente a simulação de fenômenos físicos através de programas de computadores. O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um dos mais conhecidos métodos de simulação numérica, utilizado em projetos de estruturas mecânicas. Considerada uma técnica bastante eficiente na solução de problemas de engenharia, a modelagem por Elementos Finitos tornou-se indispensável. A diversidade de suas aplicações tem crescido muito, resultando em um grande aumento da utilização do método em outras áreas de pesquisa, especificamente àquelas que interagem diretamente com problemas de Engenharia. Basicamente, o método de elementos finitos toma um problema complexo e o subdivide em vários outros (elementos de forma geométrica pré-determinada) resolvendo-os e combinando-os adequadamente para oferecer a solução para todo o conjunto. Inicialmente, desenvolveu-se a análise bidimensional para auxiliar a indústria aeroespacial em problemas mais simples e posteriormente evoluiu para modelos tridimensionais para análises mais complexas.

Os pioneiros na utilização da metodologia dos elementos finitos na Implantodontia foram WEINSTEIN e cols. (1976), área para a qual viria a revelar-se de grande importância nos estudos de biomecânica. A apresentação do primeiro estudo da odontologia brasileira com a aplicação da metodologia dos elementos finitos deve-se a CORRÊA e MATSON (1977), marcou a superioridade do método em relação ao da fotoelasticidade.

Para GERAMY e MORGANO, em 2004, os resultados obtidos em testes através do MEF são mais válidos, pois esta técnica de análise utiliza constantes conhecidas das propriedades mecânicas dos materiais e tecidos envolvidos, enquanto as técnicas de modelos *in vitro* utilizam materiais substitutos com propriedades mecânicas diferentes das do osso, como resina acrílica.

De acordo com CLELLAND e cols., 1991, com o passar dos anos, aumentou o interesse pela utilização da análise por elementos finitos no campo da Implantodontia, em sua maioria realizada em modelos bidimensionais, o que limitava a avaliação da distribuição de tensões a planos de seção longitudinal.

Embora estudos clínicos aleatórios sejam os desenhos de estudo preferidos para pesquisas na área de saúde, estudos *in vitro* são menos complicados e menos onerosos além de gerar resultados relativamente mais rápidos (GERAMY e MORGANO, 2004).

BAIAMONTE e cols. (1996) verificaram a eficácia da análise de elementos finitos tridimensionais comparando-a com uma avaliação *in vitro*. Os resultados mostraram concordância, com diferença de apenas 3% entre as duas análises realizadas.

HOLMGREN e cols. (1998) atestaram que a decisão de realizar um estudo bi ou tridimensional é uma importante questão na aplicação do método dos elementos finitos e afirmaram que, quanto aos resultados qualitativos, um modelo 2D é eficiente e tão preciso quanto um 3D. Embora o tempo necessário para gerar modelos para análise em elementos finitos esteja diminuindo com o desenvolvimento da tecnologia informática, os autores consideraram que ainda justifica-se a aplicação de modelos bidimensionais, quando apropriado, em função de relevante economia de tempo e recursos financeiros.

Embora as tensões e deformações *in vivo* sejam tridimensionais, a possibilidade de utilização de um modelo bidimensional (2D), justifica-se por outra razão além da economia de tempo e recursos financeiros. Baseia-se no fato de que este estudo concentra-se na influência relativa de alguns parâmetros biomecânicos na distribuição de tensões às estruturas e materiais de interesse, mais do que na obtenção de valores absolutos de tais tensões e deformações (VAN OOSTERWYCK e cols., 1998).

DeTOLLA e cols., em 2000, revisaram a importância do método dos elementos finitos para a Implantodontia. Para os autores, com o avanço da capacidade dos computadores e dos programas específicos, além do acesso a modernas técnicas de digitalização de imagens, modelos de elementos finitos tridimensionais vêm progressivamente substituindo os bidimensionais, permitindo uma análise mais acurada das estruturas biológicas e de seu comportamento quando submetidas a cargas.

SEVIMAY e cols., em 2005, afirmaram que o método tridimensional é preferível que o bidimensional, pois o primeiro representa melhor o comportamento de tensões aplicadas no osso de suporte.

Para PILLIAR, e cols, em 2006, simplificações bidimensionais (2D) usuais são consideradas inapropriadas para descrever de forma precisa a geometria do implante e do osso e as condições de carregamento.

GENG, TAN e LIU, em 2001, realizaram nova e extensa revisão da literatura a respeito da aplicação do método dos elementos finitos na implantodontia, destacando os resultados de estudos acerca da interface osso/implante, da conexão implante/prótese e das modalidades de próteses implantossuportadas. Ademais, analisaram as hipóteses normalmente admitidas para a aplicação da metodologia e concluíram que, para serem obtidos resultados mais precisos, técnicas de imagem digital podem ser aplicadas na modelagem de uma geometria óssea mais realista, a anisotropia e a natureza não homogênea das estruturas devem ser consideradas, condições de fixação do modelo devem ser mais acuradas, a interface osso/implante deve reproduzir a área de contato real da osseointegração e o padrão detalhado do osso trabecular deve ser modelado. Os autores ainda afirmaram que a principal dificuldade na simulação do comportamento mecânico dos implantes dentários é a modelagem do tecido ósseo humano e sua resposta às forças mecânicas aplicadas. Estas dificuldades de caracterização fazem com que os autores criem simplificações, influenciando a precisão da análise por elementos finitos. Estão incluídas nestas simplificações: geometria detalhada do osso e do implante a ser modelado; propriedades dos materiais; condições de contorno; e interface osso/implante.

Em seu estudo em 2004, HIMMLOVÁ e cols., criaram modelos de implantes com a forma simplificada como cilindros planos. Os autores justificaram que para avaliar a influência do comprimento e diâmetro do implante na distribuição de tensões, tal simplificação é aplicável, uma vez que todos os modelos foram submetidos às mesmas simplificações.

RUBO e SOUZA, em 2001, ainda afirmaram que o método de elementos finitos não está livre de desvantagens. Algumas simplificações e suposições devem ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível. Algumas dessas suposições podem influenciar significativamente os resultados: 1) geometria do osso e do

implante a ser modelado, 2) propriedades físicas dos materiais, como seu módulo de elasticidade, 3) condições de fixação e 4) tipo de interface entre osso e implante. Segundo estes autores, as propriedades físicas do titânio e ligas metálicas em geral sofrem pouquíssima variação. O mesmo não ocorre com as propriedades do osso cortical e medular que podem variar de paciente para paciente, ou conforme a idade e região (maxila ou mandíbula). Para as análises de elemento finito utilizam-se valores aproximados encontrados na literatura. É comum que todos os materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades do material são as mesmas em todas as direções. Sabe-se, por outro lado, que tanto osso cortical como medular não são homogêneos e, portanto, apresentam variações de módulo de elasticidade conforme a região. Da mesma forma, a interface osso-implante é considerada homogênea e contínua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade.

De acordo com STEGAROIU e cols., em 2006, é necessária criação de um modelo que descreva apropriadamente o estado de estresse no osso trabecular, uma vez que a maioria dos estudos gera modelos simplificados do mesmo. Verificaram aumento de até 4 vezes nos valores máximos de tensões em modelos precisos de osso trabecular, quando comparados com modelos simplificados.

Devido às variações naturais nas constantes para propriedades mecânicas dos tecidos biológicos com um comportamento não-linear, o MEF não pode prever o comportamento destes tecidos de forma precisa, como pode prever o comportamento de materiais inertes como metal e cerâmica (GERAMY e MORGANO, 2004).

Em uma AEF, o programa considera todas as informações da etapa de pré-processamento e, baseado na relação de contato entre os elementos da malha, realiza uma série de cálculos matemáticos organizados em um algoritmo, isto é, uma seqüência de instruções ordenadas de forma lógica para a resolução do problema (SILVA, 2005).

De maneira geral, o que é analisado matematicamente, é o deslocamento dos nós dos elementos em função da carga aplicada (HOLMGREN e cols., 1998).

DESAI (1979) afirma que os nós de uma malha de elementos finitos são pontos estratégicos para o estabelecimento de funções matemáticas (especialmente polinômios) que descrevam a estrutura modelada e nos quais a solução do problema

pode ser determinada.

Existem diversas formas de se abordar a análise das tensões no processamento de um modelo de elementos finitos, pois tensões de tração e compressão nos eixos X, Y e Z (pertinentes à análise tridimensional deste trabalho) são desenvolvidas para cada um dos elementos que compõem a malha (TORTAMANO NETO, 1995). É necessária a utilização de algum critério que permita a organização das informações.

O critério de von Mises, ou teoria da máxima energia de distorção, é de especial importância na consideração da resistência máxima de uma estrutura quando sujeita a dois estados de tensão (tração e compressão) (SILVA, 2005). Tal critério baseia-se, para tanto, na determinação da energia de distorção da estrutura, isto é, da energia relacionada com mudanças na sua forma, em oposição à energia vinculada a alterações no seu volume (MORI, 1993). Por meio da Formulação da Mecânica dos Sólidos ou da Teoria da Elasticidade Linear, prevê que a falha ocorre quando, em qualquer ponto do material, a energia de distorção, por unidade de volume, é maior que o valor limite (limite de escoamento) obtido pelo material em um ensaio de tração.

Em um estudo de elementos finitos, podem-se utilizar condições de carregamento onde a análise pode ser estática ou dinâmica. Neste trabalho foi realizada uma análise estática das tensões, adequada para a simulação de condições como as que ocorrem nos movimentos mandibulares lentos como os da mastigação (WANG e cols., 2002).

DeTOLLA e cols., em 2000, listou alguns fatores que podem fazer com que as simulações no MEF se tornem irrealistas como: uso de cargas estáticas direcionadas axialmente; considerar propriedades ósseas como sendo homogênea, linear e isotrópica; considerar a união implante/osso como sendo perfeita; condições de contorno impróprias; e modelagens bidimensionais (2D). Na realidade, cargas mastigatórias são dinâmicas e oblíquas em relação à superfície oclusal do implante; propriedades do osso são não-homogêneas, anisotrópicas e não-lineares; e a interface entre osso e implante é dinâmica. A aproximação de carregamento e propriedade óssea tem sido atribuída à capacidade insuficiente dos computadores para manusear os cálculos e dados ósseos insuficientes. Os autores ainda afirmam que os clínicos serão beneficiados pelos estudos de MEF, pois possibilitarão a

seleção da melhor forma, tamanho, desenho e posição do implante de acordo com as propriedades particulares de um sítio.

A maioria dos estudos de AEF utiliza simulação com cargas estáticas. Para GENG, TAN e LIU, em 2001, em estudos em que se utilizam cargas estáticas, é necessário que se incluam forças oblíquas a fim de se obter simulações mais realísticas, enquanto que simulações utilizando forças dinâmicas requerem maiores investigações.

De acordo com ÇİFTÇİ e CANAY, em 2000, o uso de análise estatística em Análise por Elementos Finitos é muito limitado porque os resultados das observações dos modelos são invariáveis. Para maioria dos modelos avaliados, os maiores valores de tensão estavam localizados na região do colar do implante, imediatamente abaixo da crista óssea.

### 3 – MATERIAIS E MÉTODO

Após a realização da revisão da literatura recente, definiram-se os parâmetros adotados nesta análise, que nos irá permitir estabelecer comparações entre os resultados obtidos e os da literatura.

O modelo de elementos finitos é uma representação geométrica da estrutura física real que se pretende analisar. Diversas formas geométricas podem constituir os elementos do modelo. Se o modelo é bidimensional, são utilizadas formas triangulares ou quadradas; em modelagens tridimensionais, tetraedros, paralelepípedos ou hexaedros podem ser utilizados. Denominamos nós ou pontos nodais os vértices dos elementos, que podem ser localizados no espaço segundo o sistema de coordenadas cartesianas, que se compõe de três eixos  $Ox$ ,  $Oy$  e  $Oz$ , perpendiculares dois a dois. As interfaces entre os elementos são denominadas linhas (2D) ou planos (3D) nodais.

No presente estudo, modelos tridimensionais foram obtidos, considerando, portanto, os eixos  $X$ ,  $Y$  e  $Z$  para localização dos planos nodais.

Chamamos de malha o conjunto dos elementos interconectados do modelo. Esta pode ser configurada com um número variado de elementos. Dependendo da área de interesse, ou seja, regiões em que se deseja realizar uma análise mais precisa podem apresentar maior discretização do que outras de menor importância. Dependendo da extensão do modelo, da precisão desejada e das áreas de maior interesse para avaliação, o número total de elementos poderá variar.

Pode-se dividir a análise por elementos finitos em três etapas: pré-processamento, processamento ou solução da análise pelo programa (software) de elementos finitos e pós-processamento (MATSON, 1996).

### 3.1 - PRÉ-PROCESSAMENTO

Geraram-se modelos tridimensionais, simulando um segmento mandibular com 1 implante osseointegrado em diferentes tipos de ossos (densidades D2 a D3 – segundo classificação de MISCH, 2000) e diferentes desenhos externos.

Apesar de autores como HOLMGREN e cols. (1998) e VAN OOSTERWYCK e cols., (1998), afirmarem que modelos bidimensionais são suficientemente precisos para realizar este tipo de análise, optamos pela realização tridimensional dos mesmos. Tal decisão baseou-se nos fatos de que: os equipamentos computacionais que dispomos atualmente satisfazem por completo as necessidades dos softwares, sem interferir negativamente na análise; neste software, inicialmente devemos criar um modelo tridimensional para então obter um modelo bidimensional, caso desejado; a análise tridimensional permite a observação de fenômenos em todas as três dimensões do sólido criado, sem a necessidade de se construir diferentes sólidos para avaliar cada plano do espaço.

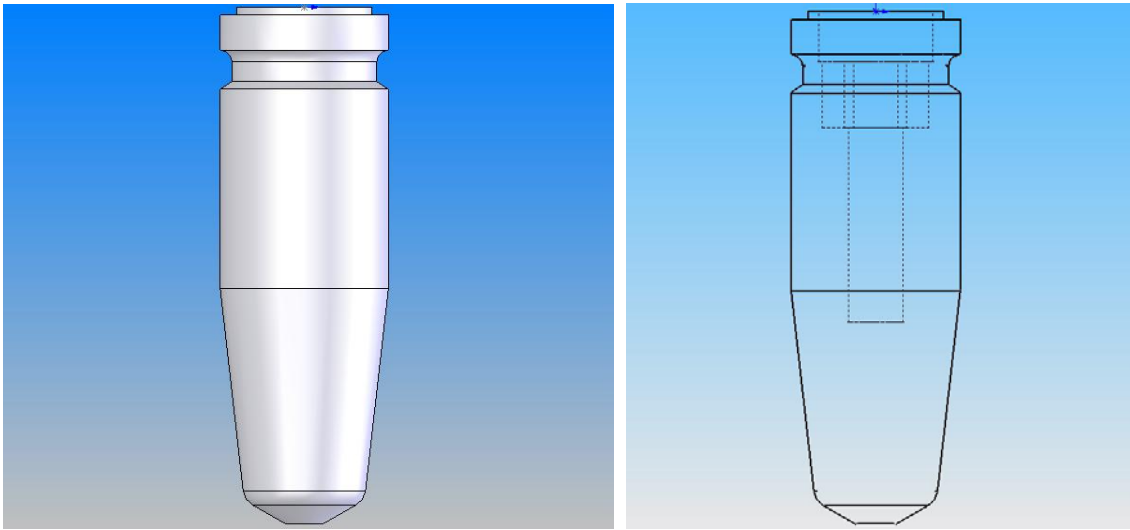
Os implantes e pilares utilizados nos modelos são descritos a seguir. A Figura 3.1 mostra o modelo Conect  $\phi$ 4,3mm e a Figura 3.2, o modelo Conect AR  $\phi$ 4,0mm (Hexágono Interno), ambos da empresa Conexão<sup>®</sup> e com 13mm de comprimento. A Figura 3.3 exibe os pilares com 15° de inclinação para cada tipo de implante, todos produzidos em liga de titânio comercialmente puro (Ticp) grau 4.

Ambos os implantes apresentam sistema de conexão através de hexágono interno, diferindo apenas em sua forma externa. O Implante Conect<sup>®</sup> é do tipo cônico e o Conect AR<sup>®</sup> é cilíndrico, seus filetes e passos de rosca apresentam formas e tamanhos diferentes, onde tais características fazem com que tenha indicações clínicas distintas. No caso do implante Conect AR<sup>®</sup>, há duas formas e distâncias entre filetes de roscas distintas.

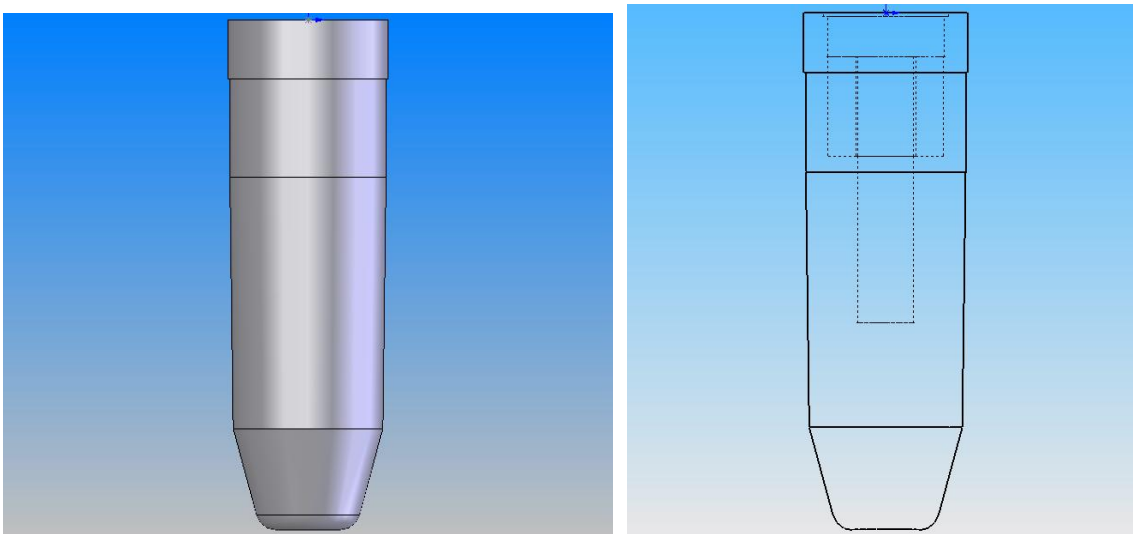
No presente estudo, ignoramos as formas distintas de roscas dos implantes, assim como HIMMLOVÁ e cols. (2004), ÇAĞLAR e cols. (2006). Pouparamos assim, trabalho no refino de malha em tais regiões. A tarefa de refinar a malha tridimensional nos implantes e no osso circundante levaria a uma demanda maior de mão-de-obra, e transformaria a análise mais complexa relativa ao número de elementos e pontos nodais envolvidos, não indicando que, necessariamente,



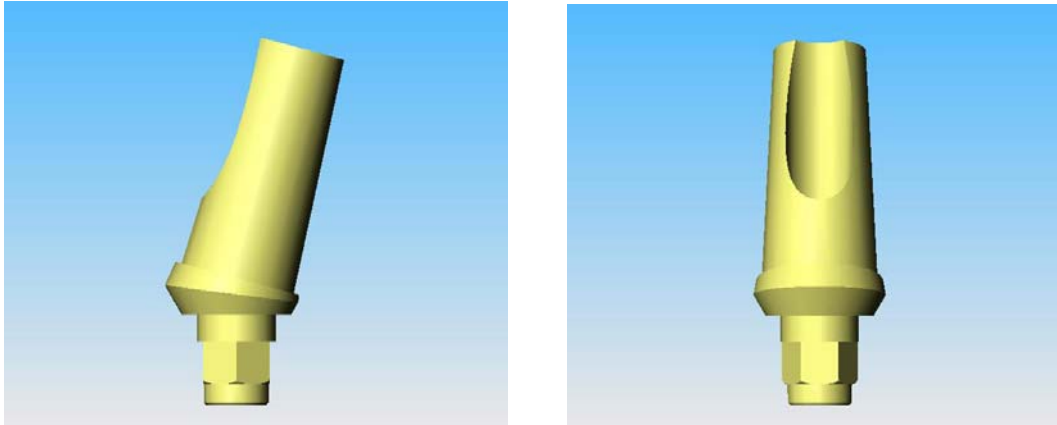
acarretaria em melhores resultados.



**Fig. 3.1** Modelo do implante Conect  $\phi 4,3$  mm (Conexão<sup>®</sup>) obtido através do programa Solidworks<sup>®</sup>, vista do sólido (esquerda) e vista do contorno (direita).



**Fig. 3.2** Modelo do implante Conect AR  $\phi 4,0$  mm (Conexão<sup>®</sup>) obtido através do programa Solidworks<sup>®</sup>, vista do sólido (esquerda) e vista do contorno (direita).



**Fig. 3.3** Modelos do pilar inclinado de 15° (Conexão<sup>®</sup>), com conexão interna, em vista lateral (esquerda) e frontal (direita) obtido através do programa Solidworks<sup>®</sup>.

Os implantes foram considerados completamente integrados ao osso (contato implante-osso de 100%), de densidades D2 e D3, com maior ocorrência em região de pré-molares, conforme classificação de MISCH em 2000. Embora esta não seja uma situação encontrada clinicamente, sendo considerada otimista, pode ser levada em consideração como uma primeira aproximação, fornecendo uma indicação do comportamento do material e de distribuição de tensões.

Cada modelo analisado consta de um sistema (implante + pilar e ossos cortical e trabecular) nas diferentes densidades ósseas, num total de 4 modelos a serem analisados.

A Tabela 3.1 mostra de maneira sucinta os valores do módulo de elasticidade (E) e do coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) de cada material e estrutura biológica pesquisados para realizar a análise, bem como método de análise empregada em cada estudo. Tais valores incluídos na tabela foram obtidos através de revisão literária, que não apresenta consenso relativo aos parâmetros adotados em AEF.

Como se pode observar na Tabela 3.1, parece não haver consenso nas AEFs com relação às propriedades mecânicas das estruturas biológicas e com relação às técnicas empregadas nas análises. Uma gama enorme de metodologias foi revista de maneira que os valores e técnicas selecionados para este trabalho foram: técnica tridimensional (3D); espessura de cortical do bloco ósseo 2,0mm; aplicação de carregamento de 100N distribuídos pela superfície do topo do pilar; Módulo de Elasticidade (GPa) e Coeficiente de Poisson do osso cortical, osso trabecular D2, osso trabecular D3 e T<sub>icp</sub> grau 4, respectivamente: 13,7(0,3); 7,9(0,3); 4,0(0,3);

110(0,35).

O carregamento e a inclinação da carga aplicada nos pilares foi de 100N no longo eixo do pilar, portanto, com 15° de inclinação em relação ao longo eixo do implante, perpendicular ao topo do pilar.

O valor de 100N aplicado verticalmente, utilizado no carregamento, de acordo com MELLAL e cols. (2004), está dentro dos limites fisiológicos.

Os modelos dos implantes foram obtidos através de projetos fornecidos pela empresa Conexão® Sistemas de Prótese, contendo as dimensões necessárias em plantas de AutoCad® 2005 (Autodesk, Inc.), para a criação dos modelos do sólido de cada implante e pilar.

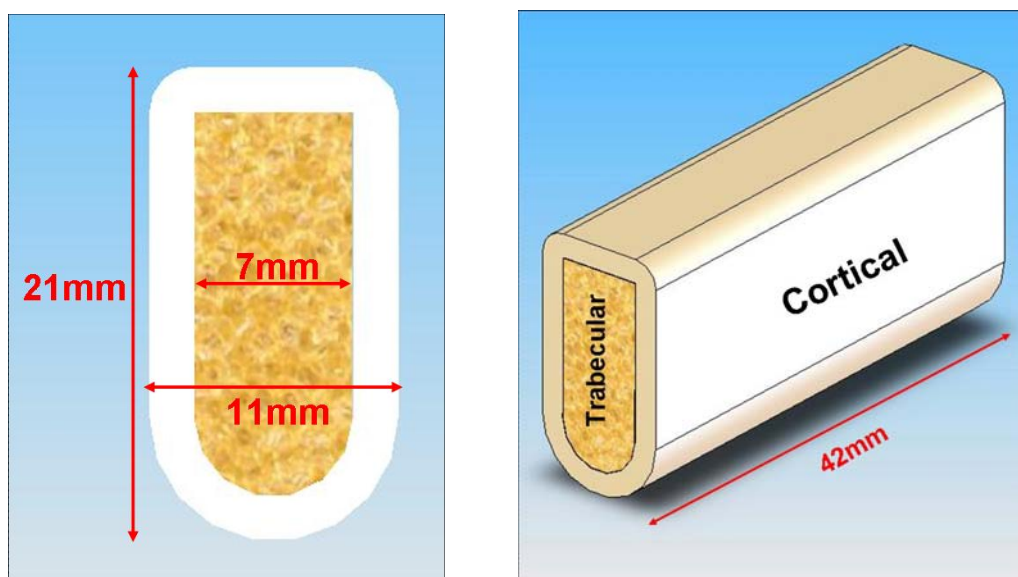
**Tab. 3.1. Propriedades Mecânicas das estruturas biológicas, materiais e técnica empregada: Módulo de Elasticidade (E – GPa) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ )**

Referência	Osso				Espessura Cortical (mm)	Carga (N)	Pontos
	Cortical	Trabe- cular	Ticp grau 4	Técni- ca			
Eskistascioglu, e cols., 2004	13,7(0,3)	1,37(0,3)	110(0,35)	3D	2,0	300	1, 2 e 3
Wang, e cols., 2005	15(0,3)	1,5(0,3)	110(0,35)	3D	2,0	1	1
Çiftçi e Canay, 2000	13,7(0,3)	1,37(0,3)	x	3D	1,5	1000-142	vários
Kitamura, e cols., 2004	14(0,3)	3(0,3)	110(0,35)	3D	1,3	50-100	1
Geng, Tan e Liu(Cowin), 2001	15(0,3)	1,5(0,3)	x	x	x	x	x
Chun, e cols., 2006	14(0,3)	1,5(0,3)	x	3D	2,0	100	1
Geng, Tan e Liu(Cook, e cols.), 2001	13,4(0,3)	x	x	x	x	x	x
Geng, Tan e Liu(Knoell), 2001	x	7,9(0,3)	x	x	x	x	x
Rubo e Souza, 2001	13,7(0,3)	7,9(0,3) d=75%	110(0,35)	x	x	x	x
idem	x	4(0,3) d=50%	x	x	x	x	x
idem	x	1,5(0,3) d=25%	x	x	x	x	x
Sevimay, e cols., 2005	13,7(0,3)	1,37(0,3)- D1-3	110(0,35)	x	x	x	x
Oyar, Ulusoy e Eskistascioglu, 2006.	13,7(0,3)	x	x	x	x	400 (/2)	2

Cada planta em AutoCad® 2005 (Autodesk, Inc.) foi impressa e as cotas manualmente transferidas para criação de modelos tridimensionais no programa Solidworks® (SolidWorks Corporation). Foram criados modelos de cada estrutura separadamente, denominadas *.part* e, em seguida, unidos para criação de cada um dos modelos (implante + pilar, osso cortical e osso trabecular), em ambiente *assembly*, a serem analisados.

Como o objetivo do presente trabalho não é o de localizar as regiões de concentração de tensões e o de comparar diferentes sistemas de conexão dos pilares aos implantes, os implantes e seus pilares intermediários foram modelados como integrantes de uma única estrutura. Esta simplificação é admissível se considerarmos o torque aplicado entre esses componentes, como recomendado pelo fabricante, e em condições de perfeita passividade. A geometria interna dos implantes, seus hexágonos internos e os parafusos dos pilares intermediários não foram modelados, pois não houve intenção de se analisar a distribuição de tensões nestas áreas ou em suas inter-relações.

A Figura 3.4 mostra o modelo criado para representar o conjunto bloco ósseo cortical (camada externa) e trabecular (camada interna), bem como suas dimensões.

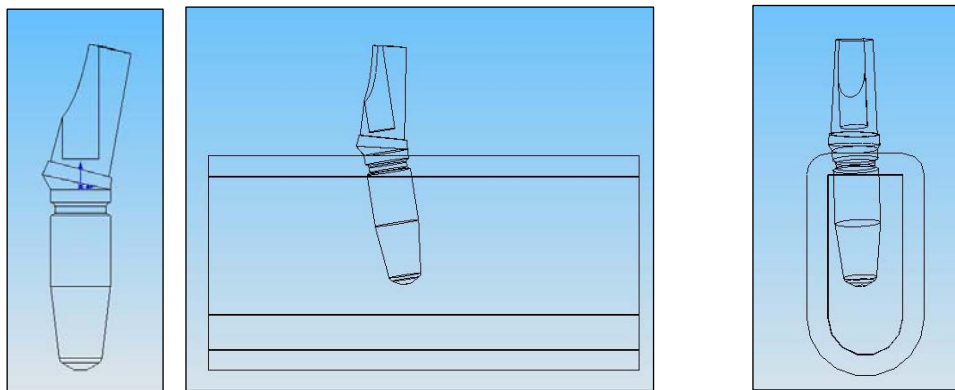


**Fig. 3.4** Vista mesial dos blocos ósseos cortical (altura de 21mm) – camada externa (espessura de 2,0mm) e trabecular – camada interna (espessura de 7,0mm) (esquerda); e vista oblíqua do conjunto de blocos ósseos com 42 mm de comprimento (direita).

A Figura 3.5 mostra, esquematicamente, um modelo inteiro confeccionado compreendendo o conjunto pilar + implante, posteriormente unidos aos modelos dos ossos corticais e trabecular, através do estabelecimento de restrições de deslocamento. Através destas restrições de deslocamento, cada parte que compõe o conjunto permanece imóvel como desejado.

As restrições definidas na construção dos modelos foram:

1. relação entre os longos eixos do implante e do pilar igual a  $15^\circ$ ;
2. longo eixo do implante com inclinações axiais de  $15^\circ$  nos planos lingual e mesial;
3. topo do pilar paralelo ao topo do osso cortical;
4. conjunto implante/pilar próximo ao centro do conjunto de blocos ósseos cortical e trabecular.



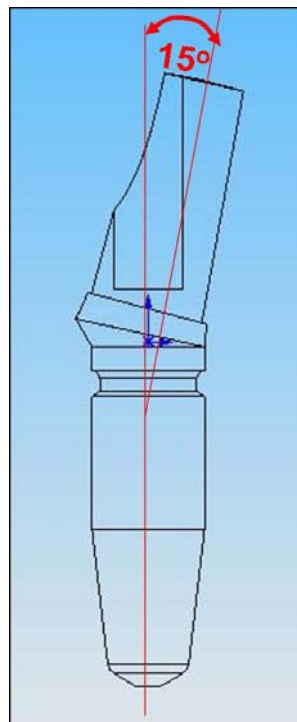
**Fig. 3.5** Conjunto implante/pilar em vista lateral (esquerda); visão do conjunto implante/pilar inseridos nos blocos ósseos cortical e trabecular (vista vestibular ao centro e vista mesial à direita).

A Figura 3.5, mostra como o conjunto implante-pilar foi inserido nos blocos ósseos cortical e trabecular de forma que o topo do pilar estivesse paralelo ao topo do bloco ósseo cortical. Desta maneira, os implantes ficaram posicionados com inclinações axiais de  $15^\circ$  no sentido definido como mesial e lingual, de acordo com o trabalho de SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, em 2005. Os autores observaram uma melhor distribuição das tensões atuantes sobre os implantes quando estes se encontravam inclinados  $10^\circ$  na mesma direção das cargas que atuam sobre eles, isto é, mesio-lingualmente.

O motivo pelo qual adotamos a inclinação de  $15^\circ$  no presente estudo e não de

10° como no estudo citado acima, foi pelo fato do sistema de implante adotado (Conexão®) oferecer pilar protético com tal inclinação. Desta maneira, objetivou-se corrigir a inclinação do implante com um pilar pré-fabricado disponível comercialmente, e avaliar que efeito tal inclinação proporciona quanto à distribuição de tensões. Apesar da empresa Conexão® comercializar pilares com outras inclinações diferentes da empregada neste estudo, optou-se por utilizar o pilar de 15°, pois é o que se aproxima mais da inclinação que obteve o melhor resultado quanto à distribuição de tensões no estudo de SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, em 2005.

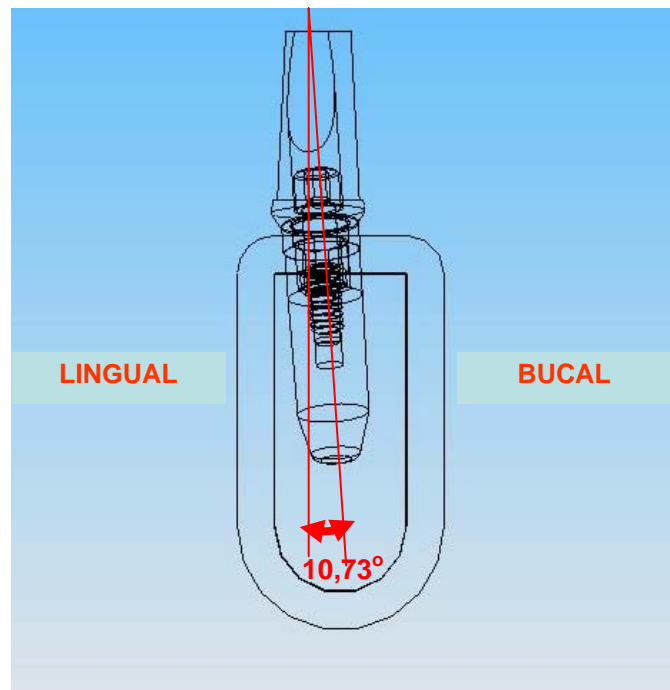
Vale ressaltar um importante aspecto referente aos ângulos abordados nesta análise. Quando afirmamos que o pilar e o implante têm uma relação de 15° entre seus longos eixos referimo-nos aos componentes unidos, porém isolados dos blocos ósseos, melhor visualizado numa vista lateral, conforme demonstrado na Figura 3.6.



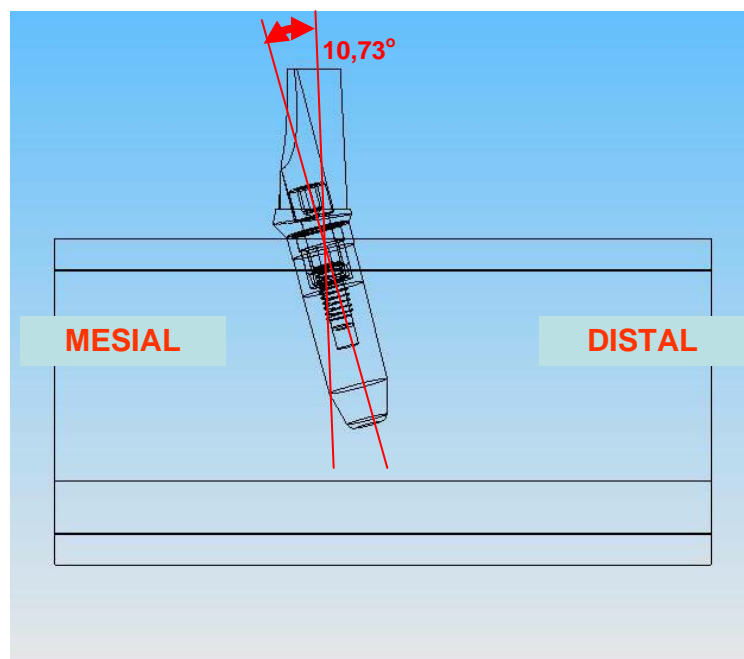
**Fig. 3.6** Ângulo formado entre os longos eixos do pilar e do implante.

No entanto, quando inserimos o conjunto pilar/implante no conjunto de blocos ósseos, tal como será realizada a simulação, teremos um outro ponto de vista. Passaremos a visualizar uma projeção de ângulos nos diferentes planos, visto que,

para respeitar as restrições adotadas (topo do pilar fique paralelo ao topo do bloco ósseo), o conjunto implante pilar realiza uma rotação em torno do longo eixo do implante, de forma que o orifício de acesso ao parafuso toma uma posição voltada para lingual e mesial. Esta projeção passará a ter novo valor igual a  $10,73^\circ$ , nos planos mesial e bucal, sendo os ângulos em cada plano idênticos, como demonstrado nas Figuras 3.7 e 3.8.



**Fig. 3.7** Vista mesial do posicionamento do conjunto implante/pilar nos blocos ósseos, demonstrando a projeção do ângulo formado pelo conjunto no plano mesial.



**Fig. 3.8** Vista bucal do posicionamento do conjunto implante/pilar nos blocos ósseos, demonstrando a projeção do ângulo formado pelo conjunto no plano bucal.

No trabalho realizado por SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, em 2005, não foi descrito como definiram as inclinações adotadas em sua análise, fato que nos impede de discutir diretamente os resultados obtidos no presente trabalho.

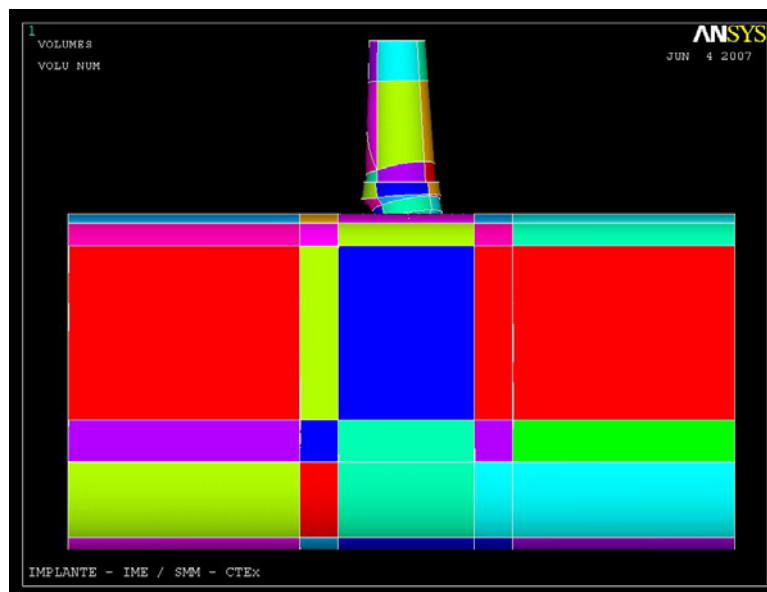
Para simular uma completa osseointegração considerou-se que os implantes estavam rigidamente ancorados ao longo de toda interface com o modelo ósseo, não permitindo deslocamentos relativos entre o osso e o implante (ÇİFTÇİ e CANAY, 2000). Porções não tratadas dos implantes foram consideradas como não completamente osseointegradas ao osso. Desta maneira, durante a análise, tais porções apresentavam “contato” com as superfícies, porém não unidas.

Os modelos foram gerados no software Solidworks® (SolidWorks Corporation) simulando as situações descritas, e convertidos para extensão *.igs*, compatível com o programa em que realizamos as simulações. Tais arquivos foram então exportados para o software Ansys Multiphysics 7.0® para criação da malha e simulação de ensaios de carregamento na superfície oclusal de cada pilar protético, onde se obteve análise por elementos finitos (AEF) dos modelos. A Figura 3.9, mostra o conjunto implante pilar inserido nos blocos ósseos cortical e trabecular, numa visão lateral, onde todo o conjunto foi dividido em volumes para realizar o mapeamento da malha, enquanto que a Figura 3.10, exibe a divisão dos volumes

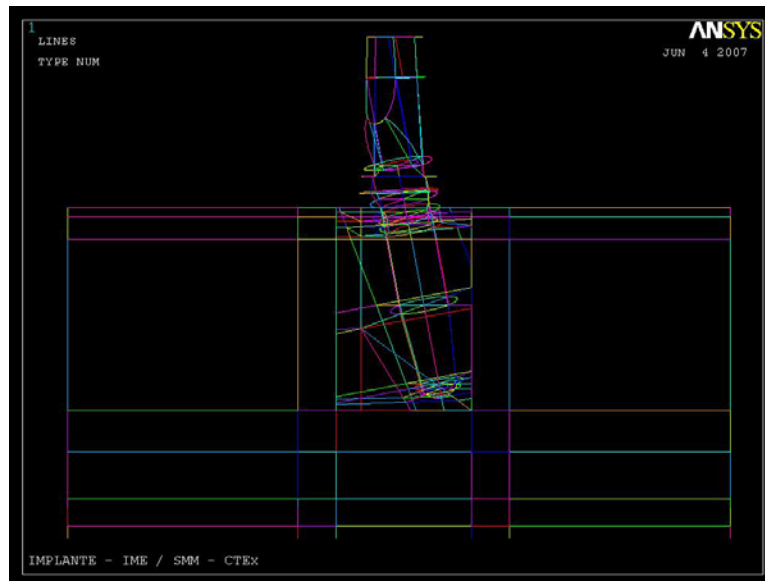


internamente, permitindo maior controle no mapeamento da malha na união do implante com os blocos ósseos cortical e trabecular.

A utilização de divisão do modelo em volumes previamente à confecção da malha, nem sempre é descrita nos trabalhos consultados. O engenheiro responsável pela análise de tensões de von Mises, Capitão Guilherme Pinto Guimarães, adota a prática da divisão do modelo em volumes como rotina, pois permite maior controle no mapeamento da malha que está sendo gerada.



**Fig. 3.9** Vista lateral do conjunto implante/pilar e blocos ósseos inseridos no programa Ansys<sup>®</sup> e ilustrando os volumes nos quais foram divididos os modelos, para mapeamento da malha.



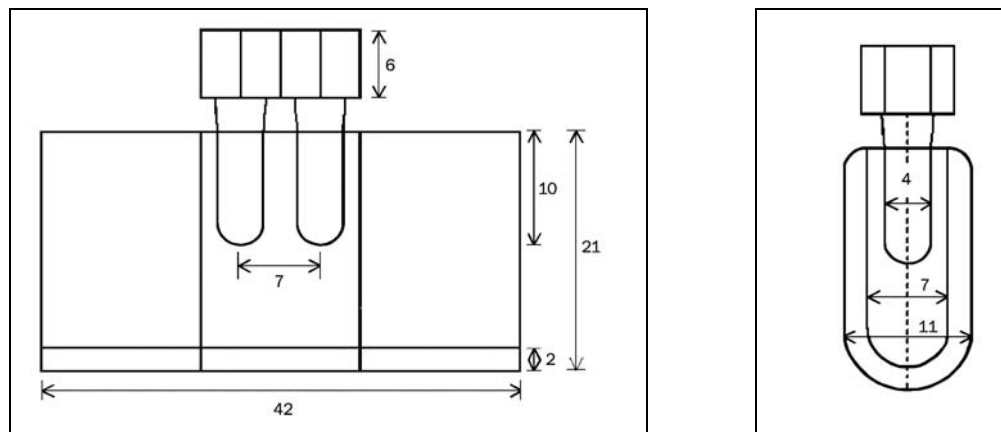
**Fig. 3.10** Vista idêntica à Figura 3.9, demonstrando os volumes internamente, e as relações entre implante e osso cortical e trabecular.

A Figura 3.11 apresenta a referência que foi utilizada para obter as dimensões em milímetros (mm) dos blocos ósseos nos quais os implantes foram inseridos (WANG e cols., 2002). Restrições de deslocamento foram aplicadas nas superfícies mesial e distal dos blocos ósseos. WANG e cols. (2002) afirmam que tal modelo corresponde ao de uma mandíbula humana, após estudos preliminares onde compararam este com o modelo de uma mandíbula humana completa com restrições nas áreas de maiores inserções musculares. As diferenças encontradas em tal estudo para valores de tensões de von Mises, entre os 2 modelos foram menores que 1%. Estas observações estão de acordo com os resultados do estudo de TEIXEIRA e cols. (1998), onde sugeriram não haver diferença significativa entre valores e distribuição de tensão entre modelos de diferentes comprimentos se estes forem suficientemente longos para não haver efeito de borda.

No modelo de densidade D2 e D3 utilizados neste trabalho, foram usadas as dimensões empregadas no estudo de WANG e cols. (2002), conforme observado na Figura 3.11, porém, na presente investigação há presença de osso cortical ao redor dos implantes em suas porções cervicais, podendo ser verificado na Figura 3.7. Nesse trabalho, os autores não consideraram a presença de parafusos para reter os pilares nos implantes.

No momento da criação dos modelos, foram desconsideradas as presenças de

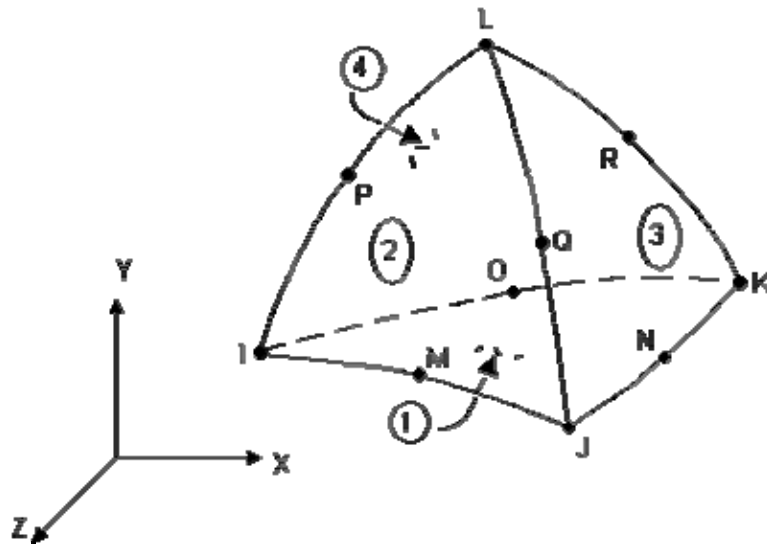
dentes adjacentes aos implantes e pontos de contatos proximais. Do ponto de vista que se pretende simular, esta é a situação mais crítica a qual o implante possa estar sendo submetido, de maneira que a presença de dentes contíguos somente contribuiria para a distribuição de tensões ao redor destes. Desta forma, simulamos o que podemos chamar de uma situação extrema do ponto de vista biomecânico.



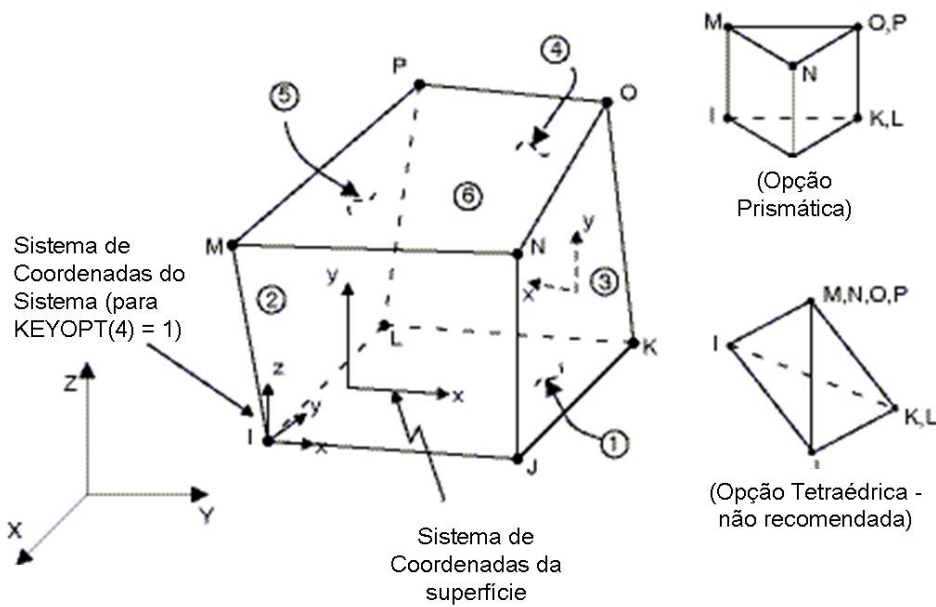
**Fig. 3.11** Esquema utilizado no trabalho de WANG e cols (2002) em vistas lateral (esquerda) e frontal (direita). Dimensões em milímetros (mm).

Após a criação dos modelos de cada um dos implantes/pilar associados aos blocos ósseos, foram geradas as malhas nos modelos. Os elementos constituintes da malha, utilizados nesta análise foram SOLID 45 (8 nós) e SOLID 95 (20 nós de interpolação quadrática), diferentemente dos utilizados no trabalho de LEHMANN, ELIAS e GOUEVA (2006), que fizeram uso do SOLID 92.

O SOLID 92 só permite forma tetraédrica do elemento, enquanto que o elemento SOLID 45 pode assumir formas hexaédricas ou tetraédricas, conforme se pode observar nas Figuras 3.12 e 3.13, respectivamente. No entanto, o SOLID 45 não permite forma piramidal, motivo pelo qual se utilizou o SOLID 95 (elemento de ordem superior), que assume forma piramidal na fronteira com a tetraédrica, realizando transição conveniente entre as malhas mapeadas (formas hexaédricas do elemento sólido) e as malhas livres (de formas tetraédricas), chamada de Transição Hex para Tet.

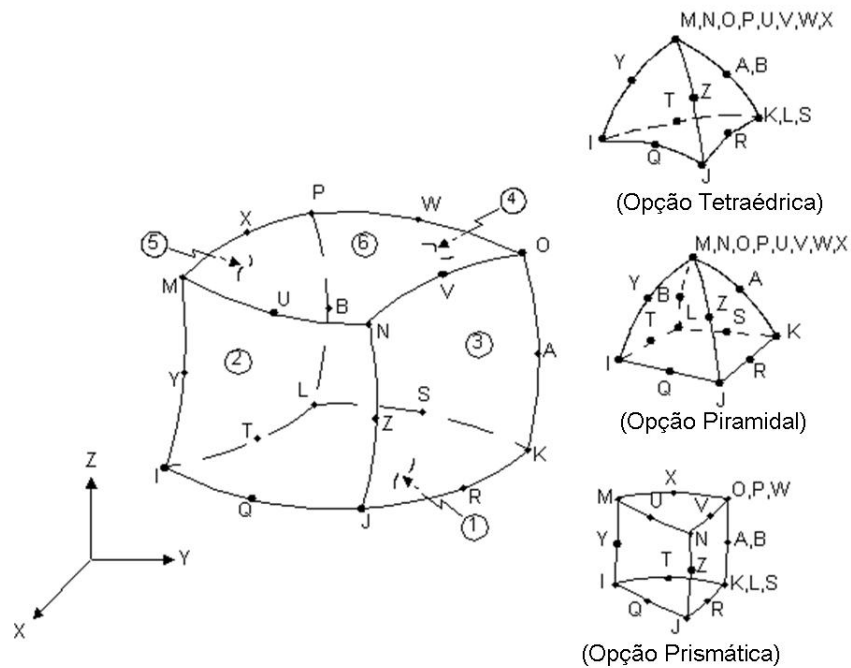


**Fig. 3.12** Esquema representando o elemento SOLID 92, de forma tetraédrica.



**Fig. 3.13** Esquema demonstrando as formas que o elemento SOLID 45 pode assumir.

A possibilidade de utilizar um elemento que assuma formas alternativas só é encontrada no SOLID 95. A Figura 3.14 apresenta as diversas formas que o elemento SOLID 95 pode assumir.



**Fig. 3.14** Elemento de ordem superior SOLID 95, nas diversas formas que podem ser utilizadas na análise.

Segundo MOAVENI (1999), o elemento SOLID 95 é mais apropriado e mais preciso para a função de modelar problemas com condições de contorno curvas, do que o elemento SOLID 45.

A Figura 3.15 exhibe a malha empregada no conjunto implante/pilar do implante Conect<sup>®</sup>  $\phi$ 4,3mm, onde podemos notar o emprego de malha livre no topo do pilar e mapeamento da malha no restante do modelo.

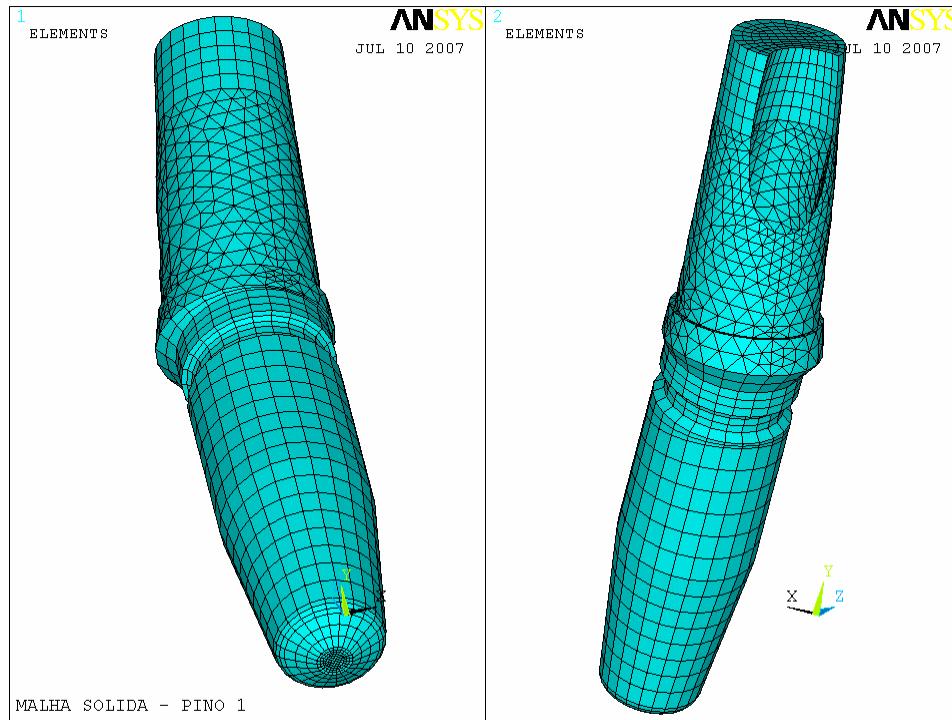
Pode-se observar na Figura 3.16 o conjunto implante/pilar do implante Conect<sup>®</sup>  $\phi$ 4,3mm, com alguns volumes de blocos ósseos com a malha mapeada.

A Figura 3.17 demonstra as regiões do modelo onde foi utilizada malha livre e de transição de Hex para Tet.

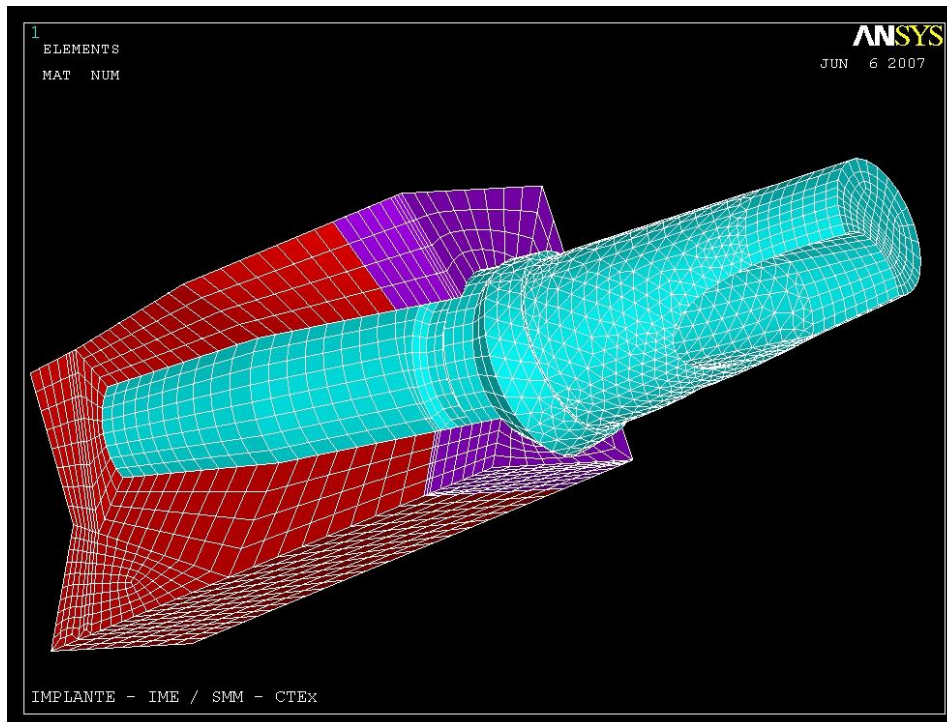
Na Figura 3.19 é apresentada a malha empregada nos blocos ósseos cortical (em coloração roxa) e trabecular (em coloração vinho), para o conjunto Conect<sup>®</sup>.

A tática adotada no mapeamento da malha foi de manter a forma hexaédrica dos elementos sólidos quando possível. Quando isto não foi possível, adotou-se o uso de malha livre. O objetivo do mapeamento da malha é obter maior controle da discretização, de maneira que se obtenha um resultado mais realístico, diminuindo o efeito da malha sobre os resultados.

No trabalho de BOZKAYA, MUFTU e MUFTU, em 2004, a distribuição de tensões normais máximas no osso foi calculada pelo método dos elementos finitos. Foram identificadas as regiões onde as tensões principais máximas (tração) foram maiores que 100 MPa e onde as tensões principais mínimas (compressão) foram maiores que 170 MPa, no osso cortical e entre 2 e 5 MPa (para tração e compressão), no osso trabecular, e as áreas ósseas correspondentes dessas regiões foram calculadas. Nestas regiões, o osso foi declarado como sobrecarregado e propenso à falha. Desta forma, estes valores foram tomados como base para que não sejam ultrapassados e haja uma sobrecarga sobre os ossos.



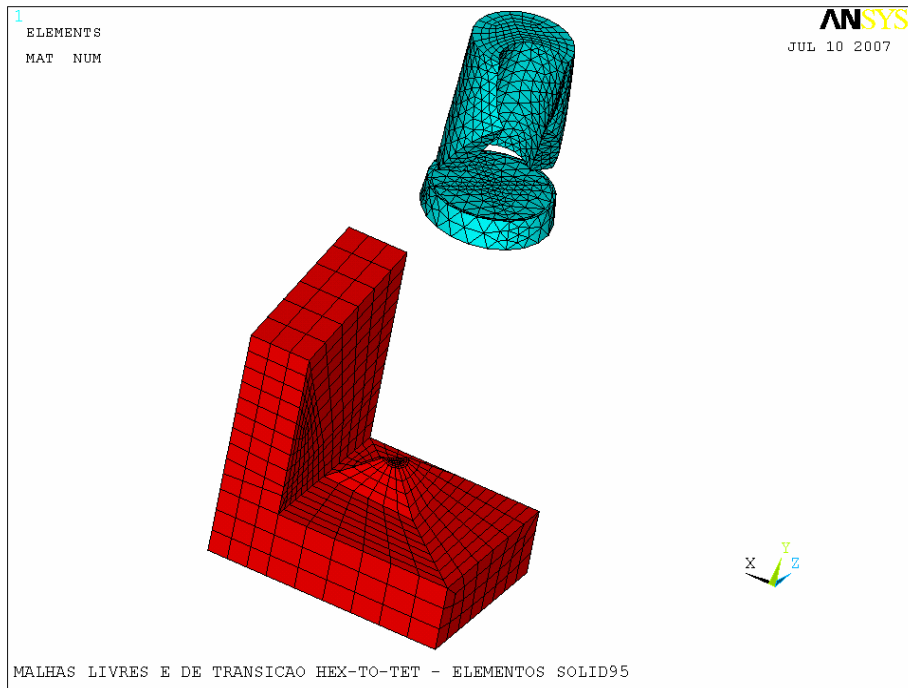
**Fig. 3.15** Malha aplicada no modelo do conjunto implante/pilar sistema Conect<sup>®</sup>  $\phi$ 4,3mm, com uso de malha livre no topo do pilar.



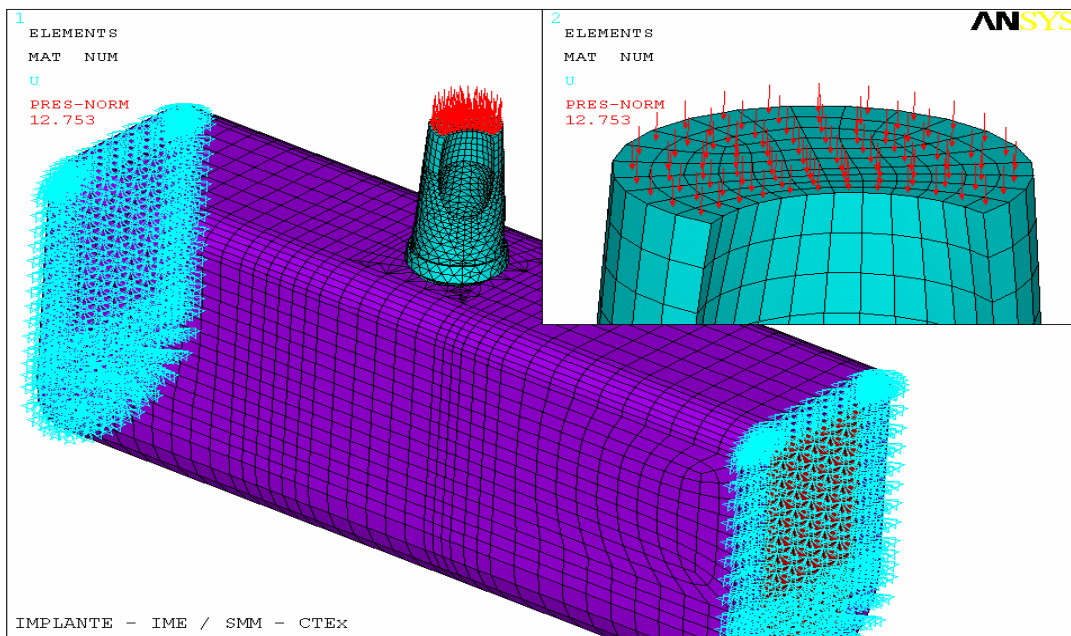
**Fig. 3.16** Malha aplicada no modelo do conjunto implante/pilar sistema Conect<sup>®</sup>  $\phi$ 4,3mm, associado aos volumes do conjunto de blocos ósseos.

Como explícito na Tabela 3.1, parece não haver consenso sobre qual seria a melhor forma de se distribuir o carregamento aplicado sobre as coroas em simulações por elementos finitos. Optou-se por distribuir todo o carregamento a ser aplicado, definido como sendo de 100N, pela área do topo do pilar. Parece mais sensato distribuir tal carregamento pela área ao invés de definir aleatoriamente um número de pontos para determinada superfície, como exemplificado na Figura 3.18. Além disso, para fins de comparação entre estudos, tal metodologia pode ser empregada, criando-se assim um padrão de aplicação de cargas, independentemente da intensidade da força e da área. Desta forma, o próprio software calcula a intensidade da carga aplicada distribuída pela área. A carga foi aplicada perpendicularmente à face do topo do pilar inclinado, considerado como a situação mais crítica.

A opção pela simulação descartando a presença de coroas protéticas sobre os pilares teve como objetivo tornar a situação mais crítica para o implante. Desta maneira, simulamos um carregamento direto sem a presença de resultantes de forças, nem tampouco distribuição de tensões a elementos (dentes ou implantes) adjacentes através de pontos de contato proximais.

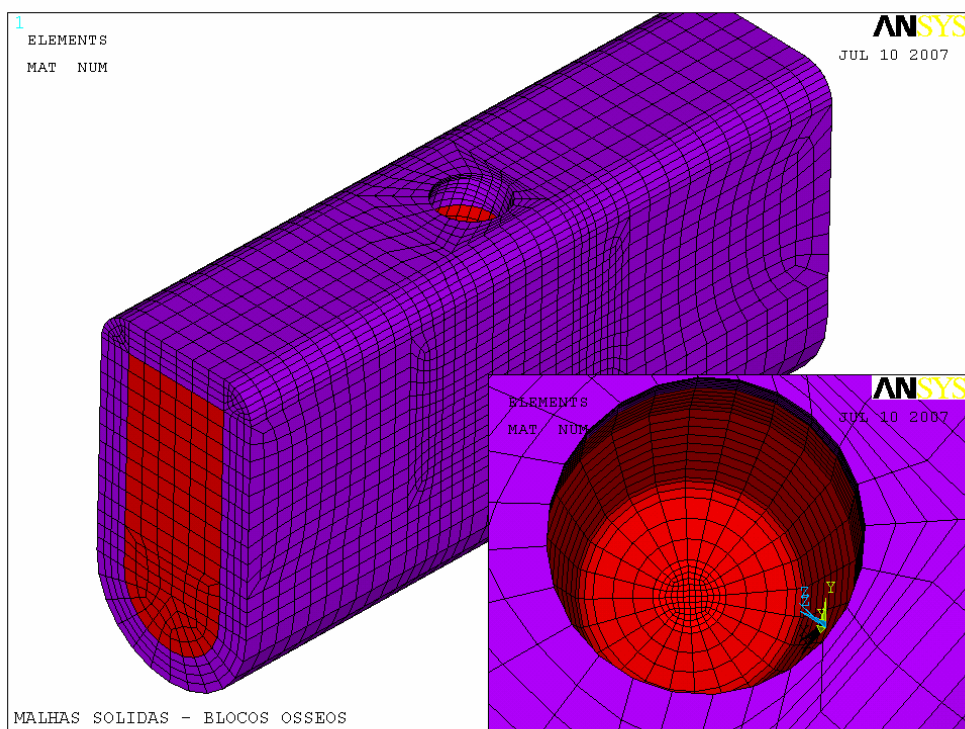


**Fig. 3.17** Seleção das regiões onde foi utilizada malha livre e de transição Hex para Tet.



**Fig. 3.18** Ilustração da aplicação de carga no topo do pilar, distribuída pela área. Detalhe superior direito demonstrando a carga aplicada em cada elemento da malha.





**Fig. 3.19** Malha Sólida aplicada nos blocos ósseos cortical (roxo) e trabecular (vinho) para conjunto Conect®.

**Tab. 3.2.** Elementos e nós envolvidos na análise do modelo Conect®  $\phi 4,3\text{mm}$

	Quantidade
Total elementos	35984
Elementos Hexaédricos e Tetraédricos (SOLID 45)	25894
Elementos Tetraédricos Piramidal (SOLID 95)	9874
Elementos de contato (TARGE 170)	170
Elementos de contato (CONTA 174)	96
Nós	40555
Elementos Implante	10563
Elementos Osso Cortical	11588
Elementos Osso Trabecular	13617
Volumes	223
Áreas	754
Linhas	855
Pontos Chave	325

A Tabela 3.2 apresenta todos os elementos e nós envolvidos na análise do conjunto implante/pilar e blocos ósseos para o sistema Conect®  $\phi 4,3\text{mm}$ .

A Tabela 3.3 apresenta todos os elementos e nós envolvidos na análise do

conjunto implante/pilar e blocos ósseos para o sistema Conect<sup>®</sup> AR  $\phi$ 4,0mm.

Nenhum estudo sobre a influência da malha foi feito neste trabalho. Em função da forma externa do implante Conect<sup>®</sup>  $\phi$ 4,3mm, foi necessário um maior trabalho para mapeamento da malha, acarretando num maior número de elementos e nós envolvidos na análise deste. Mais trabalhos são necessários para determinar a influência que o mapeamento da malha pode gerar na determinação de tensões von Mises ao redor de implantes.

A obtenção de resultados qualitativos e quantitativos confiáveis é possível com a aplicação do método dos elementos finitos, desde que sejam fornecidas ao programa de computador algumas propriedades mecânicas específicas dos materiais odontológicos modelados ou simulados e das estruturas anatômicas consideradas. Esses dados referem-se ao módulo de elasticidade e ao coeficiente de Poisson.

**Tab. 3.3.** Elementos e nós envolvidos na análise do modelo Conect AR<sup>®</sup>  $\phi$ 4,0mm

	Quantidade
Total elementos	35150
Elementos Hexaédricos e Tetraédricos (SOLID 45)	20064
Elementos Tetraédricos Piramidal (SOLID 95)	14734
Elementos de contato (TARGE 170) - Par2 (6-7)	24
Elementos de contato (CONTA 174) - Par2 (6-7)	24
Elementos de contato (TARGE 170) - Par1 (8-9)	184
Elementos de contato (CONTA 174) - Par1 (8-9)	144
Nós	41016
Elementos Implante	12790
Elementos Osso Cortical	11301
Elementos Osso Trabecular	10707
Volumes	179
Áreas	619
Linhas	717
Pontos Chave	300

Módulo de elasticidade, representado pela letra “E”, corresponde à relação entre a tensão de tração ou compressão e o valor correspondente de deformação elástica (reversível) que um material ou estrutura pode apresentar. Trata-se de uma constante de proporcionalidade, portanto é válido somente para o trecho reto do

diagrama tensão X deformação, ou seja, seu valor para determinada estrutura é o mesmo até o limite de proporcionalidade. A partir deste limite, tem início uma deformação plástica (permanente) do material, não havendo mais relação com o módulo de elasticidade (ANUSAVICE, 1998), sendo necessário uma outra relação constitutiva para representar o comportamento do material, o que foge aos objetivos do presente trabalho.

De acordo com a fórmula “ $E = \text{tensão} / \text{deformação}$ ”, apresentada na Tabela 2.2, conclui-se que, quanto mais baixa for a deformação para uma determinada tensão, maior será o valor do módulo de elasticidade.

Qualquer corpo sob a ação de forças externas (tração e compressão) irá apresentar uma deformação longitudinal ( $\epsilon$ ), no sentido da aplicação dessas forças, mas também uma deformação no sentido transversal ( $\epsilon q$ ). Sob tração ocorre contração transversal e sob compressão ocorre alongamento transversal. A relação entre os valores absolutos da deformação longitudinal e da transversal representa o coeficiente de Poisson, representado pela letra grega “ $\nu$ ”, expresso na fórmula (BAÊTA e SARTOR, 1999), descrita na Tabela 2.2.

Cada elemento presente nos modelos recebeu seus valores de “ $E$ ” e “ $\nu$ ”, dependendo unicamente da região em que está situado e, portanto, de qual material ou tecido o mesmo é composto. A Tabela 3.4 relaciona os valores utilizados na presente análise.

Como ocorre em qualquer processo de análise teórica, a metodologia dos elementos finitos exige que algumas hipóteses simplificadoras sejam admitidas para viabilizar a modelagem e a solução do problema estudado, no que tange ao tempo despendido e ao custo envolvido (HOLMGREN e cols., 1998).

<b>Tab. 3.4</b> Propriedades Mecânicas dos materiais e estruturas biológicas empregadas: Módulo de Elasticidade ( $E$ – GPa) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ )	
Material/Estrutura	$E(\nu)$
Ti cp	110,0(0,35)
Osso Cortical	13,7(0,3)
Osso Trabecular D2	7,9(0,3)
Osso Trabecular D3	4,0(0,3)

Desta maneira, podemos mais uma vez admitir que quanto mais simplificada for

a hipótese, maior a probabilidade de obtermos resultados mais distantes da realidade. Ainda há muito que se definir a respeito da extrapolação de resultados de hipóteses simplificadoras e a validade de refinamentos na análise, referente ao custo/benefício que a análise poderá oferecer.

A exemplo de grande parte das análises realizadas por meio do método dos elementos finitos (TEIXEIRA e cols, 1998; HOLMGREN e cols, 1998; WANG e cols., 2002; SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, 2005; YOKOYAMA e cols, 2005), também neste estudo todas as estruturas e os materiais modelados foram considerados homogêneos (propriedades mecânicas constantes independente do local), isotrópicos (propriedades mecânicas não variáveis de acordo com a direção) e linearmente elásticos (deformações diretamente proporcionais à força aplicada).

Embora clinicamente o nível de osseointegração obtido por um implante dependa de vários fatores (GENG, TAN e LIU, 2001), este trabalho, assim como a maioria dos que aplicam a metodologia dos elementos finitos, assume a hipótese simplificadora de que os ossos cortical e esponjoso estão totalmente aderidos ao implante, configurando uma condição de perfeita osseointegração (TEIXEIRA e cols., 1998; HOLMGREN e cols., 1998; ÇİFTÇİ e CANAY, 2000; YOKOYAMA e cols, 2005; STEGAROIU e cols., 2006). Desta forma, assume-se uma condição onde todos os esforços aos quais o implante analisado está sendo submetido, serão transmitidos ao osso.

As condições de contorno, também denominadas de fixação ou vínculo, são aquelas determinadas para as bordas do corpo modelado, de modo que este apresente algum suporte no espaço, com restrição de deslocamento, para permitir a análise sob as cargas aplicadas (DESAI, 1979).

### 3.2 - PROCESSAMENTO

A etapa de processamento ou solução da análise foi realizada com o auxílio do programa Ansys® Multiphysics 7.0.

Para esta etapa da análise, o programa considera todas as informações da etapa de pré-processamento e, baseado na relação de contato entre os elementos

da malha, realiza a resolução do problema (SILVA, 2005).

Existem diversas formas de se abordar a análise das tensões no processamento de um modelo de elementos finitos, pois tensões de tração e compressão nos eixos X, Y e Z (pertinentes à análise tridimensional deste trabalho) são desenvolvidas para cada um dos elementos que compõem a malha (TORTAMANO NETO, 1995). É necessária a utilização de algum critério que permita a organização das informações. Neste estudo foi aplicado o critério de von Mises, ou teoria da máxima energia de distorção.

O critério de von Mises é de especial importância na consideração da resistência máxima de uma estrutura quando sujeita a dois estados de tensão (tração e compressão) (SILVA, 2005). Tal critério baseia-se, para tanto, na determinação da energia de distorção da estrutura, isto é, da energia relacionada com mudanças na sua forma, em oposição à energia vinculada a alterações no seu volume (MORI, 1993). Por meio da aplicação de fórmulas matemáticas, prevê que a falha ocorre quando, em qualquer ponto do material, a energia de distorção, por unidade de volume, é maior que um valor limite, o limite de escoamento, obtido pelo material em um ensaio de tração. Desta maneira, na presente análise, pôde-se comparar os valores encontrados para as tensões de von Mises com os limites de escoamento dos materiais e estruturas obtidos através de revisão literária.

Na análise por elementos finitos, informamos ao programa em que rodaremos a análise, todas as propriedades dos materiais e estruturas envolvidos, bem como seus limites de escoamento. Executamos a simulação planejada e, por meio da aplicação do critério de von Mises, os efeitos causados pelas tensões de tração e compressão em qualquer elemento da malha de elementos finitos podem ser analisados simultaneamente e comparados.

### 3.3 - PÓS-PROCESSAMENTO

O procedimento de avaliação dos resultados foi realizado de acordo com o seguinte, descrito por SENDYK (1998):

1. Análise qualitativa: realizada por meio da observação visual das imagens gráficas das tensões de von Mises ocorridas nas estruturas dos modelos.

2. Análise quantitativa ou matemática: realizada através dos valores atribuídos nas colunas de cores que acompanham os modelos matemáticos de elementos finitos. Os resultados quantitativos representam as tensões em MPa. Os valores das tensões de von Mises são sempre positivos, uma vez que não discriminam se as tensões são de tração ou de compressão.

As simplificações admitidas para possibilitar a análise pelo método dos elementos finitos não viabilizam a consideração dos resultados quantitativos como valores reais de referência de uma situação clínica (IPLIKÇIOGLU e AKÇA, 2002). Sendo assim, uma comparação qualitativa entre os diferentes modelos é mais recomendável (WANG e cols, 2002).

O programa (software) SolidWorks® citado neste texto, utilizado na construção dos modelos, estavam instalados em um microcomputador com processador Pentium 4 de 2,66 MHz, com 512 MB de memória RAM e o microcomputador que foram realizadas as análises de tensões, através do programa Ansys Multiphysics 7.0®, possui processador AMD Athlon™ 64X2 Dual Core Processor 4200X, 986 MHz, com 1,93 GB de memória RAM.

## 4 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

As variáveis presentes neste estudo correspondem a quatro situações distintas, para as quais foram gerados os modelos Conect<sup>®</sup> D2, Conect<sup>®</sup> D3, Conect AR<sup>®</sup> D2 e Conect AR<sup>®</sup> D3, de elementos finitos, apresentados na Tabela 4.1. Durante a exposição dos resultados da análise e sua discussão, cada modelo será referido pela abreviatura C para Conect<sup>®</sup>, seguido do tipo de osso correspondente a cada situação simulada. Portanto teremos os grupos C D2, C D3, C AR D2 e C AR D3.

**Tab. 4.1** Apresentação dos modelos utilizados neste trabalho

MODELO	DENSIDADE	
	D2	D3
Conect <sup>®</sup>	C D2	C D3
Conect AR <sup>®</sup>	C AR D2	C AR D3

Em cada figura apresentada, o programa Ansys<sup>®</sup> (Ansys Inc. – USA) disponibiliza uma tabela com um espectro de 9 (nove) cores, na qual cada cor corresponde a uma faixa específica de valores de tensão de von Mises, em MPa. Serão apresentadas, ao longo deste capítulo, tabelas para correlacionar cada faixa do espectro de cores com os valores máximos de tensões de von Mises, através de números, sendo 0 para cor Azul escuro e 9 para vermelho, como mostra a Figura 4.1.



**Fig. 4.1** Escala de cores utilizada no programa Ansys® para correlação dos valores de tensões de von Mises, aumentando da esquerda (azul) para direita (vermelho).

A Tabela 4.2 apresenta os valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C D2, em solução Nodal e no Elemento.

**Tab. 4.2** Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C D2, em Solução Nodal e no Elemento (MPa).

	NODAL	ELEMENTO
0	0.594759	0.348213
1	5.962	5.897
2	11.33	11.447
3	16.697	16.996
4	22.065	22.545
5	27.432	28.094
6	32.8	33.643
7	38.167	39.192
8	43.535	44.742
9	48.902	50.291

Na Tabela 4.3 verificam-se os valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C AR D2, em solução Nodal e no Elemento.

Os resultados de tensão são apresentados de duas maneiras: SOLUÇÃO NODAL, que mostra o valor de tensão em um determinado nó, e SOLUÇÃO NO ELEMENTO, que indica um valor médio de tensão no qual este valor é obtido pela média dos valores de tensão existentes nos nós deste elemento (uma das avaliações da qualidade de resultados).



**Tab. 4.3** Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C AR D2, em Solução Nodal e no Elemento (MPa).

	NODAL	ELEMENTO
0	0.448233	0.670132
1	5.833	6.184
2	11.217	11.698
3	16.602	17.212
4	21.986	22.727
5	27.371	28.241
6	32.755	33.755
7	38.139	39.269
8	43.524	44.783
9	48.908	50.297

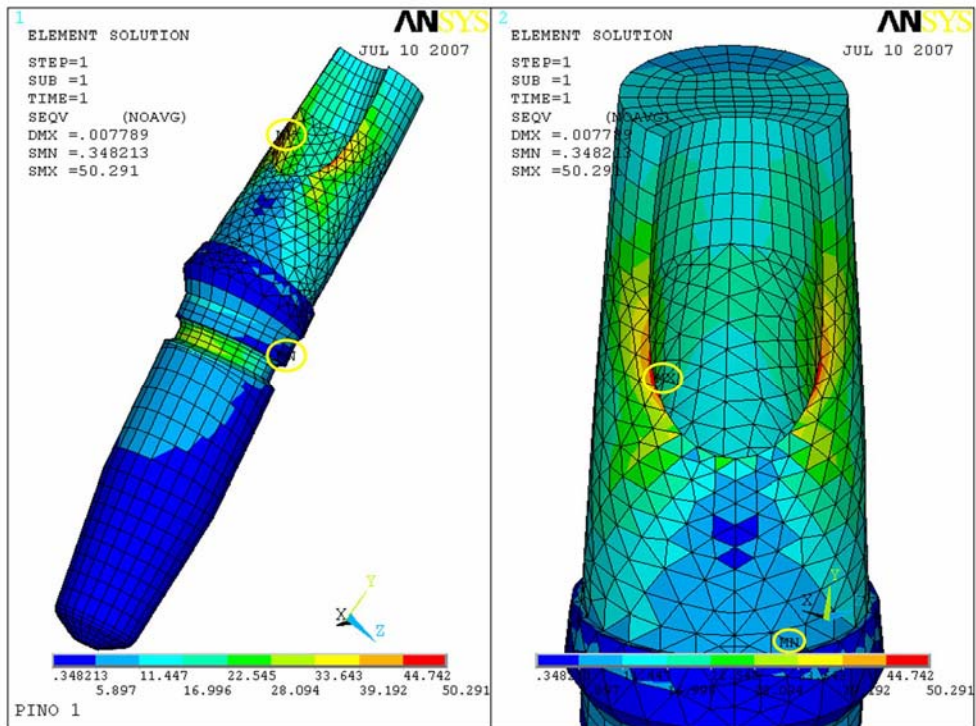
As Figuras 4.2 e 4.3 apresentam uma vista geral do conjunto implante/pilar, no grupo C D2, no qual as tensões são exibidas através de um código de cores. Para o grupo C D2, a diferença entre valores de solução nodal e no elemento, para o pico máximo de tensão, respectivamente, 48,902 MPa e 50,291 MPa, é de apenas 2,76%. Obteve-se a definição mais apropriada do contato, permitindo uma distribuição uniforme das tensões de contato no osso cortical.

Nos modelos analisados, não foi verificada diferença significativa entre solução nodal e solução no elemento, mesmo nos pontos de concentração de tensão. Este fato demonstra uma qualidade na malha gerada e na transição entre as malhas, dos elementos tetraédricos para hexaédricos.

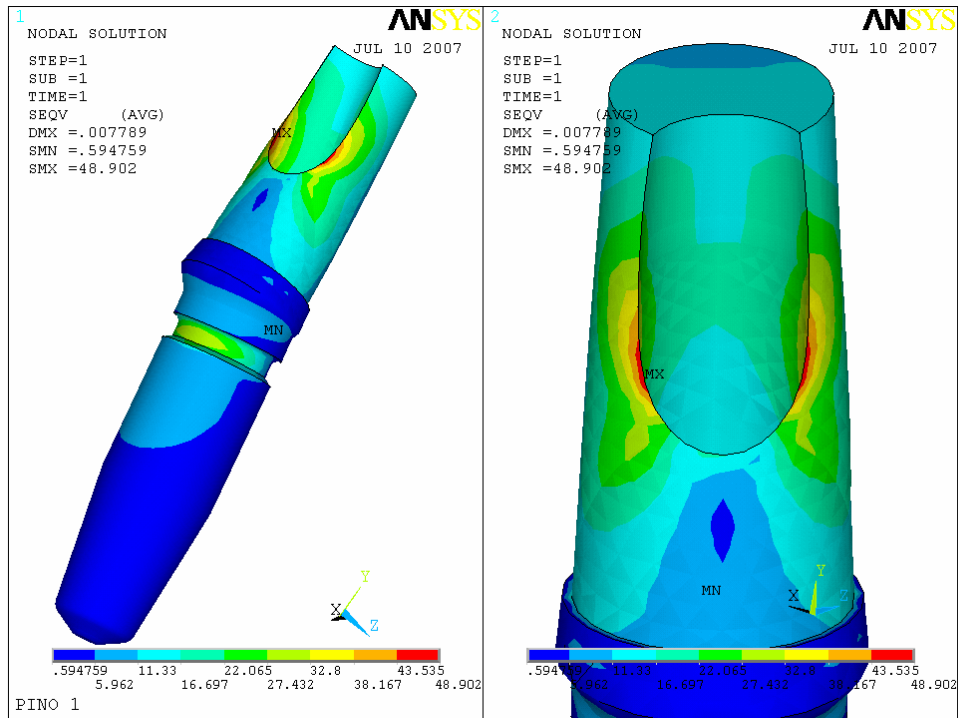
Como ficou demonstrado, por não haver diferença significativa entre os valores encontrados para análise através de solução Nodal ou por Elemento, a análise adotada no presente estudo foi baseada em valores de Solução Nodal.

Verifica-se pelas figuras que as máximas tensões de von Mises estão ocorrendo na região dos orifícios de acesso aos parafusos de fixação dos pilares, representadas pela cor vermelha.

As siglas MX e MN, observadas nas Figuras 4.2 e 4.3 e evidenciadas por círculos amarelos, indicam as regiões onde estão localizados os maiores e menores valores de tensões de von Mises, respectivamente.



**Fig. 4.2** Solução no Elemento do conjunto implante/pilar Conect® (MPa)



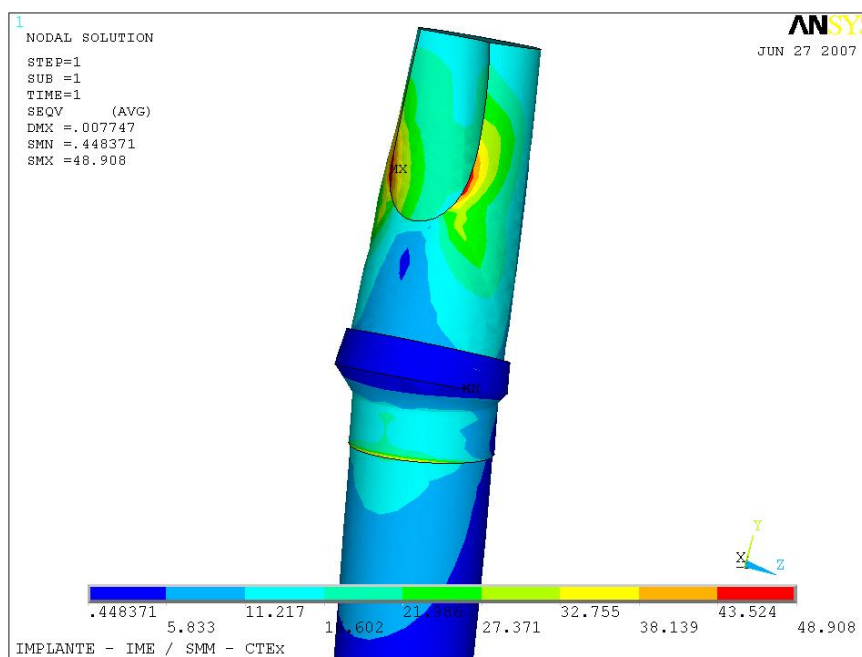
**Fig. 4.3** Solução Nodal do conjunto implante/pilar Conect® (MPa).

A Tabela 4.4 exibe os valores de tensões máximos de von Mises encontrados no presente trabalho, para os conjuntos implante/pilar, osso cortical e osso trabecular, nas duas densidades ósseas.

**Tab. 4.4** Tensões máximas de von Mises, em MPa, e suas localizações no osso cortical, osso trabecular e conjunto implante/pilar, em Solução Nodal (MPa).

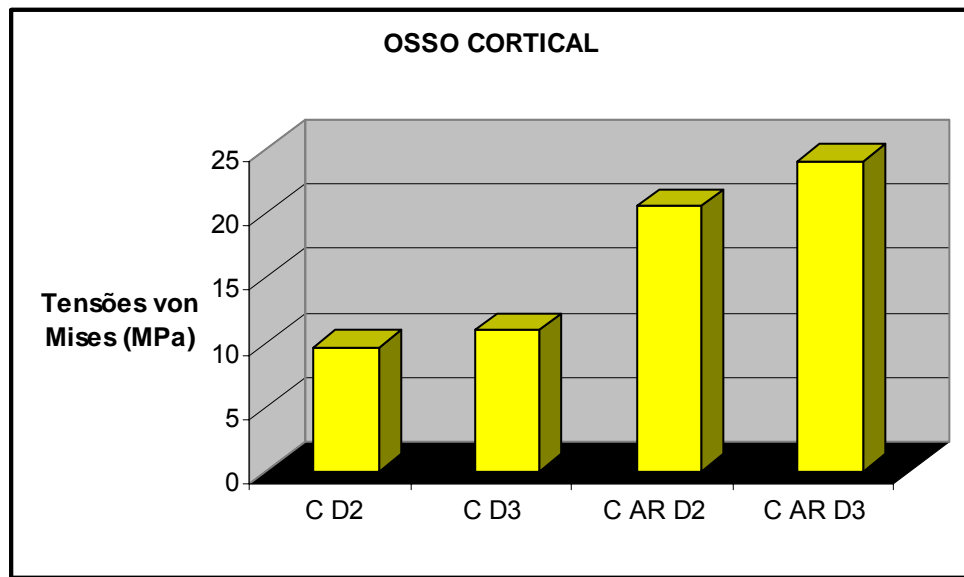
ESTRUTURA/MATERIAL	C D2	C D3	C AR D2	C AR D3
OSSO CORTICAL	9,628	10,928	20,518	24,058
OSSO TRABECULAR	2,785	2,154	3,47	2,213
IMPLANTE/PILAR	48,902	48,901	48,908	48,907

As Figuras 4.3 e 4.4 mostram as regiões de concentração de tensões para os grupos C D2 e C AR D2. Observa-se que os valores de tensões máximos de von Mises encontrados nos nestes grupos, apresentaram-se maiores nas concavidades dos orifícios de acesso ao parafuso de fixação dos pilares.

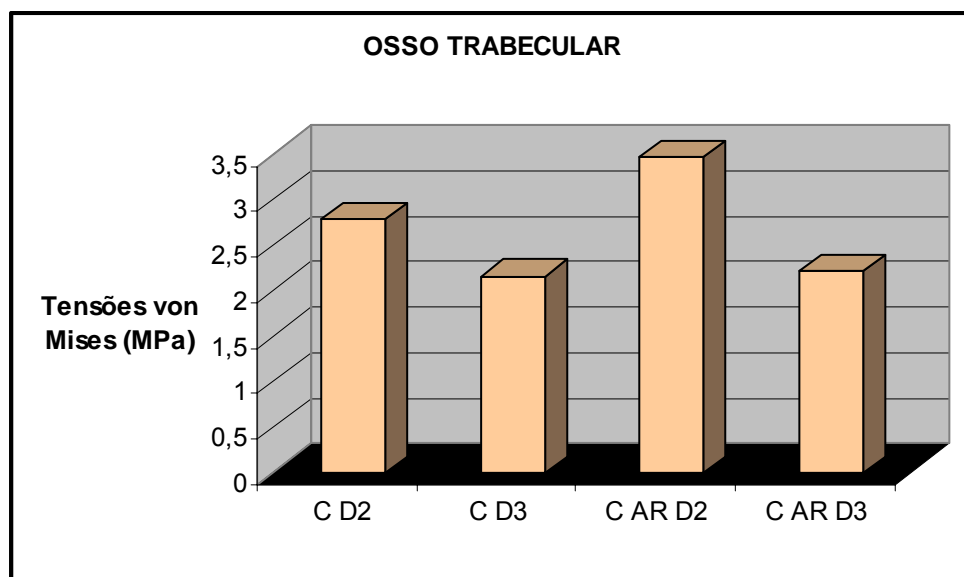


**Fig. 4.4** Concentração de tensões na região do orifício de acesso ao parafuso do pilar, Conect AR<sup>®</sup>(MPa).

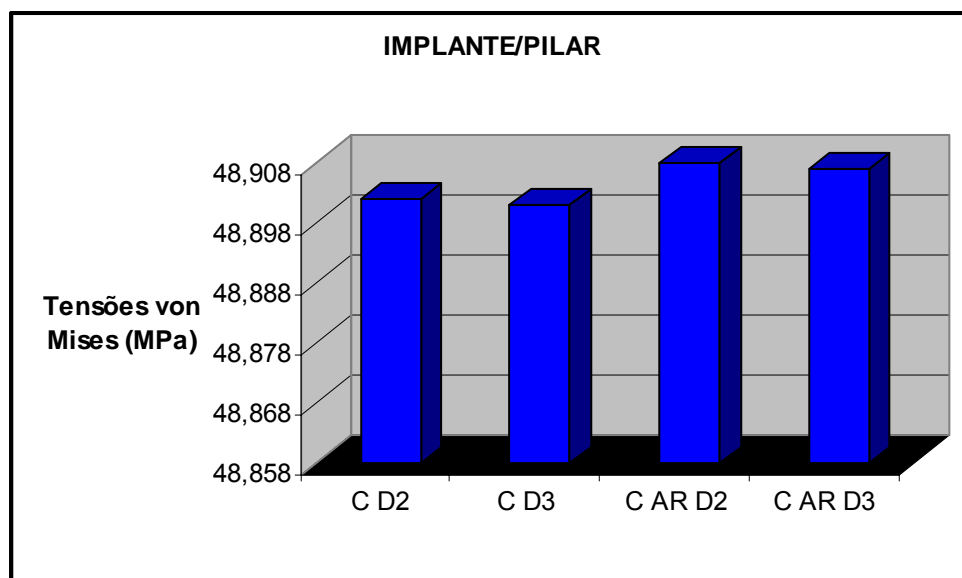
Uma representação gráfica dos valores de tensões máximas de von Mises apresentados na Tabela 4.4 pode ser observada nas Figuras 4.5, 4.6 e 4.7. Respectivamente, demonstram os valores encontrados no osso cortical, osso trabecular e conjunto implante/pilar nos diferentes grupos.



**Fig. 4.5** Representação gráfica dos valores de tensões máximas de von Mises, localizados no osso cortical (MPa).



**Fig. 4.6** Representação gráfica dos valores de tensões máximas de von Mises, localizados no osso trabecular (MPa).



**Fig. 4.7** Representação gráfica dos valores de tensões máximas de von Mises, localizados nos conjuntos implante/pilar (MPa).

As Tabelas 4.5 e 4.6 resumiram os valores de concentração de tensões de von Mises, em Solução Nodal, para os dois grupos nas densidades D2 e D3, respectivamente. Observa-se claramente que os valores máximos encontram-se na região do orifício de acesso ao parafuso do pilar em ambos os casos, conforme demonstrado nas Figuras 4.3 e 4.4.

**Tab. 4.5** Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C D2 e C AR D2, em Solução Nodal (MPa).

	C D2	C AR D2
0	0.594759	0.448233
1	5.962	5.833
2	11.33	11.217
3	16.697	16.602
4	22.065	21.986
5	27.432	27.371
6	32.8	32.755
7	38.167	38.139
8	43.535	43.524
9	48.902	48.908

**Tab. 4.6** Valores máximos de tensões de von Mises em cada faixa de cor para o grupo C D3 e C AR D3, em Solução Nodal (MPa).

	C D3	C AR D3
0	0.580786	0.45185
1	5.95	5.836
2	11.319	11.220
3	16.687	16.603
4	22.056	21.987
5	27.425	27.371
6	32.794	32.755
7	38.163	38.139
8	43.532	43.523
9	48.901	48.907

Os maiores valores de concentrações de tensões de von Mises, nos grupos C D2 e D3 e C AR D2 e D3, foram observados nas concavidades dos orifícios de acesso ao parafuso, sendo de 48,902 e 48,901 e, 48,908 e 48,907 MPa, respectivamente. No entanto, estes valores são irrelevantes para esta análise, pois estão distantes dos limites de escoamento da liga de Ticp grau 4 que é de 485 MPa (RATNER, 1996)

Com o intuito de poder analisar mais detalhadamente a região de interesse, ou seja, a interface implante/blocos ósseos decidiu-se isolar a porção superior dos pilares. Desta maneira, pode-se verificar em cada situação, onde se encontravam os maiores valores de tensões de von Mises na interface entre osso e implante inclinado intencionalmente. As Figuras 4.8 e 4.9 mostram as maiores concentrações de tensões de von Mises nos modelos de implante Conect<sup>®</sup> e Conect AR<sup>®</sup>, respectivamente.

Vale notar na Figura 4.8 que na região atingida pelos maiores valores de tensões de von Mises, no implante Conect<sup>®</sup>, há muito pouca penetração de tensões no implante em direção ao seu centro, tendo a maior parte das tensões uma distribuição superficial. Este fato é observado através da remoção de alguns volumes do implante apicalmente à região onde as tensões se concentram.

SEVIMAY e cols, em 2005, justificaram a maior concentração de tensões de von Mises em osso cortical, observada em ossos de densidades D3 e D4, quando

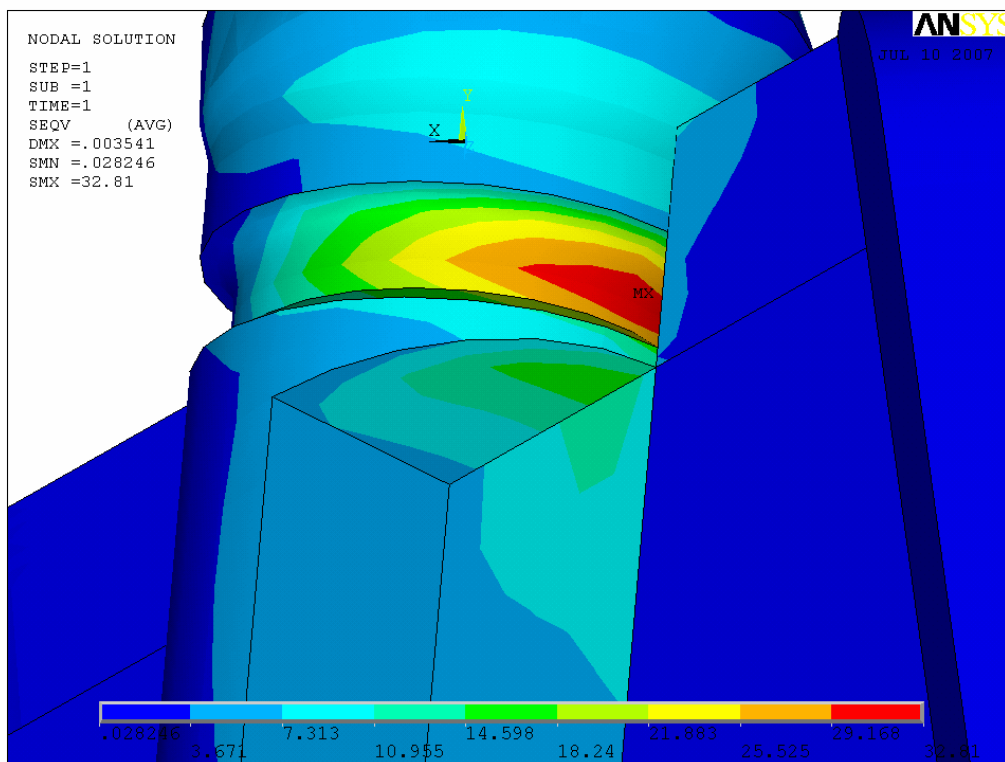
comparados a ossos de densidades D1 e D2, à diferença do módulo de elasticidade e resistência à deformação do osso cortical para o trabecular. Verificaram maior concentração de tensões na região cervical do implante e na metade do corpo do implante quando instalado em osso do tipo D4. No presente estudo, não se pôde associar a diminuição na densidade óssea a um aumento nos valores de tensões de von Mises encontrados nos diferentes desenhos de implantes, conforme se observa nas Tabelas 4.7 e 4.8.

**Tab. 4.7** Comparação entre os valores máximos de tensão de von Mises, para o grupo Conect® nas diferentes densidades ósseas analisadas (MPa).

	C D2	C D3
0	0.594759	0.580786
1	5.962	5.95
2	11.33	11.319
3	16.697	16.687
4	22.065	22.056
5	27.432	27.425
6	32.8	32.794
7	38.167	38.163
8	43.535	43.532
9	48.902	48.901

**Tab. 4.8** Comparação entre os valores máximos de tensão de von Mises, para o grupo Conect AR® nas diferentes densidades ósseas analisadas (MPa).

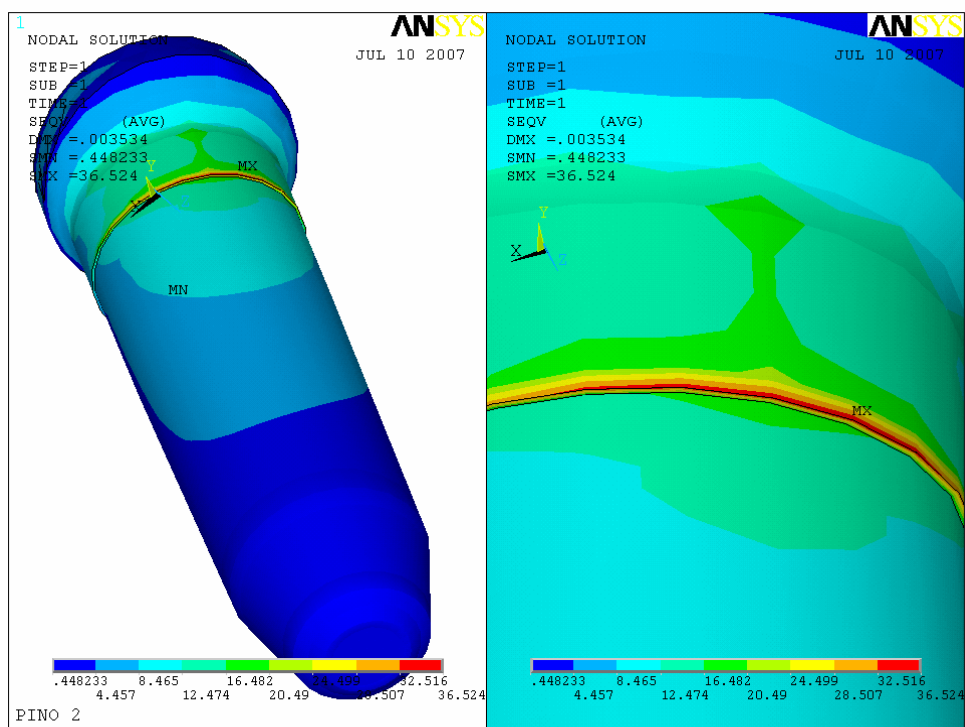
	C AR D2	C AR D3
0	0.448233	0.45185
1	5.833	5.836
2	11.217	11.220
3	16.602	16.603
4	21.986	21.987
5	27.371	27.371
6	32.755	32.755
7	38.139	38.139
8	43.524	43.523
9	48.908	48.907



**Fig. 4.8** Detalhe da porção com maior concentração de tensões de von Mises no implante Conect<sup>®</sup>, em solução Nodal (MPa).

STEGAROIU e cols, em 2006, comparando modelos com ou sem simulação precisa do osso trabecular através de microtomografia computadorizada, verificaram uma maior concentração de tensões de von Mises na região cervical dos implantes. Porém na região de osso trabecular, verificaram aumento significativo nas tensões transmitidas ao osso trabecular quando este foi simulado precisamente. Desta maneira, estudos complementares se fazem necessários para definir até que ponto a densidade e a organização das trabéculas ósseas interferem nos resultados de distribuição de tensões de von Mises.





**Fig. 4.9** Detalhe da porção com maior concentração de tensões de von Mises no implante Conect AR<sup>®</sup>, em solução Nodal (MPa).

**Tab. 4.9** Valores máximos de tensões de von Mises localizados no osso cortical (MPa).

	C D2 (Fig. 4.8)	C D3 (Fig. 4.12)	C AR D2 (Fig. 4.9)	C AR D3 (Fig. 4.15)
<b>0</b>	0,028246	0,024599	0,026685	0,024019
<b>1</b>	1,095	1,236	2,304	2,694
<b>2</b>	2,161	2,447	4,58	5,365
<b>3</b>	3,228	3,659	6,857	8,035
<b>4</b>	4,295	4,87	9,134	10,706
<b>5</b>	5,361	6,082	11,411	13,376
<b>6</b>	6,428	7,293	13,688	16,047
<b>7</b>	7,494	8,505	15,964	18,717
<b>8</b>	8,561	9,716	18,241	21,388
<b>9</b>	9,628	10,928	20,518	24,058

Na Figura 4.9, nota-se que o modelo de implante Conect AR<sup>®</sup>, apresenta grande concentração de tensões na região cervical, onde se observa um “degrau” no desenho externo do implante. Nessa figura pode-se observar a existência de um

ressalto na região cervical, denotado pela cor vermelha que indica um valor máximo de tensão. Uma investigação mais detalhada deve ser conduzida para melhor explicar este fato e que consequência pode acarretar para o osso circunjacente.

**Tab. 4.10** Valores máximos de tensões de von Mises localizados no osso trabecular (MPa).

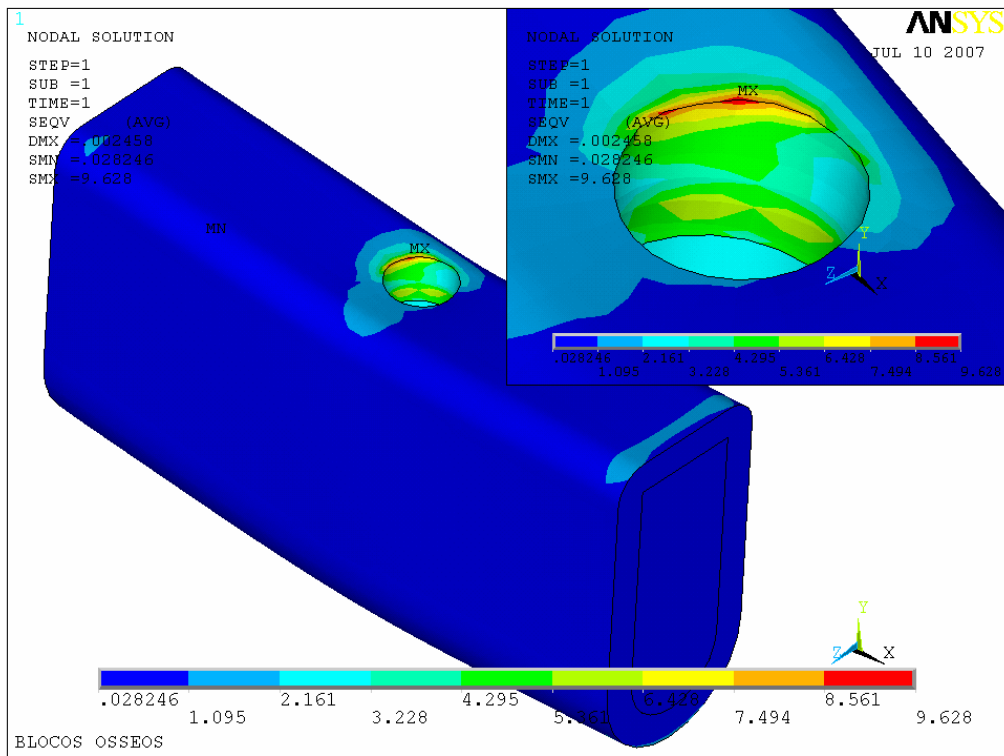
	<b>C D2 (Fig. 4.9)</b>	<b>C D3 (Fig. 4.13)</b>	<b>C AR D2 (Fig. 4.10)</b>	<b>C AR D3 (Fig. 4.16)</b>
<b>0</b>	0,157009	0,13539	0,156547	0,135028
<b>1</b>	0,449048	0,359634	0,524758	0,3659
<b>2</b>	0,741087	0,583878	0,892968	0,596773
<b>3</b>	1,033	0,808123	1,261	0,827645
<b>4</b>	1,325	1,032	1,629	1,059
<b>5</b>	1,617	1,257	1,998	1,289
<b>6</b>	1,909	1,481	2,366	1,52
<b>7</b>	2,201	1,705	2,734	1,751
<b>8</b>	2,493	1,929	3,102	1,982
<b>9</b>	2,785	2,154	3,47	2,213

As Tabelas 4.9, 4.10 e 4.11 apresentam os valores máximos de tensões de von Mises no osso cortical, trabecular e nos implantes, respectivamente. Comparando os resultados obtidos, pode-se notar que em todos os grupos analisados, houve uma homogeneidade de valores máximos de tensões de von Mises distribuídos no osso trabecular. O mesmo não ocorreu no osso cortical, onde se verifica valores máximos de tensões de von Mises, aproximadamente, duas vezes maior para o implante Conect AR<sup>®</sup>, em ambas as densidades ósseas.

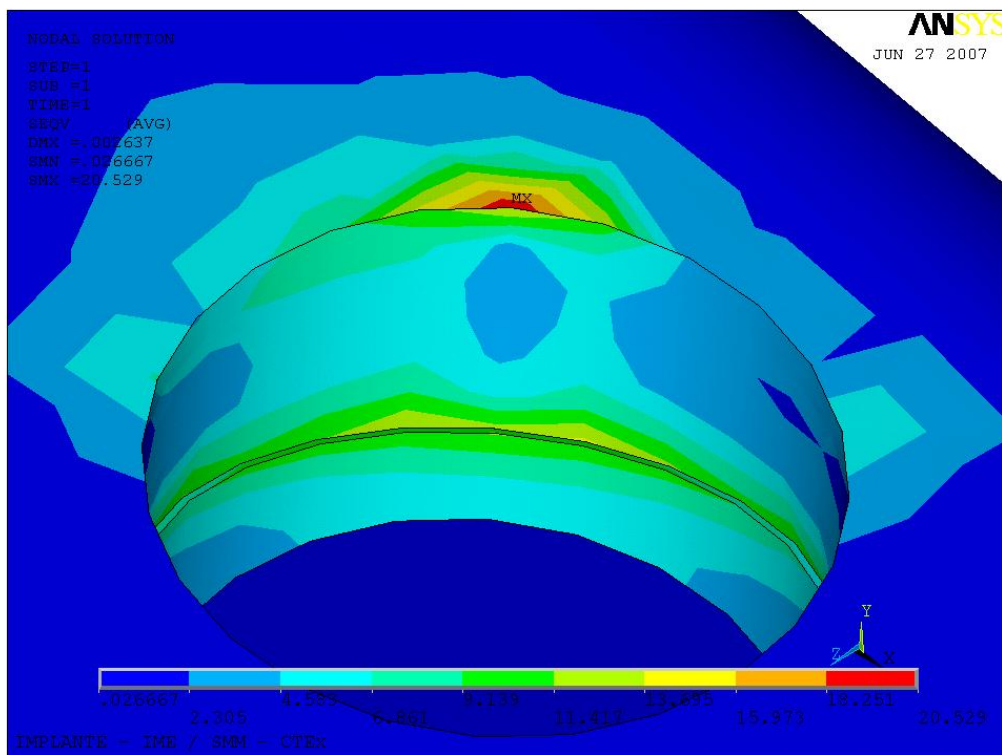
Observando a Tabela 4.4, verifica-se que na região do osso cortical, na direção para a qual o implante apresenta sua inclinação, encontramos o valor máximo de tensões para este componente isoladamente sendo, de 9,628 MPa para o grupo C D2, 10,928 MPa para o grupo C D3, 20,518 MPa para o grupo C AR D2 e 24,058 MPa para o grupo C AR D3.

**Tab. 4.11** Valores máximos de tensões de von Mises localizados no implante (MPa).

	C D2 (Fig. 4.5)	C D3 (Fig. 4.11)	C AR D2 (Fig. 4.6)	C AR D3 (Fig. 4.14)
0	0,594759	0,580786	0,448233	0,45185
1	5,962	5,95	5,833	5,836
2	11,33	11,319	11,217	11,22
3	16,697	16,687	16,602	16,603
4	22,065	22,056	21,986	21,987
5	27,432	27,425	27,371	27,371
6	32,8	32,794	32,755	32,755
7	38,167	38,163	38,139	38,139
8	43,535	43,532	43,524	43,523
9	48,902	48,901	48,908	48,907

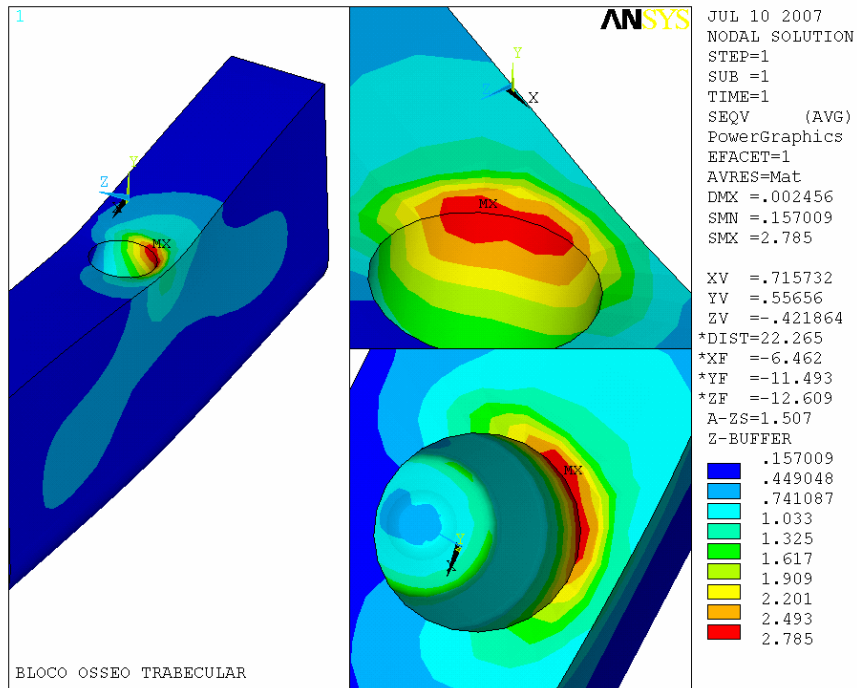


**Fig. 4.10** Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C D2 (MPa).

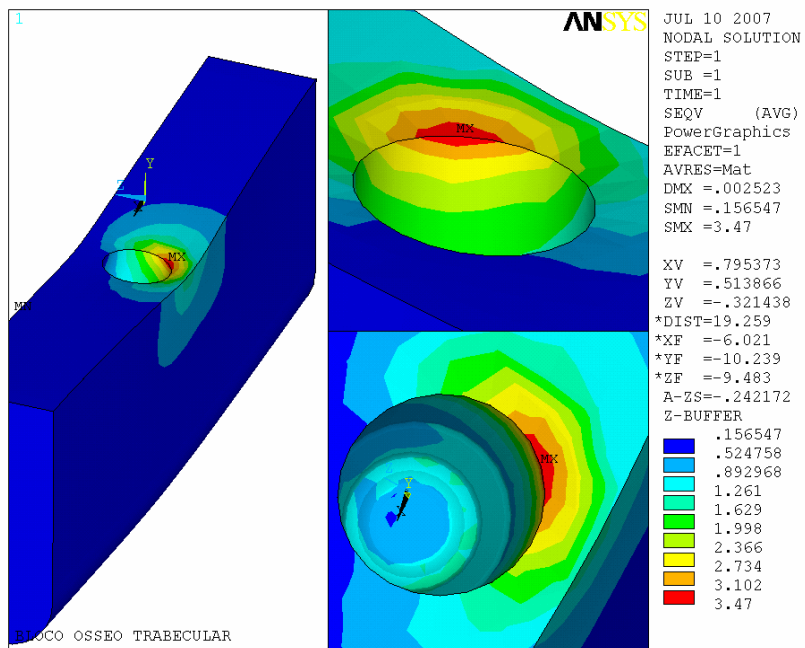


**Fig. 4.11** Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C AR D2 (MPa).

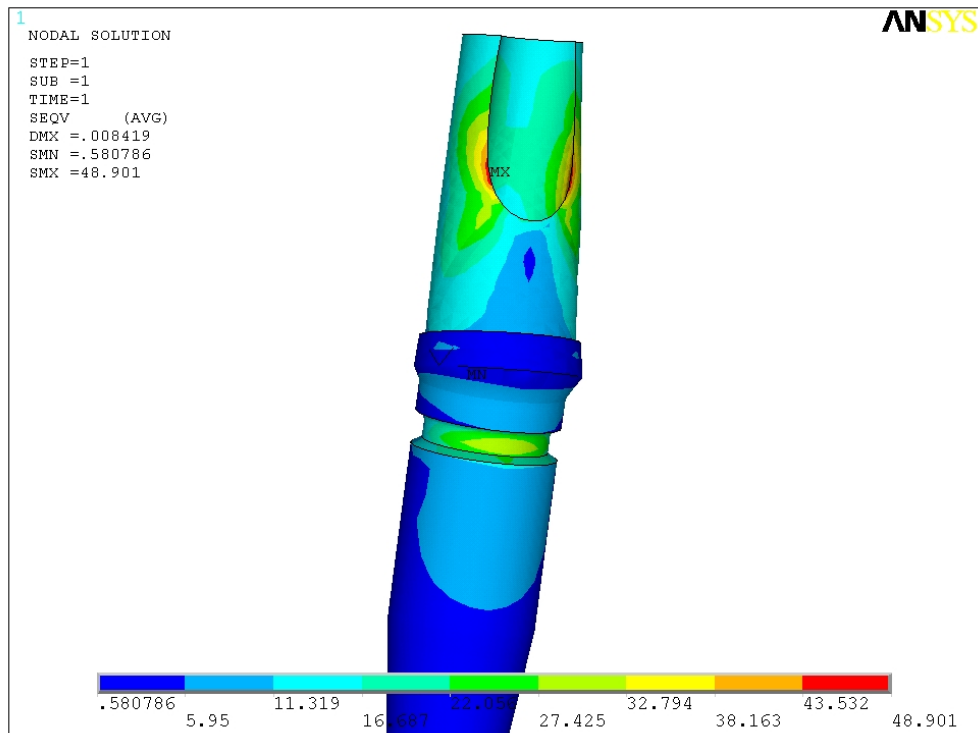
As Figuras 4.12 e 4.13 apresentam os valores de tensões máximos de von Mises encontrados no osso trabecular na densidade D2 para o grupo C D2, de 2,785 MPa e para o grupo C AR D2 de 3,47 MPa. Já para a densidade D3, os valores encontrados para o osso trabecular foi de 2,154 MPa para o grupo C D3 e 2,213 MPa para o grupo C AR D3, conforme pode-se observar nas Figuras 4. 16 e 4.19, respectivamente.



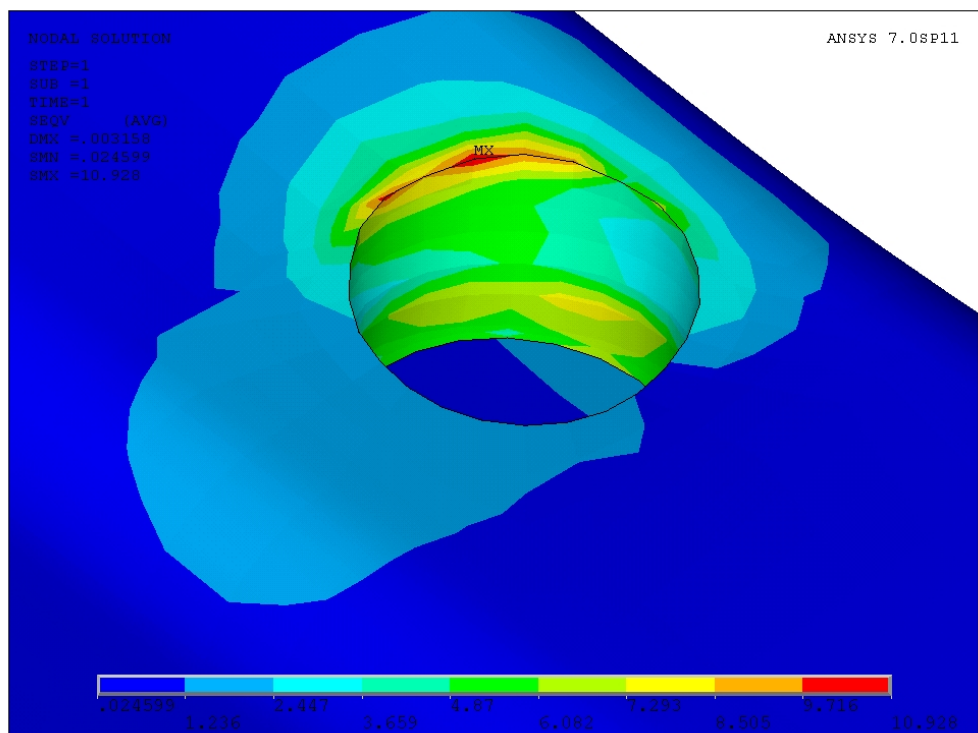
**Fig. 4.12** Concentração de tensões máximas de von Mises na região de osso trabecular, grupo C D2 (MPa).



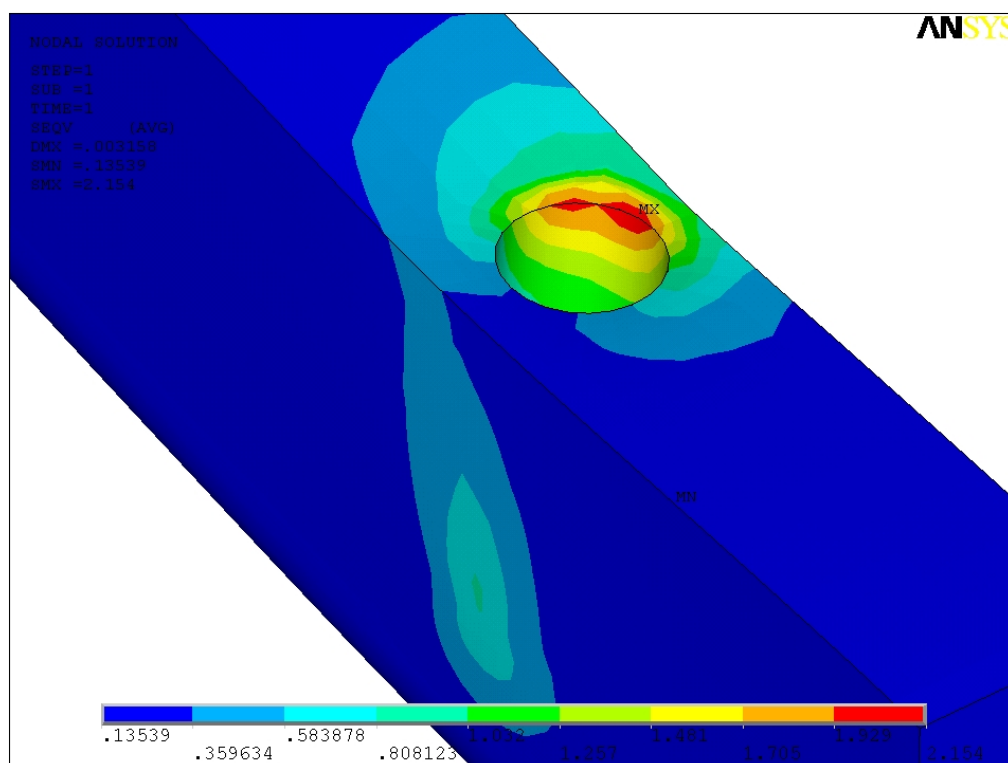
**Fig. 4.13** Concentração de tensões máximas de von Mises na região de osso trabecular, grupo C AR D2 (MPa).



**Fig. 4.14** Concentração de tensões de von Mises no implante grupo C D3 (MPa).



**Fig. 4.15** Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C D3 (MPa).



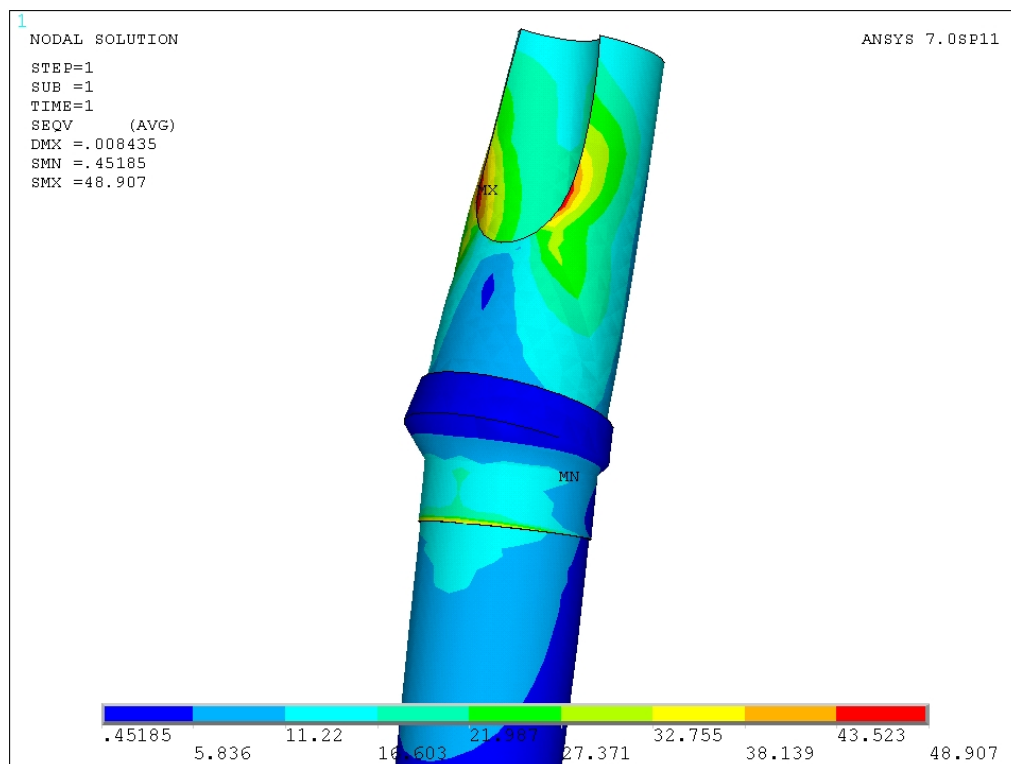
**Fig. 4.16** Concentração de tensões máximas de von Mises no osso trabecular, no grupo C D3 (MPa).

Em seu trabalho, MARTIN, BURR e SHARKEY (1998), citados por BOZKAYA, MUFTU e MUFTU, em 2004, descreveram que o limite de resistência do osso cortical é maior em compressão (170 MPa) do que em tração (100 MPa) e do osso trabecular em tração e compressão de aproximadamente 2 a 5 MPa. Tais valores estão muito distantes dos encontrados no presente trabalho para o osso cortical em todos os grupos analisados. No entanto, no osso trabecular, todos os grupos analisados neste trabalho apresentam valores entre 2 e 5 MPa, sugerindo que possam ocorrer microdanos ao osso trabecular.

Para BERNARDES e cols, em 2006, o carregamento axial de implantes tão almejado no planejamento das fixações, visa reduzir problemas biológicos causados por diversos carregamentos destes e minimizar influência da interface pilar/implante. Porém, em regiões posteriores da cavidade oral e dentes que participam de guias de desocclusão, é mais comum a ocorrência de cargas não-axiais. Além disso, a forma externa do implante é uma característica importante em se tratando de distribuição de tensões no entorno dos implantes.

No presente trabalho de investigação buscou-se analisar uma situação clínica aonde a cargas encontram-se, sabidamente, direcionadas não-axialmente ao implante. Buscou-se como um dos parâmetros da análise, comparar diferentes desenhos de geometria dos implantes.

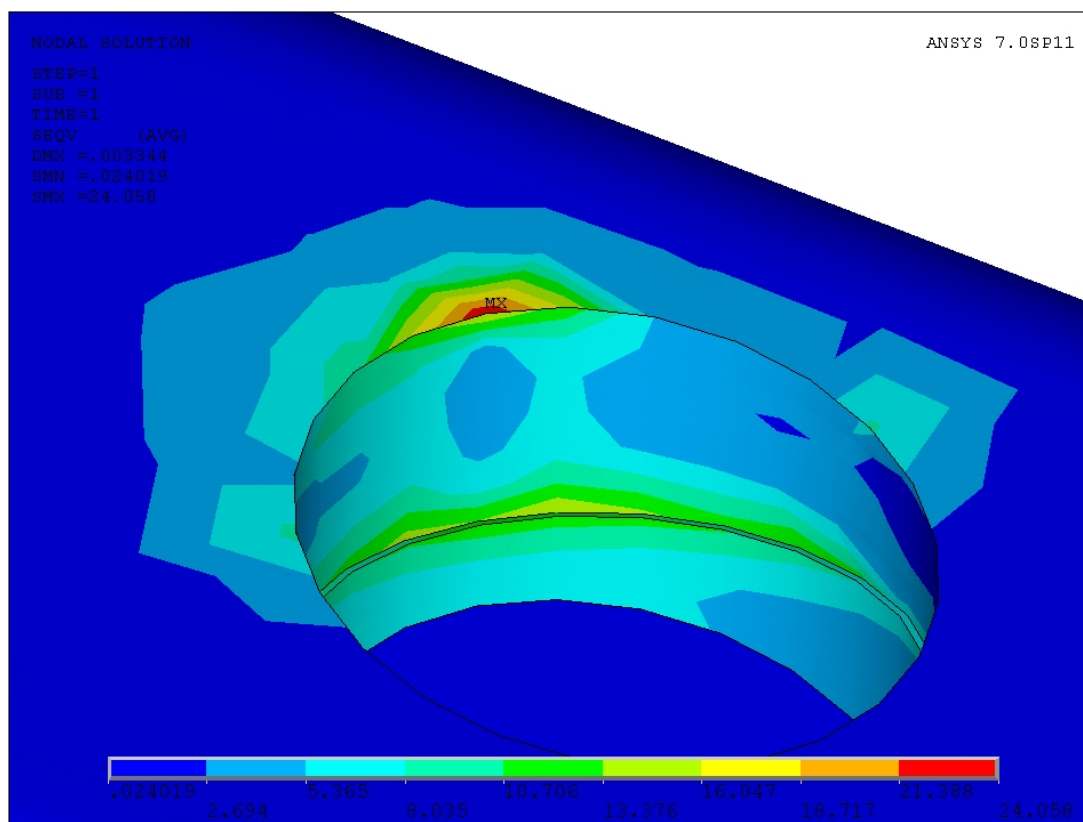
De fato, na presente análise, observou-se diferentes padrões de distribuição de tensões ao osso cortical e trabecular em função do desenho externo dos implantes analisados.



**Fig. 4.17** Concentração de tensões de von Mises no implante grupo C AR D3 (MPa).

Diversos trabalhos (KREKMANOV e cols, em 2000; APARICIO, PERALES e RANGERT, em 2001; DINATO, WULFF e BIANCHINI, em 2001; BEZERRA e cols, em 2002; DeLEO e cols, em 2002; SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, em 2005; DAROZ e cols, em 2007) demonstram o sucesso e a indicação de utilização de implantes intencionalmente inclinados.





**Fig. 4.18** Concentração de tensões máximas de von Mises no osso cortical, no grupo C AR D3 (MPa).

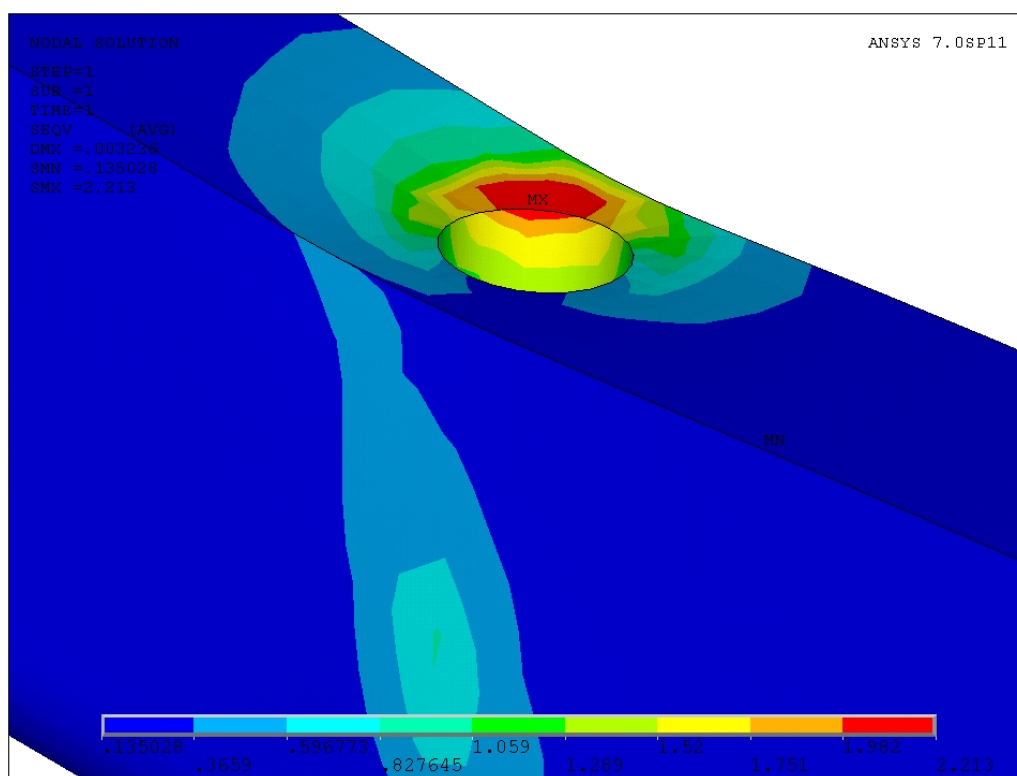
Baseado nos resultados do presente estudo, parece sensato admitir que os valores encontrados, quando comparados com os dados existentes na literatura, estão dentro dos limites fisiológicos. Desta forma, considerando os parâmetros adotados, a utilização de implantes intencionalmente inclinados parece ser uma opção de tratamento viável.

De acordo com os valores apresentados na Tabela 4.9, parece haver correlação entre o desenho externo do implante e a distribuição de tensões de von Mises no osso cortical. O implante Conect AR<sup>®</sup>, demonstrou transmitir maiores valores de tensões de von Mises que o implante Conect<sup>®</sup> para o osso cortical. Tal fato pode estar relacionado a um ressalto na forma externa do modelo AR, onde se verificou a maior concentração de tensões de von Mises também no implante.

Observando as Figuras 4. 10, 4.11, 4.12, 4.13, 4.15, 4.16, 4.18 e 4.19, verifica-se que o implante Conect<sup>®</sup> (grupos C D2 e D3) causa uma distribuição de tensões no osso cortical e trabecular mais ampla que o implante Conect AR<sup>®</sup> (grupos C AR

D2 e D3). Tal fato pode ser notado através da percepção do número de elementos coloridos pela cor vermelha nestas figuras. Nas figuras que apresentam as análises dos implantes Conect AR<sup>®</sup>, nota-se uma distribuição quase pontual das tensões máximas de von Mises. Este fato parece estar ligado à geometria externa do implante e associado a valores de tensões mais elevados, que não foram abordados neste trabalho, e poderia causar sérios danos ao osso circunjacente.

SEVIMAY e cols, em 2005, afirmaram que o osso Tipo IV é mais susceptível à concentração de tensões que os ossos mais compactos. Mas tais fatores por si só podem não ser suficientes para causar danos biológicos, dependendo do direcionamento das cargas e da fisiologia óssea local. Aplicaram carregamento de 300N e encontraram valores máximos de tensão de von Mises de: 150 MPa para osso D1, 152 MPa para osso D2, 163 MPa para osso D3, todos concentrados na região cervical do implante. Para osso D4, o valor máximo foi de 180 MPa, concentrado na região cervical do implante e no meio do corpo do implante. Os autores associaram os maiores valores encontrados para osso D3 e D4 e a distribuição de tensões mais homogênea em osso D1 e D2, à diferença no módulo de elasticidade do osso cortical e trabecular. Enquanto a correlação entre osso de baixa qualidade e falha de implantes parece estar bem estabelecida, a relação precisa entre a qualidade óssea e a distribuição de tensões não é adequadamente compreendida.



**Fig. 4.19** Concentração de tensões máximas de von Mises no osso trabecular, no grupo C AR D3 (MPa).

No presente estudo, considerando as hipóteses simplificadoras da metodologia empregada, não se pode verificar relação direta entre as densidades ósseas analisadas e a distribuição de tensões de von Mises no osso cortical e trabecular. Porém, corroboramos da opinião de SEVIMAY e cols (2005), quanto à ocorrência predominante de valores maiores de tensões de von Mises no osso cortical quando comparado com o osso trabecular. Tal fato pode estar associado principalmente ao fato de que todos os grupos analisados, apresentavam-se inclinados. O motivo pelo qual o grupo C AR D2 e D3 apresentou distribuição de tensões em uma área menor do osso cortical, parece estar relacionada à forma, com ângulo vivo em uma determinada região do implante, e ao seu diâmetro, ligeiramente menor que do grupo C D2 e D3.

HIMMLOVÁ e cols (2004) descreveram uma melhor distribuição de tensões ao redor de implantes quando utilizando maiores diâmetros. Porém não notaram melhora significativa na distribuição de tensões de von Mises quando aumentaram o comprimento dos implantes analisados. Verificaram uma diminuição de 31,5% nas

tensões transmitidas ao osso quando aumentaram o diâmetro do implante de 3,6mm para 4,2mm.

No presente estudo, analisamos implantes com mesmo comprimento (13,0mm), porém com diâmetros e desenhos diferentes: Conect<sup>®</sup> ( $\phi$ 4,3mm) e Conect AR<sup>®</sup> ( $\phi$ 4,0mm), instalados em duas densidades ósseas. Os resultados desta análise corroboram em parte com os achados de HIMMLOVÁ e cols (2004). Verificou-se maiores valores de tensões de von Mises tanto para o grupo C AR D2 quanto C AR D3, quando comparados com os grupos C D2 e C D3, este apresentando diâmetro do implante ligeiramente maior que aquele. No entanto, os valores parecem estar relacionados preponderantemente à geometria externa dos implantes, como discutido anteriormente.

Para BLATT, BUTIGNON e BONACHELA, em 2006, frente à presença de cargas cêntricas, vários estudos baseados em FEA de implantes osseointegrados, demonstram que no osso cortical a dissipação de tensão é restrita a uma área adjacente ao implante, enquanto que no osso trabecular as tensões são dissipadas na região apical.

O presente trabalho não verificou distribuição de tensões na porção apical dos implantes em nenhuma das situações abordadas, como pode ser verificado nas Figuras 4.13 e 4.14. Tal fato pode estar relacionado à inclinação intencional provocada nos modelos, que levou a uma maior concentração de tensões na região do osso cortical diretamente relacionada à inclinação proposta. Desta maneira, por estarem direcionadas não-axialmente ao implante, podem não alcançar o ápice dos implantes de forma a sobrecarregar a região.

MELLAL e cols, em 2004 encontraram em todos os modelos de seu estudo, valores máximos de von Mises em compressão de 15,3 MPa no osso compacto e 1,8 MPa em osso trabecular. Como conclusão, afirmaram que as leis constitutivas devem ser refinadas, incluindo a não-linearidade elástica e a isotropia transversal do osso e que os valores de tensões compressivas encontrados foram menores que os valores limites determinados para osso cortical e trabecular.

Os valores encontrados na presente análise se aproximam dos achados de MELLAL e cols (2004), apesar dos valores serem ligeiramente mais altos para os grupos C AR D2 e D3 para tensões no osso cortical e em todos os grupos pra tensões no osso trabecular, conforme observado nas Tabelas 4.9 e 4.10.

Para BLATT, BUTIGNON e BONACHELA, em 2006, é importante salientar que, a maioria dos esforços tem sido direcionada para aperfeiçoar uma forma geométrica mais favorável para os implantes, a fim de manter níveis benéficos de tensões em variados cenários de aplicações de cargas. Os autores atestam ainda que, AEF têm sido usados para mostrar que as tensões na cortical óssea diminuem de maneira inversamente proporcional ao aumento do diâmetro do implante frente a cargas verticais e laterais.

Na AEF realizada neste trabalho somente avaliaram-se cargas não-axiais aos implantes com diferentes geometrias e pequena variação do diâmetro. Parece sensato admitir através dos resultados obtidos neste trabalho que o fator determinante na distribuição de tensões ao osso cortical foi a geometria externa do implante.

KITAMURA e cols., em 2004, afirmaram que a pequena perda óssea marginal angular ao redor do colar do implante pode ser resultado de uma adaptação biomecânica do osso quando submetido a carregamento oclusal, em implantes osseointegrados. Desta forma, busca-se uma distribuição de valores de tensões dentro dos limites fisiológicos dos ossos cortical e trabecular. Os grupos que se enquadraram nesta situação, no presente estudo, usando como referência os valores citados por BOZKAYA, MUFTU e MUFTU, em 2004, foram C D2 e D3 para tensões no osso cortical. Quando se analisam as tensões no osso trabecular dos grupos C D2 e D3 e C AR D2 e D3 e dos grupos C AR D2 e D3, no osso cortical, verifica-se que pode-se estar dentro da faixa de valores de tensões que possivelmente irão gerar algum microdano.

Apesar de se ter seguido metodologia semelhante à de SATOH, MAEDA e KOMIYAMA, em 2005, os resultados presentes nesta análise, mais uma vez não podem ser comparadas de maneira direta. Neste estudo, não inserimos grupos de implantes sem inclinações axiais e a carga aplicada foi o dobro da aplicada no trabalho citado (50 N) e somente as propriedades mecânicas do Ti foram semelhantes.

SÜTPIDELER, e cols., em 2004, concluíram que alterando a força aplicada de vertical para 15°, em uma prótese sobreimplante simulada, causou aumento nas tensões no osso de suporte.

Verificou-se nesta análise que há uma região com maior concentração de

tensões na região cervical dos implantes analisados, na direção da inclinação do implante. Não se pôde associar um valor de tensão elevado à inclinação dos implantes por não se ter incluído um grupo sem inclinação axial neste trabalho.

Para RATNER (1996), o limite de escoamento do osso cortical está na faixa entre 30 e 70 MPa.

Os autores não definem em que densidades são determinados tais valores, ainda assim, estas estariam muito distantes dos valores de tensões máximas de von Mises, para o osso cortical, encontrados no presente estudo que foram de 9,628 MPa para o grupo C D2, 10,928 MPa para o grupo C D3, 20,518 MPa para o grupo C AR D2 e 24,058 MPa para o grupo C AR D3.

No entanto, segundo BLATT, BUTIGNON e BONACHELA, em 2006, baseado em análises histológicas e resultados de AEF, tensões equivalentes a 1,6 MPa seriam suficientes para evitar perda de crista óssea por desuso, em regiões de caninos mandibulares. Baseado nestes valores, os encontrados no presente estudo estariam muito acima dos mencionados. Considerando que a crista óssea é formada por osso cortical, e todos os valores de tensões de von Mises, para osso cortical, encontrados neste trabalho estavam entre 9,628 MPa (grupo C D2) e 24,058 MPa (grupo C AR D3), pode-se sugerir que algum dano ao osso cortical seria gerado por tais níveis de tensão.

Muitos parâmetros comparados nos trabalhos que utilizam MEF devem ser observados com cautela. Devido à grande variedade de metodologias empregadas, nem sempre é possível comparar resultados.

Foi encontrada grande dificuldade relacionada ao desenvolvimento de uma metodologia coerente com os achados da literatura. Diversos aspectos parecem não estar bem definidos quando pensamos neste tipo de metodologia, tais como: tipo, intensidade e locais do carregamento; propriedades dos tecidos biológicos; tipos de malhas empregadas (malhas livres ou refinadas manualmente); elementos empregados na análise (tetraedros ou hexaedros), de maneira que dificulta ou impossibilita uma comparação direta de resultados encontrados.

Muito mais do que estabelecer verdades quando apresentamos resultados deste estudo, pretendemos definir critérios fundamentais para uma metodologia embasada e reprodutível, possibilitando que futuros trabalhos possam ser comparados entre si de maneira direta.

A metodologia dos elementos finitos é bastante utilizada na solução de problemas de engenharia. Na odontologia, tem demonstrado relevância por propiciar uma análise teórica de princípios biomecânicos que pretende antecipar ou apontar fatores de risco envolvidos com as condições clínicas simuladas (SILVA, 2005). Deve-se considerar, entretanto, que os níveis de tensão relacionados com as respostas biológicas não são conhecidos com exatidão (IPLIKÇIOGLU e AKÇA, 2002). Sendo assim, os dados fornecidos pela análise de elementos finitos ainda requerem complementação por pesquisas e avaliações clínicas.

Como na maioria dos estudos, para que a análise tornar-se viável, os modelos usados neste estudo consideraram algumas hipóteses simplificadoras. Assim, todas as estruturas anatômicas e os materiais envolvidos foram tidos como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Ademais, considerar que ocorra uma perfeita osseointegração, ou 100% de contato entre o osso e o implante, não condiz exatamente com a possibilidade clínica real. Mais uma vez, as limitações inerentes aos dados fornecidos para o emprego do método dos elementos finitos na área odontológica, devem ser reiteradas.

PATRA e cols. (1998) modelaram a perda óssea progressiva e a osseointegração parcial tanto em modelos bi quanto tridimensionais para análise através de elementos finitos. Quando 25%, 75%, e 100% de osseointegração foram modelados, o osso cortical demonstrou receber a maior parte das tensões, que resulta em perda da crista óssea em função da sobrecarga. A plotagem das tensões demonstrou que, com o aumento da perda da crista óssea, o osso trabecular passou a receber a maior parte das cargas diretamente.

A diminuição progressiva da espessura do osso cortical é observada quando se caminha de ossos tipo D1 para D4, como pode ser demonstrado na Tabela 2.1 e Figura 2.2. No presente estudo esta variável não foi considerada. Ou seja, quando se criou o grupo D2 e D3, somente foram alteradas as propriedades mecânicas (Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson) destes, apresentados na Tabela 3.4. As espessuras do osso cortical e trabecular não foram alteradas.

RAPOFF, em 2007, descrevendo os limites de escoamento do osso cortical em fêmur humano, apresentou valores de 182 e 121 MPa, para ensaios de compressão no sentido longitudinal e transversal, respectivamente; e 115 MPa para ensaio de tração, no sentido longitudinal do osso.

Tais dados ainda carecem de mais investigações para que se defina se tais valores de níveis de tensões em fêmures humanos podem ser utilizados em estudos de ossos da cavidade oral.

Para BLATT, BUTIGNON e BONACHELA (2006), alguns fatores influenciam na transmissão de cargas na interface osso/implante, tais como: tipo de carga, propriedades dos materiais do implante e da prótese, comprimento e diâmetro do implante, sua forma e tratamento de superfície, natureza da interface osso/implante e a qualidade quantidade de osso ao redor do implante.

Neste trabalho abordamos somente a influência de 2 parâmetros, desenho do implante e densidade óssea, na distribuição de tensões ao redor de implantes intencionalmente inclinados.

Muitos outros aspectos podem e devem ser analisados, para que se chegue a resultados que possam contribuir para elaboração de protocolos cirúrgicos, visando à instalação de implantes com inclinações axiais de seus longos eixos.

Com base nos dados através da análise realizada neste trabalho, parece pertinente afirmar que a geometria do implante é um importante fator a ser considerado quando se analisa a distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados.

Na técnica de implantes inclinados intencionalmente deve-se levar em consideração a presença e a quantidade de osso cortical da região, visto que a maior parte das tensões que incidirem sobre os implantes serão transmitidas para esta estrutura biológica.

A espessura de cortical parece ter grande influência na distribuição de tensões e a densidade óssea trabecular parece não ser um fator determinante para o sucesso deste tipo de técnica.



## 5 – CONCLUSÕES E SUGESTÕES

### 5.1 – CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada neste estudo, considerando as limitações do mesmo e, nos resultados obtidos e discutidos, parece lícito concluir que:

1. A geometria externa dos implantes demonstrou ter influência direta na distribuição de tensões ao osso cortical. O grupo C AR apresentou maiores valores de tensões de von Mises no osso cortical quando comparado com o grupo C, nas duas densidade analisadas. Tal fato demonstrou estar relacionado a um ressalto na forma externa do implante Conect AR<sup>®</sup>, devendo ser melhor analisado pelo fabricante, quanto à possíveis modificações na forma do implante.
2. As maiores concentrações de tensões de von Mises nos modelos estudados, ocorreram na região do orifício de acesso aos parafusos dos pilares, porém sem significado para análise por estar distante do limite de escoamento da liga de Ti3cp grau 4.
3. Considerando os resultados e os parâmetros adotados no presente estudo, parece sensato admitir que os valores encontrados, quando comparados com alguns dos dados existentes na literatura, estão dentro dos limites fisiológicos, tornando a utilização de implantes intencionalmente inclinados a 15° uma opção de tratamento viável.
4. Os valores numéricos encontrados na análise não implicaram na contra-indicação de nenhuma das configurações estudadas, visto que o parâmetro adotado como limite de escoamento do osso trabecular ainda não está bem definido. Desta forma, os resultados sugeriram que o planejamento do tratamento

deve ser adequado a condições anatômicas, oclusais e biomecânicas específicas.

5. Não foi possível estabelecer correlação precisa entre os valores máximos de tensões de von Mises encontrados nesta análise com os padrões fisiológicos de estímulo ou dano aos ossos. A literatura não fornece dados consolidados para estabelecer tal correlação com os valores encontrados.

## 5.2 – SUGESTÕES

1. Realizar outras AEF para esclarecer os efeitos das inclinações de implantes em diferentes situações clínicas, porém, deve-se buscar inserir a análise, o máximo possível, no contexto clínico e fisiológico.
2. Buscar definir aspectos como: relação de contato entre osso/implante nas diferentes densidades (diferentes níveis de osseointegração); efeito da mineralização do osso ao redor do implante em função do estímulo aplicado e do tempo; necessidade de modelos para AEF com presença de roscas ou não e nível de sofisticação da malha empregada; grau de anisotropia do osso cortical e trabecular específico para ossos da cavidade oral; influência da presença ou não de coroa protética na distribuição de tensões ao redor dos implantes.
3. Analisar possíveis efeitos de uma simulação aplicando cargas dinâmicas e realizar análise das tensões compressivas máximas nos diversos grupos analisados

## 6 – BIBLIOGRAFIA

- ADELL R, e cols. **A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 5, p. 347-59, 1990.
- ALLEN EP, e cols. **Annual review of selected dental literature:** Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. J Prosthet Dent, v. 94, n. 2, p. 146-76, 2005.
- ANUSAVICE KJ. **Materiais dentários de Phillips.** 10<sup>a</sup> ed. Trad. de Edson Jorge Lima Moreira. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
- APARICIO C, PERALES P e RANGERT B. **Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study.** Clin Implant Dent Relat Res, v. 3, n. 1, p. 39-49, 2001.
- ATTARD N e ZARB GA. **Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: the Toronto experience.** J Prosthet Dent, v. 89, n. 4, p. 352-9, 2003.
- BAÊTA FC, SARTOR V. **Resistência dos materiais e dimensionamento de estruturas para construções rurais.** Universidade Federal de Viçosa/Departamento de Engenharia Agrícola; 1999. Disponível em: URL: <http://www.ufv.br/dea/ambiagro/arquivos/resistencia.PDF> [2004 out. 7].
- BAIAMONTE T, e cols. **The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems.** J Oral Impl, v. 22, n. 2, p. 104-10, 1996.
- BASSIT R, LINDSTRÖM H e RANGERT B. **In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 17, n. 1, p. 17-23, 2002.
- BERNARDES SR, e cols. **Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno.** Implant News, v. 3, n. 4, p. 355-59, Jul-Ago, 2006.
- BEZERRA FJB, VASCONCELLOS LW e AZOUBEL E. **Técnica de implantes inclinados para tratamento da maxila edêntula.** Innovations Journal, v.6, n.1, 31-5, 2002.
- BINON PP. **Implants and components: entering the new millennium.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 15, n. 1, p. 76-94, 2000.
- BLATT M, BUTIGNON LE e BONACHELA WC. **Análise de elementos finitos aplicados a implantodontia – uma nova realidade do virtual para o real.**

Innovations Implant Journal, v. 1, n. 2, p. 53-62, Dez., 2006.

BOZKAYA D, MUFTU S e MUFTU A. **Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis.** J Prosthet Dent, v. 92, n. 6, p. 523-30, 2004.

BRÅNEMARK P-I, e cols. **Intraosseous anchorage of dental prostheses: experimental studies.** Scand J Plast Reconst Surg, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

BRUNSKI, JB. **Biomaterials and biomechanics in dental implant design.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 3, p. 85-97, 1988.

BRUNSKI, J.B., PULEO, D.A., NANJI, A. **Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Currents status and future developments.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 15, n. 1, p. 15-46, 2000.

CANABARRO SA e SHINKAI RSA. **Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults.** Int J Prosthodont, v. 19, n. 2, p. 177-182, 2006.

ÇAĞLAR, e cols. **Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 21, n. 1, p. 36-44, 2006.

CHIBIRKA, e cols. **Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces.** J Prosthet Dent, v. 67, p. 85-97, 1992.

CHUN e cols. **Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 21, n. 2, p. 195-202, 2006.

CLELLAND NL, e cols. **Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 6, p. 391-8, 1991.

CORRÊA AA e MATSON E. **Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos.** Rev Fac Odontol São Paulo, v. 15, n. 1, p. 19-26, 1977.

ÇIFTI Y e CANAY S. **The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 15, n. 4, p. 571-82, 2000.

DAROZ SR, e cols. **Atrofia óssea da região posterior da mandíbula: um desafio à Implantodontia.** Rev Implant News, v. 4, n. 3, p. 287-92, 2007.

DeLEO C, e cols. **Carga imediata em implantes osseointegrados inclinados: aumentando a superfície de ancoragem – relato de dois casos.** Revista

- Odonto Ciência, v.17, n.38, p.231-38, 2002.
- DeTOLLA DH, e cols. **The role of the finite element model in dental implants.** J Oral Impl, v. 26, n. 2, p. 77-81, 2000.
- DESAI CS. **Elementary Finite Element Method.** New Jersey: Prentice-Hall, Englewood Cliffs; 1979.
- DINATO JC, WULFF LCZ e BIANCHINI MA. **Adaptação passiva: ficção ou realidade?** In: DINATO JC e POLIDO WD. Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo:Artes Médicas, cap.15, p.283-313, 2001.
- DINATO, JC e NUNES, LS. **Tratamento protético sobreimplante no desdentado total na atualidade.** Implant News, v.3, n.5, Set/Out, p.452-60, 2006.
- ECKERT SE, e cols. **Analysis of incidence and associated factors with fractured implants:** A restrospective study. Int J Oral Maxillofac Impl, v. 15, p. 662-7, 2000.
- ESKITASCIOGLU G, e cols. **The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported protheses and supporting bone:** A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent, v. 91, n. 2, p. 144-50, 2004.
- FROST HM. **Mechanical adaptation. Frost`s mechanostat theory.** In: Martin RB, Burr DB, editors. Structure, function, and adaptation of compact bone, p. 179-81. New York, Raven Press, 1989.
- GENG J-P, TAN KBC e LIU G-R. **Application of finite element analysis in implant dentistry:** a review of the literature. J Prosthet Dent, v. 85, n.6, p. 585-98, 2001.
- GERAMY A e MORGANO SM. **Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown.** J Prosthet Dent v. 92, n. 5, p. 434-40, 2004.
- HIMMLOVÁ L, e cols. **Influence of implant lengh and diameter on stress distribution:** A finite element analysis. J Prosthet Dent, v. 91, n. 1, p. 20-5, 2004.
- HOBO S; ICHIDA E e GARCIA LT. **Osseointegração e reabilitação oclusal.** 1a Edição. Santos Livraria Editora, 1997.
- HOLMGREN EP, e cols. **Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis –** a twodimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. J Oral Implantol, v. 24, n. 2, p. 80-8, 1998.
- HUANG HK e LEDLEY RS. **Numerical experiments with a linear force displacement tooth model.** J Dent Res, v. 48, n. 1, p. 32-7, 1969.
- IPLIKÇIOGLU H e AKÇA K. **Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial**

- prostheses on stress distribution in the bone.** J Dent v. 30, n. 1, p. 41-6, 2002.
- JEMT T, LINDÉN B e LEKHOLM U. **Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants:** from prosthetic treatment to first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants, v. 7, n. 1, p. 40-4, 1992.
- KHRAISAT A, e cols. **Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs.** J Prosthet Dent, v. 88, n. 6, p. 604-10, 2002.
- KITAMURA E, e cols. **Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants:** considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Impl Res, v. 15, p. 401-12, 2004.
- KOBER C, e cols. **Linear Elastic Modelling of the Human Mandible.** In: <http://www.zib.de/Numerik/numsoft/kardos/projects/mandible.html>. Last update: B.E., October 29th, 2001.
- KREKMANOV L, e cols. **Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 15, n. 3, p. 405-14, 2000.
- LEHMANN RB, ELIAS CN e GOUVEA JP. **Simulação 3D de implantes dentários cilíndricos interligados.** Rev Bras Odontologia, v. 63, n. 3 e 4, p. 250-4, 2006.
- LEKHOLM U, e cols. **Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws:** a 10-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants, v. 14, n. 5, p. 639-45, 1999.
- MATSON MR. **Estudo das tensões de von Mises em dentes íntegros e dentes que receberam facetas laminadas de porcelana** [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.
- MEIRELLES LAD. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno** [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de odontologia de Piracicaba, 64 p., 2003.
- MELLAL A, e cols. **Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data.** Clin Oral Impl Res, v. 15, n. 2, p. 239-48, 2004.
- MIRANDA ME. **Considerações oclusais em prótese sobreimplante.** Implantnews, v. 3, n. 3, p. 220-232, Mai/Jun, 2006.
- MISCH CE. **Bone character:** second vital implant criterion. Dent Today, p. 39-40, June/July, 1988.
- MISCH CE. **Implantes dentários contemporâneos.** 2a Edição. Santos Livraria

Editora, 2000.

MOAVENI S. **Finite Element Analysis: Theory and Application With ANSYS.** Prentice-Hall, Upper Saddle River, NJ, 1999, 527 pp., 2003

MORAES MCCSB. **Análise de tensões em implantes dentários por elementos finitos** [Dissertação de Mestrado]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2001.

MORAES EJ, ELIAS CN e MORAES MCCSB. **Fadiga de componentes protéticos de implantes osseointegrados.** RBO, v. 63, n. 1 e 2, p. 138-40, 2006.

MORI S e BURR DB. **Increased intracortical remodeling following fatigue damage.** Bone, v. 14, p. 103-9, 1993.

MORI S, e cols. **Trabecular bone volume and microdamage accumulation in the femoral heads of women with and without femoral neck fractures.** Bone, v. 21, n. 6, p. 521-6, 1997.

NAGAJARA S, COUSE TL e GULDBERG RE. **Trabecular bone microdamage and microstructural stress under uniaxial compression.** J Biomechanics, v. 38, p. 707-16, 2005.

NEVINS M e LANGER B. **The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 8, n. 4, p. 428-32, 1993.

OLIVEIRA EJ. **Princípios de Bioengenharia em Implantes osseointegrados.** Ed. Pedro Primeiro, 1997.

OYAR P, ULUSOY M e ESKITASCIUGLU G. **Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns.** Int J Prosthodont, v. 19, n. 1, p. 85-91, 2006.

PAIVA HJ, e cols. **Oclusão – Noções e conceitos básicos.** Ed. Livraria Santos, 1997.

PAREIN AM, e cols. **Implant reconstruction in the posterior mandible: a long term retrospective study.** J Prosthet Dent, v. 78,n. 1, p. 34-42, Jul., 1997.

PATRA e cols. **Guidelines for analysis and redesign of dental implants.** Implant Dent, v. 7, p. 355-68, 1998.

PILLIAR RM, e cols. **Threaded versus porous-surfaced implants as anchorage units for orthodontic treatment: three-dimensional Finite Element Analysis of peri-implant bone tissue stresses.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 21, n. 6, p. 879-89, 2006.

RAPOFF AJ. **ME 440 ORTHOPEDIC BIOMECHANICS e MODELING & REMODELING OF BONE** [online], 2007. Disponíveis:

<http://engineering.union.edu/~rapoffa/MER440/Module%205/Representative%20Properties%20of%20Bone.pdf> e  
<http://engineering.union.edu/~rapoffa/MER440/Module%204/Modeling%20&%20Remodeling.pdf>. [capturados em 07 de Julho de 2007].

RATNER BD, e cols. **Biomaterial Science**. An Introduction to materials in Medicine. Academy Press, 1996.

REINA JM, e cols. **Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible**. J Biomechanics, In Press. Accepted in 13 March 2006.

ROBERTS EW, e cols. **Bone physiology and metabolism**. J Calif Dent Assoc, v. 15, p. 54-61, 1987.

RUBO JH e SOUZA EAC. **Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes**. Rev. FOB, v. 9, n. 3 e 4, p. 97-103, jul./dez. 2001.

SATOH T, MAEDA Y e KOMIYAMA Y. **Biomechanical Rationale for intentionally inclined implants in posterior mandible using 3D finite element analysis**. Int J Oral Maxillofac Implants, v. 20, n. 4, p. 533-539, 2005.

SENDYK CL. **Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados – análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética** [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

SEVIMAY M, e cols. **Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on the stress distribution in an implant-supported crown**. J Prosthet Dent, v. 93, n. 3, p. 227-34, 2005.

SILVA MG. **Influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e do número de implantes na distribuição de tensões em mandíbula edentada posterior – análise em elementos finitos** [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

SKALAK R. **Aspects of Biomechanical considerations**. In: BRANEMARK PI; ZARB, G; ALBREKTSON, T. Tissue-integrated protheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Books: 117, 1985.

SOLDANI C, e cols. **Carga imediata unitária em espaço protético reduzido utilizando a técnica transgengival – relato de caso clínico**. Implantnews, v. 3, n. 3, p. 281-285, Mai/Jun., 2006.

STANFORD CM. **Biomechanical and functional behavior of implants**. Adv Dent Res, v. 13, p. 88-92, June, 1999.

STEGAROIU R, e cols. **Peri-implant stress analysis in simulation models with or without trabecular bone structure**. Int J Prosthodont, v. 19, n.1, p. 40-42, 2006.



- SÜTPIDELER M, e cols. **Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 19, n. 6, p. 819-25, 2004.
- TEIXEIRA ER, e cols. **A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics.** J Oral Rehabil, v. 25, p. 299-303, 1998.
- THE ACADEMY OF PROSTHODONTICS. **The glossary of prosthodontic terms.** The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 91, n. 1, p. 10-92, July, 2005.
- THRESHER RW e SAITO GE. **The stress analysis of human teeth.** J Biomech, v. 6, n. 5, p. 443-9, 1973.
- TORTAMANO NETO P. **Estudo das tensões transmitidas à mandíbula por uma prótese totalmente implanto-suportada, variando-se o padrão oclusal, através do método dos elementos finitos** [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1995.
- VAN OOSTERWYCK H, e cols. **The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants.** Clinical Oral Implant Research, v. 9, n. 6, p. 407-18, Dec., 1998.
- VIDYASAGAR L e APSE P. **Restorative Factors That Affect the Biomechanics of the Dental Implant.** Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal, v. 5, p. 123-8, 2003.
- WANG TM, e cols. **Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 17, n. 2, p. 231-7, 2002.
- WEINBERG LA. **The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.
- WEINBERG LA. **Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics.** Implant Dent, v. 7, n. 4, p. 277-285, 1998.
- WEINSTEIN AM, e cols. **Stress analysis of porous rooted dental implants.** J Dent Res, v. 55, n. 5, p. 772-7, 1976.
- YEH OC e KEAVENY TM. **Relative roles of microdamage and microfracture in the mechanical behavior of trabecular bone.** J Orthopaedic Res, v. 19, n. 6, p. 1001-7, 2001.
- YOKOYAMA S, e cols. **Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures.** Int J Oral Maxillofac Implants, v. 20, n. 4, p. 578-83, 2005.