



**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM  
SAÚDE**

**MARCO AURÉLIO PEREIRA JASZCZERSKI**

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE ESFORÇO MECÂNICO EM OSSO  
ADJACENTE A IMPLANTE CURTO CONE MORSE ATRAVÉS DO MÉTODO DOS  
ELEMENTOS FINITOS**

**CURITIBA**

**2009**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**MARCO AURÉLIO PEREIRA JASZCZERSKI**

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE ESFORÇO MECÂNICO EM OSSO  
ADJACENTE A IMPLANTE CURTO CONE MORSE ATRAVÉS DO MÉTODO DOS  
ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Tecnologia em Saúde, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Luci Fernandes.

**CURITIBA**

**2009**

## RESUMO

Atualmente, a reabilitação protética bucal é realizada com sucesso através da inserção de implantes dentais em pacientes edêntulos parciais ou totais. Este sucesso, no entanto, depende tanto da correta técnica cirúrgica quanto da escolha acertada do tipo de implante a ser inserido. Em regiões de arcos atrofiados onde a reabsorção óssea promove limitações da altura óssea em relação às estruturas como o canal mandibular, dificultando a inserção e a ancoragem adequada do implante convencional, a utilização de implantes curtos é uma alternativa interessante, pois evita a utilização de enxertos e a lateralização do nervo alveolar. Estes implantes curtos apresentam maiores diâmetros em relação aos convencionais para compensar a diminuição do seu comprimento, o que fornece suporte para as forças oclusais, estabilidade inicial e distribuição homogênea de tensões no osso adjacente. Apesar da vantagem teórica do implante curto, ainda não existem estudos clínicos suficientes que comprovem o seu melhor desempenho quando relacionado aos implantes convencionais. No entanto, uma previsão do desempenho pode ser conseguida de forma rápida e com baixo custo, através de modelagem numérica. O presente estudo contempla a modelagem numérica 3D de implante curto, através do método dos elementos finitos (MEF). O problema físico considerou a aplicação de carga axial de 100 N, mesio-distal de 30 N e buco-lingual de 30 N diretamente sobre o implante curto Cone Morse. O modelo geométrico do implante foi construído com o auxílio do software SolidWorks respeitando as dimensões reais do mesmo e o modelo da mandíbula foi construído com as imagens clínicas fornecidas pelo software DentalSlice que, transferido para o SolidWorks permitiu a montagem do conjunto implante mandíbula. Para a modelagem numérica com o software ANSYS o osso cortical da mandíbula, onde o implante foi inserido, foi considerado como material viscoelástico, ortotrópico e linear em modelagem estrutural estática. O método avaliou a distribuição das tensões de von Mises e as deformações no osso ao redor do implante, região adequada para a avaliação da interferência do carregamento e da geometria do implante na manutenção da densidade óssea e na fixação do implante. Os resultados mostraram que com a carga oclusal a maior tensão, 107,72 MPa, ocorreu na crista vestibular. A maior parte do volume do copo de osso apresenta deformações com valores muito próximos e o valor máximo registrado foi de 1,36%. O presente trabalho mostrou que as tensões no osso ao redor do implante curto apresentam uma melhor distribuição quando comparada com os implantes longos, de acordo com a literatura revisada. Os valores apresentados são clinicamente aceitáveis, mostrando serem os implantes curtos uma alternativa viável para o tratamento de arcos atroficos.

Palavras-chave: implantes dentários, modelagem numérica, tensões em implantes curtos, elementos finitos.

## ABSTRACT

Presently, the oral prosthetic rehabilitation is successfully held with the insertion of dental implants in partial and total edentulous patients. This success, however, depends on the correct surgical technique as well as the right choice of the implant type to be inserted. In regions of atrophic arcs where the bone absorption promotes limitation of the bone highness related to the structures as the mandibular channel making difficult the adequate insertion and anchorage of the conventional implant, the use of short implants is an interesting alternative, since it avoid the use of bone grafts and the lateralization of the alveolar nerve. These short implants present bigger diameters compared to the conventional ones in order to compensate its length shortening, what offer support to the occlusal forces, initial stability and homogeneous stress distribution on the adjacent bone. Despite of the theoretical advantage of the short implants, there are no sufficient clinical studies to attest its better performance compared to the conventional implants. However, it is possible to predict its performance, in a rapid way and with low costs, through the numerical simulation. The present study shows the 3D numerical simulation of one short implant through the Finite Elements Method (MEF). The physical problem considered the application of an axial force of 100 N, mesiodistal force of 30 N and buccolingual force of 30 N, directly over the Cone Morse short implant. The geometric model of the implant was built, respecting its real dimensions, through the SolidWorks software, and the mandibular model was built with help of the clinical images provided by the DentalSlice software that were transferred to the SolidWorks allowing the assembly of the implant mandible set. To the numerical simulation with the ANSYS software, the mandible cortical bone, where the implant was inserted, was considered as a viscoelastic, ortotropic and linear material in a structural and static simulation. The method evaluates the von Mises stresses distribution and the strains in the bone around the implant, correct region for evaluation of the loading and the implant geometry interference on the maintenance of the bone density and on the implant fixation. The results show that with the occlusal force the higher stress, 107.72 MPa, occurred in the vestibular crest. The greater part of the bone cup presents strains with very close values and the higher value registered was 1.36%. The present work shows that the stresses in the bone around the implant present a better distribution when compared to the long implants, according to the revised literature. The values presented are clinically acceptable, showing that the short implants are a viable alternative to the atrophic arcs treatment.

Key-words: dental implants, numerical simulation, stresses in short implants, finite elements

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema do implante de Greenfield .....	11
Figura 2 – Geometria espiralada de Formiggini .....	12
Figura 3 - Modelo de implante proposto por Bränemark e Zarb.....	13
Figura 4 – Implante osseointegrado comparando com um dente natural .....	13
Figura 5 – Modelos de implantes: (a) implante de hexágono externo, (b) implante de hexágono interno, (c) implante curto Cone Morse.....	14
Figura 6 - (a) incisão do tecido gengival e perfuração com broca, (b) instalação do implante e (c) instalação da prótese sobre o implante. ....	14
Figura 7 – Vista lateral da mandíbula.....	15
Figura 8 – Seção transversal do osso, mostrando as características físicas do osso trabecular (esponjoso) e do osso cortical .....	16
Figura 9– Ilustração da formação de uma malha de elementos finitos, à direita, em um modelo geométrico criado a partir de um implante dentário, à esquerda. ....	18
Figura 10 – Ilustração do resultado de modelagem numérica em implante dentário, mostrando a área com maior concentração de tensões (vermelho) ao redor do pescoço dos implantes.(A) Implante de diâmetro menor (B) Implante de diâmetro maior .....	20
Figura 11 - Distribuição de tensão ao redor do implante. (A) osso tipo I com 150 MPa,(B) osso tipo II com 152 MPa, (C) osso tipo III com 163MPa e (D) osso tipo IV com 180 MPa.....	21
Figura 12 - Concentração de tensão em torno da junção pilar/implante. ....	22
Figura 13- Implante curto instalado em região da maxila próximo ao seio maxilar.....	24
Figura 14 - Implante de 6mm; em vermelho, a região de tensão. ....	25
Figura 15- (a) Implante com diâmetro regular; (b) implante de largo diâmetro .....	25
Figura 16 – Modelo do implante tipo cone Morse inteiro (esquerda) e seccionado (direita) para visualização do tipo de fixação .....	28
Figura 17 - Modelo físico ilustrando as dimensões do implante e as forças nos sentidos axial (100N), Mesio-distal (30N) e Buco-lingual (30N). ....	28
Figura 18– Ilustração da interface do software DentalSlice mostrando as imagens tomográficas à esquerda e à direita no topo. À direita e abaixo observa se a imagem tridimensional da mandíbula criada pelo software. ....	29
Figura 19 – Dimensões para o osso trabecular.....	30
Figura 20 – Dimensões para o osso cortical. ....	30
Figura 21– Coordenadas para a localização do ponto de inserção do implante na mandíbula. ....	31
Figura 22 – Seqüência da criação do modelo geométrico em SolidWorks a partir das coordenadas fornecidas pelo DentalSlice e localização do ponto de inserção do implante na mandíbula (furo com 2,25 mm de diâmetro). ....	31
Figura 23- Implante instalado na mandíbula com 1,9 mm infra-ósseo.....	32
Figura 24 – Elemento SOLID187, tetraédrico quadrático com dez nós. ....	33
Figura 25 – Conjunto mandíbula/implante com a formação da malha. ....	34
Figura 26 - Região do implante e copo de osso refinados. ....	35
Quadro 1 – Valores de carregamentos e pontos de aplicação encontrados na literatura. ....	36
Figura 27- Carga remota e os valores dos carregamentos aplicados. ....	36
Figura 28 - Condições de contorno considerando a osseointegração do implante através da sua restrição de movimento representada pelo ponto vermelho (seta). ....	37
Quadro 2 - Numero de nós, elementos e tensão máxima em cada malha. <b>Erro! Indicador não definido.</b>	
Figura 29 – Distribuição das tensões de von Mises no osso adjacente ao implante. As regiões de maior tensão aparecem em vermelho e as de menor em azul mais escuro. ....	39

Figura 30- Detalhe da distribuição de tensão de von-Mises no copo de osso. ....	40
Figura 31-Detalhe dos campos de deformação.....	41
Figura 32 – Detalhe da deformação sofrida pelo copo de osso. ....	42

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades mecânicas do osso cortical e do osso trabecular.....	16
Tabela 2 – Composição química do Titânio grau IV.....	27
Tabela 3 – Propriedades físicas e mecânicas do Titânio grau IV.....	27

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Valores de carregamentos e pontos de aplicação encontrados na literatura. ....	36
Quadro 2 - Numero de nós, elementos e tensão máxima em cada malha. ....	38

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>8</b>
1.2 OBJETIVOS .....	10
<b>1.2.1 Objetivos específicos</b> .....	<b>10</b>
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>11</b>
3.1 BREVE HISTÓRICO DA EVOLUÇÃO DOS IMPLANTES .....	11
3.2 ESTRUTURAS DA MANDÍBULA HUMANA .....	15
3.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS APLICADO EM IMPLANTES DENTÁRIOS.....	17
<b>3.3.1 Tensões relacionadas aos implantes convencionais</b> .....	<b>19</b>
<b>3.3.2 Tensões relacionadas aos implantes curtos</b> .....	<b>23</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>27</b>
4.1 PROBLEMA FÍSICO .....	27
4.2 MODELOS GEOMÉTRICOS .....	29
4.3 FORMAÇÃO DA MALHA DE ELEMENTOS FINITOS .....	32
4.4 CARREGAMENTO E CONDIÇÕES DE CONTORNO.....	35
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>38</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>43</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>46</b>
<b>8 TRABALHOS FUTUROS</b> .....	<b>47</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>48</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Implantes dentários são raízes artificiais metálicas implantadas no osso que substituem as raízes dentais naturais perdidas possibilitando a confecção de próteses sobre as mesmas de forma a devolver a reabilitação estética e funcional do paciente (BRÄNEMARK *et al.*,1977).

Após a instalação do implante ocorre o início do processo de reparação que leva a uma união biológica entre o metal e o osso, denominado de osseointegração, termo proposto por Bränemark na década de 1960 (BRÄNEMARK *et al.*,1977). Através desta fixação biológica, o implante passa a atuar como uma raiz, possibilitando a fixação de pilares de sustentação de próteses fixas unitárias ou múltiplas (EMBACHER FILHO, 2003).

Após a osseointegração os implantes são colocados em função e o conjunto osso e implante é mecanicamente carregado. O comportamento biomecânico dos implantes difere daquele dos dentes naturais por serem mais rígidos e não possuírem ligamentos periodontais, o que acarreta na transferência de cargas mais altas em certas regiões do osso adjacente (MÜFTÜ *et al.*, 1998).

Os implantes de plataforma regular causam uma perda óssea marginal de 0,9 a 1 mm por ano, quando expostos ao meio bucal (ADELL *et al.*, 1981). O motivo mais provável é a colonização bacteriana localizada entre o implante e a parte protética que pode ocorrer em conjunto com uma concentração de tensões no pescoço do implante, resultante da sobrecarga na prótese, levando à micro fraturas no osso.

Um dos projetos de implantes utilizados com bastante frequência é o que possui um hexágono externo, com plataforma regular de 4,1 mm de diâmetro, largura do hexágono de 2,7 mm e altura de 0,7 mm. Esta configuração, no entanto, ocasiona uma sobrecarga no parafuso protético com conseqüente soltura do mesmo. Na tentativa de diminuir esta concentração de tensões, foram desenvolvidos implantes com diferentes tipos de conexões ligadas ao pilar protético e diferentes projetos dos implantes, como os de hexágono interno e as junções consideradas

mecanicamente superiores em relação às rosqueadas, chamadas de Cone Morse (DIBART *et al.*, 2005).

O sistema Cone Morse apresenta algumas vantagens como a fixação anti-rotacional estável, a alta estabilidade mecânica, a menor movimentação rotacional em relação aos implantes de hexágono externo e a maior resistência ao afrouxamento do parafuso. Biologicamente, este sistema também apresenta vantagens como, baixo potencial de perda óssea, redução do espaço livre da prótese em contato com o tecido vizinho devido ao degrau de plataforma, “platform switch” e selagem bacteriana na junção pilar/implante, promovendo o crescimento de um tecido periimplantar com características semelhantes à gengiva natural, o que acarreta em melhores resultados estéticos em carga imediata (BOZKAYA; MÜFTÜ, 2005) (ABBOUD *et al.*, 2005).

Em região posterior da mandíbula e maxila a reabilitação é mais complexa devido à sua anatomia, tendo como solução as cirurgias prévias para aumento de volume ósseo. Este aumento de volume, no entanto, é maior na direção horizontal e é limitado na vertical, o que induz a instalação de implantes angulados. Esta técnica é pouco explorada para elementos unitários e a lateralização do nervo alveolar para colocação de implantes convencionais é o procedimento mais traumático. Neste caso, a utilização de implantes curtos é a técnica mais adequada, pois evita a morbidade de outras áreas para o uso de enxertos e possíveis parestesias com a lateralização do nervo alveolar inferior (NEVES, 2006).

No entanto, não existem ainda dados clínicos suficientes que suportem a funcionalidade dos implantes curtos. Existe uma dificuldade inerente ao tratamento clínico que é o retorno dos pacientes para avaliações consecutivas e análise adequada dos resultados. A modelagem numérica é a alternativa a este problema, pois, através da correta simulação do conjunto implante osso em função, é possível prever as tensões atuantes nos tecidos adjacentes e, conseqüentemente, a funcionalidade destes implantes.

Um dos recursos mais utilizados para a modelagem numérica de implantes é o Método dos Elementos Finitos (MEF) (AKOUR *et al.*, 2005). Na implantodontia, os primeiros a utilizarem o método foram Weinstein *et al.*, 1976, onde os dados de

tensão e deformação foram analisados com o objetivo de se predizer possíveis falhas dos implantes. Portanto, a modelagem numérica é uma ferramenta importante tanto para a análise do comportamento *in vivo* de implantes já existentes como para o dos novos projetos como é o caso dos implantes curtos analisados neste trabalho.

## 1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é analisar, através do método dos elementos finitos, a distribuição de esforços mecânicos em osso adjacente a implante curto Cone Morse, utilizando um modelo geométrico da mandíbula.

### 1.2.1 Objetivos específicos

1. Avaliar as tensões em osso adjacente a implante curto Cone Morse, resultantes de carga axial de 100 N, mesio-distal de 30N e buco-lingual de 30 N diretamente sobre o implante;
2. Avaliar as deformações no osso adjacente ao implante, resultantes das cargas aplicadas.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 BREVE HISTÓRICO DA EVOLUÇÃO DOS IMPLANTES

O primeiro registro de patente de um implante pertence a Edwin J. Greenfield e foi realizado em 1901 (CESCHIN, 1984). O implante possuía características semelhantes às encontradas nos implantes atuais, porém era confeccionado em irídio e platina. A Figura 1 mostra o esquema do implante de Greenfield. Este implante, no entanto, não era biocompatível (EMBACHER FILHO, 2003).

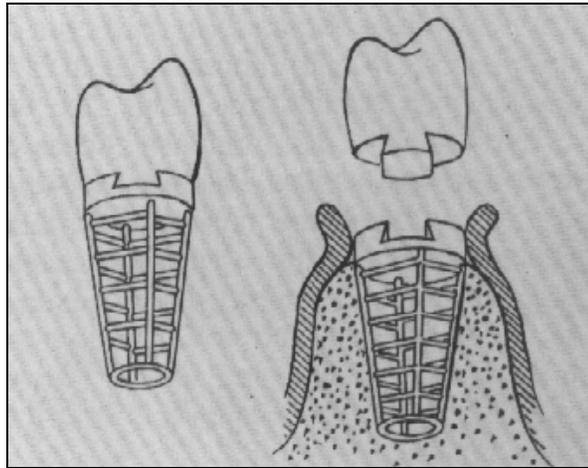


Figura 1 – Esquema do implante de Greenfield  
Fonte: Ceschin (1984).

Salvatore Formiggini, por volta de 1940, após uma experiência ocasional ocorrida na cicatrização da extração de um canino que havia sido protegida por gaze, desenvolveu um implante com geometria espiralada, mostrado na Figura 2 (CESCHIN, 1984).

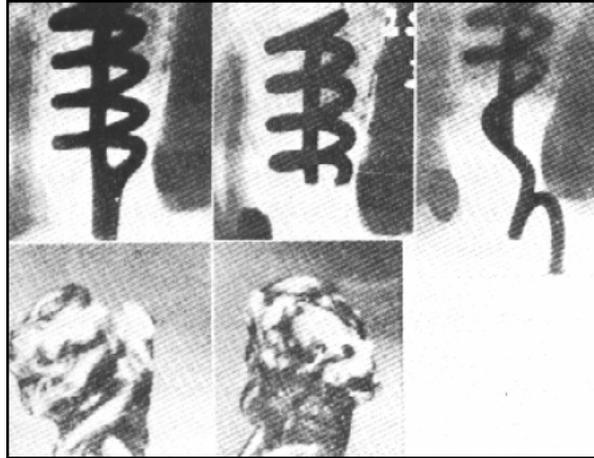


Figura 2 – Geometria espiralada de Formiggini  
Fonte: Ceschin (1984).

Porém, a grande evolução em implantes dentários ocorreu com a descoberta do fenômeno da osseointegração que foi primeiramente estudado por Per-Ingvar Brånemark na década de 60 (BRÄNEMARK *et al.*, 1969).

Após 12 anos de pesquisa, Brånemark & Zarb definiram osseointegração como “uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo ordenado e a superfície de um implante submetido à carga funcional”. A Figura 3 mostra um modelo de implante proposto por Brånemark e Zarb. Analisando elementos protéticos ancorados no osso, foi verificado que um implante de titânio, sob determinadas condições e sem receber estímulos mecânicos capazes de alterar a fisiologia celular durante o período de reparação, o que se denomina trauma mecânico, ficava rodeado de osso compacto ligado diretamente ao implante (EMBACHER FILHO, 2003).

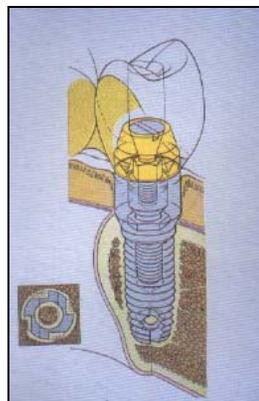


Figura 3 - Modelo de implante proposto por Brånemark e Zarb  
Fonte: Embacher Filho (2003).

Desde então, publicações como a de Fiorellini *et al.*, 1998, confirmam as altas taxas de sucesso dos implantes osteointegrados como o conceito moderno ilustrado na Figura 4.

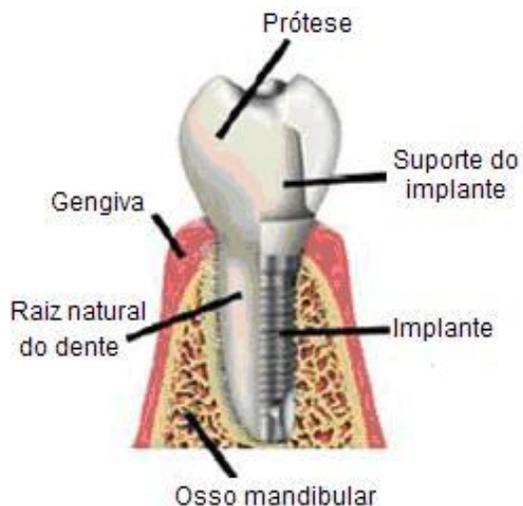


Figura 4 – Implante osseointegrado comparando com um dente natural  
Fonte: Ellis (2006).

Com a evolução na instalação de implantes convencionais do tipo Brånemark de hexágono externo, surgiram novas pesquisas e novos modelos de plataformas como as de hexágono interno e as do tipo cone Morse como mostra a Figura 5.

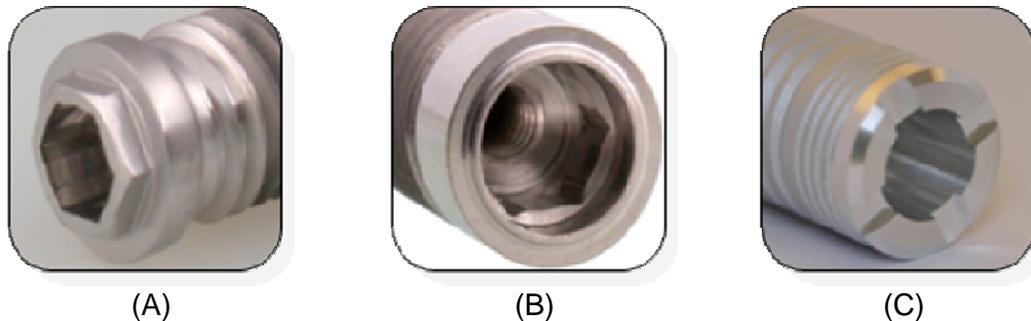


Figura 5 – Modelos de implantes: (a) implante de hexágono externo, (b) implante de hexágono interno, (c) implante curto Cone Morse. Fonte: Neodent.

A técnica cirúrgica de implantação é realizada sob anestesia local e por meio de uma incisão convencional sobre o rebordo. Com o auxílio de um guia cirúrgico se inicia o local exato para as perfurações ósseas. O torque inicial aplicado ao implante para a sua instalação deve ser em torno de 20 Ncm, o qual corresponde à pré-carga aplicada ao implante e que gera um campo de tensões inicial para que o processo da osseointegração ocorra (TAVAREZ, 2003).

O tecido gengival é suturado e o paciente pode usar uma prótese provisória após 2 ou 3 dias. Após um período de 3 a 6 meses, dependendo das condições da região do implante, inicia-se a segunda fase cirúrgica, quando é feita uma pequena abertura no tecido gengival para acomodar um conector (cicatrizador), que dará o contorno adequado à mesma. A prótese será aparafusada sobre as raízes artificiais. Este procedimento é ilustrado na Figura 6.

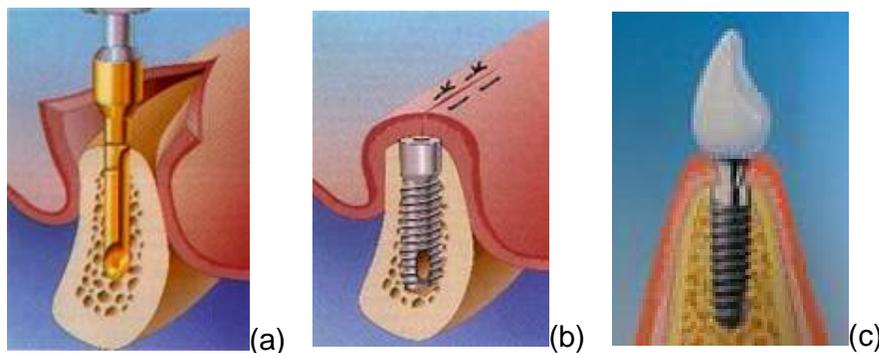


Figura 6 - (a) incisão do tecido gengival e perfuração com broca, (b) instalação do implante e (c) instalação da prótese sobre o implante. Fonte: Hobo; Ichida; Garcia (1997).

### 3.2 ESTRUTURAS DA MANDÍBULA HUMANA

Uma estrutura anatômica importante da mandíbula é o canal mandibular que tem trajeto oblíquo, estando na região de molar próximo à cortical lingual e, na região de pré-molares, aproxima-se da tábua vestibular. As dimensões médias do canal à cortical vestibular externa são de 6 mm na região de molares, diminuindo para 2,5 mm na região de pré-molares. No sentido vertical a distância do canal ao rebordo basal externo inicia-se no forame mentoniano com uma média de 17 mm e diminui progressivamente até na região de molares com valores médios de 7,3 mm, voltando a aumentar na região mais posterior do corpo mandibular. O canal possui diâmetro médio de 3,7 mm e à medida que se aproxima do forame mentoniano diminui para 2,9 mm. No trajeto final do canal mandibular ocorre uma divisão em canal incisivo e na saída do nervo mentoniano, que pode variar formando uma curva (SOBOTTA, 2006).

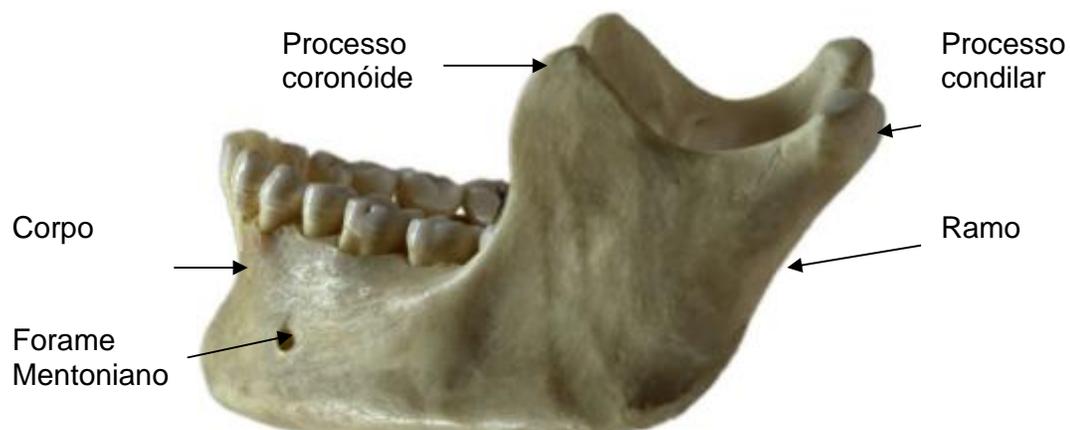


Figura 7 – Vista lateral da mandíbula.  
Fonte: Sobotta (2006).

A mandíbula não é uma estrutura isotrópica e não é composta por um único material homogêneo. É composta por duas estruturas ósseas com características distintas: osso cortical, também denominado de osso compacto consistindo na estrutura superficial externa do osso com um elevado valor de dureza proporcionada

pela sua estrutura composta por finas lâminas de estrutura óssea com espessura de 1,9 mm e osso trabecular que é a estrutura óssea interna da mandíbula composto por fibras de tecido que formam alvéolos em uma estrutura esponjosa (PETRIE; WILLIAMS, 2005). As características físicas destes dois tipos de ossos são mostradas na Figura 8 e as suas propriedades mecânicas estão apresentadas na Tabela 1.

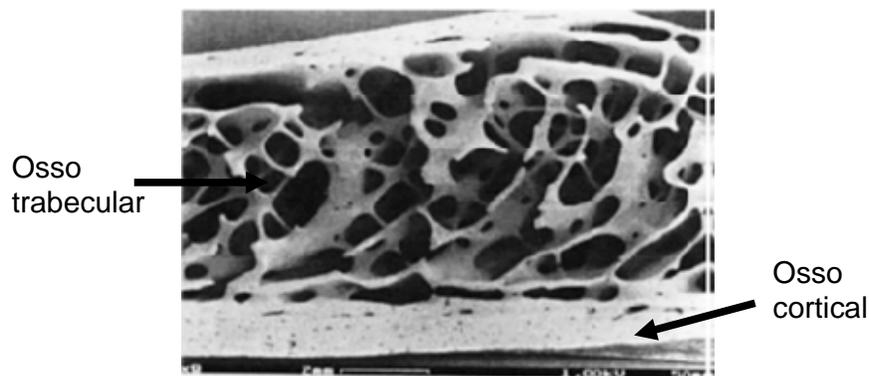


Figura 8 – Seção transversal do osso, mostrando as características físicas do osso trabecular (esponjoso) e do osso cortical  
Fonte: Doblaré *et al.* (2004).

Tabela 1 – Propriedades mecânicas do osso cortical e do osso trabecular.

Propriedade mecânica	Notação	Osso cortical	Osso trabecular
Módulo de elasticidade (MPa)	$E_x$	12600	1148
	$E_y$	12600	210
	$E_z$	19400	1148
Módulo de cisalhamento (MPa)	$G_x$	4850	68
	$G_y$	5700	68
	$G_z$	5700	434
Coeficiente de Poisson	$\nu_{yx}$	0,300	0,010
	$\nu_{zy}$	0,390	0,055
	$\nu_{xz}$	0,390	0,322
	$\nu_{xy}$	0,300	0,055
	$\nu_{yz}$	0,253	0,010
	$\nu_{zx}$	0,253	0,322

FONTE: Petrie e Williams (2005).

### 3.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS APLICADO EM IMPLANTES DENTÁRIOS

Através do Método dos Elementos Finitos, MEF, é possível simular numericamente um problema mecânico complexo. Neste método, o problema físico é dividido em elementos unidos por nós os quais, por sua vez, são descritos por funções diferenciais. A solução combinada das funções apresenta a solução para o corpo inteiro (GENG *et al.*, 2001).

O primeiro passo na modelagem através do MEF é a representação da geometria de interesse em um desenho assistido por computador. Através de softwares específicos é possível transformar imagens clínicas em modelos geométricos a serem utilizados para a modelagem numérica.

De forma simplificada, após a aquisição do modelo geométrico, o mesmo é dividido em um número finito de elementos de formas e tamanhos definidos de acordo com as propriedades do material analisado e de sua aplicação, como ilustra a Figura 9. Em seguida, as propriedades físicas e mecânicas do material são definidas assim como as condições de contorno, ou seja, os valores dos carregamentos e as restrições de movimento. Através da montagem das matrizes de rigidez e dos valores de força para cada elemento, são montadas a matriz de rigidez global e os vetores de carregamentos globais. Com as soluções de todas as equações de deformações-deslocamentos e das equações constitutivas chega-se à simulação das tensões e deformações sofridas pela peça nas condições de carregamento definidas (GALLAS *et al.*, 2005).



Figura 9– Ilustração da formação de uma malha de elementos finitos, à direita, em um modelo geométrico criado a partir de um implante dentário, à esquerda.

Fonte: Gallas *et al.* (2005).

Existem dificuldades para a realização de ensaios mecânicos em implantes dentários devido à anisotropia do osso que cerca o implante e devido à geometria complexa e às dimensões do implante. Neste caso, o MEF pode auxiliar nas análises das tensões envolvidas (NATALI *et al.*, 2006).

O MEF agrega vantagens como: reprodutibilidade dos resultados, baixo custo e possibilidade de avaliar muitas configurações de carga, condições de contorno e geometrias.

A maioria dos modelos numéricos existentes considera a massa óssea distribuída uniformemente em todas as direções, resultando em um comportamento isotrópico. Isto ocorre devido à escassez de resultados experimentais quantitativos em relação à microestrutura anisotrópica do tecido ósseo. A composição do osso não é constante, sofrendo alterações em função do carregamento mecânico, idade, saúde, nutrição entre outros fatores e a maior diferença entre o osso cortical e o trabecular está na densidade, que tem uma profunda influência sobre o módulo de elasticidade (DOBLARÉ; GARCIA, 2002).

As principais simplificações consideradas nos vários modelos existentes estão na geometria do implante, nas propriedades dos materiais considerados ortotrópicos, lineares e homogêneas (caracterizados por duas constantes: o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson), nas condições de contorno (mandíbula sem

liberdade de movimentos) e nas características da interface osso-implante (perfeitamente osseointegrados) (GENG *et al.*, 2001).

### **3.3.1 Tensões relacionadas aos implantes convencionais**

A distribuição das tensões no osso ao redor do implante, resultante do estímulo mecânico, é um dos fatores determinantes para garantir que ocorra a remodelação óssea e garantir o sucesso do implante. Esta distribuição depende de vários fatores, dentre eles está o tipo de carregamento, a condição da interface osso-implante, o comprimento e diâmetro dos implantes, a forma e característica da superfície do implante, o modelo da prótese e a quantidade e qualidade do osso ao redor do implante (GENG *et al.*, 2001).

A preocupação em se estudar o campo de tensões ao redor do implante se justifica pelo fato da reabsorção do osso ocorrer de acordo com o nível de tensões a ele imposto e, como conseqüência, ocasionar a falha na ancoragem do implante que, sobrecarregado, sofre fratura em serviço (HASSELER *et al.*, 1977).

Através da modelagem numérica utilizando o MEF é possível observar que a área com maior concentração de tensões se localiza ao redor do pescoço de implantes cilíndricos sem rosca, como ilustra Figura 10, considerando a aplicação de forças axiais e laterais de 114,6 N e de 17,1 N, respectivamente e carga pósterior anterior de 23,4 N. O aumento no diâmetro do cilindro diminui consideravelmente as tensões, ao contrário do que acontece com o comprimento. Como exemplo, implantes de 4,2 mm de diâmetro apresentam valores de tensões no osso ao redor do implante 35% inferiores em relação aos implantes com diâmetro de 3,6 mm (HIMMLOVÁ *et al.*, 2004).

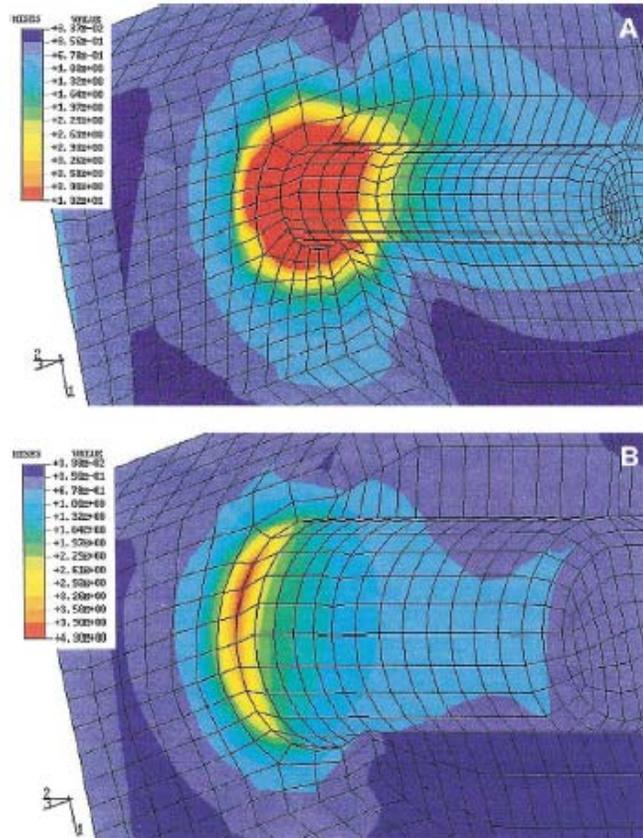


Figura 10 – Ilustração do resultado de modelagem numérica em implante dentário, mostrando a área com maior concentração de tensões (vermelho) ao redor do pescoço dos implantes.

(A) Implante de diâmetro menor (B) Implante de diâmetro maior

Fonte: Himmlová *et al.* (2004).

Os efeitos da qualidade óssea sobre a distribuição das tensões em uma coroa suportada em implante metálico podem ser avaliados através de uma análise tridimensional utilizando o MEF. A qualidade óssea pode ser classificada como Tipo I, II, III e IV, onde o tipo I e II é um osso cortical mais duro e o tipo III e IV é um osso medular menos denso (ZARB *et al.*, 1987).

Através de simulações com MEF em implante de CoCr com 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento possuindo coroa metalocerâmica e submetido a carga de 300 N na direção da cúspide vestibular e da fossa distal da coroa, as tensões de von Mises nos ossos do Tipo III e IV chegam a 163 MPa e 180 MPa, respectivamente, sendo estes valores concentrados no pescoço do implante. Nos ossos do Tipo I e II, mais resistentes, os valores das tensões de von Mises

apresentam valores de 150 MPa e 152 MPa, respectivamente, também no pescoço do implante, como ilustra a Figura 11 (SEVIMAY *et al.*,2005).

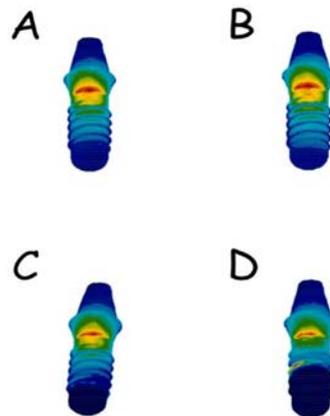


Figura 11 - Distribuição de tensão ao redor do implante. (A) osso tipo I com 150 MPa, (B) osso tipo II com 152 MPa, (C) osso tipo III com 163 MPa e (D) osso tipo IV com 180 MPa.

Fonte: Sevimay *et al.* (2005).

O sistema biomecânico formado pelo implante e pelo osso periimplantar tem efeito sobre a perda óssea marginal ao implante. Através do MEF é possível se observar que, sob carga vertical, as tensões na região diminuem sensivelmente, assim como a reabsorção óssea. O osso cortical, quando submetido à carga, apresenta melhor desempenho quando comparado ao osso trabecular quando ambos fazem o sistema biomecânico com um implante Straumann com diâmetro de 4,1 mm e com 10 mm de comprimento, juntamente com um pilar sólido ao redor do pescoço do implante, submetido a cargas estáticas verticais e oblíquas de 100 N, separadamente (AKÇA; ÇEHRELI, 2006).

O desempenho deste sistema biomecânico, no entanto, também é influenciado pela qualidade do osso e pela direção na aplicação da carga. A qualidade do osso pode ser diferenciada, no MEF, pela densidade do material. Quanto menor a densidade óssea mais altos são os valores das tensões, tanto no osso cortical quanto no osso trabecular que se encontram ao redor do implante. Em relação às cargas aplicadas ou forças oclusais, cargas laterais aumentam de forma significativa os valores das tensões no osso quando comparadas às axiais, desconsiderando-se a qualidade óssea. Portanto, a condição de carga e a qualidade

do osso são fatores importantes na análise da resposta biomecânica do osso (LIN *et al.*,2005).

A interface pilar/implante é uma das regiões importantes na análise do desempenho mecânico do implante, desconsiderando-se a qualidade do osso que irá ancorá-lo. Devido às forças oclusais em serviço, estudos de distribuição das tensões sobre esta interface do implante como os do tipo cone Morse ITI, bastante utilizados, podem ser realizados de forma conveniente com o auxílio do MEF. Observa-se, nestes implantes, que as tensões de von Mises máximas se concentram em torno da junção pilar/implante na carga vertical, mais especificamente em torno do colar do implante. Sob cargas oblíquas, no entanto, estes valores duplicam. Portanto, tanto as forças verticais quanto as oblíquas afetam essencialmente, o parafuso e o colar do implante na junção pilar/implante, como ilustra a Figura 12 (AKÇA *et al.*, 2003).

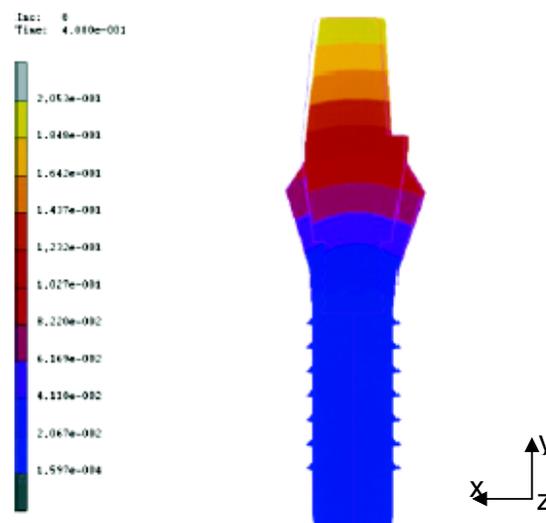


Figura 12 - Concentração de tensão em torno da junção pilar/implante.  
Fonte: Akça *et al.* (2003).

Este mesmo comportamento, ou seja, valores de tensões de von Mises maiores sob carga oblíqua do que sob carga vertical, é encontrado quando se aplica o MEF em implantes tipo cone Morse de corpo único e com conexão protética. No entanto, quando se compara os implantes de corpo único com os de duas peças,

verifica-se que os últimos apresentam maior concentração de tensões quando a carga é oblíqua (ÇEHRELI *et al.*, 2004).

Outro fator importante na distribuição das tensões no implante e no osso de ancoragem é o seu projeto que envolve as suas dimensões, a forma das roscas, a largura e o passo de rosca, etc. O MEF é uma ferramenta importante também para a avaliação dos projetos em relação ao seu desempenho em serviço, quando submetidos às cargas verticais e oblíquas. Observa-se que a concentração de tensão em ambas as condições de carregamento ocorrem na região óssea adjacente à primeira rosca do implante e a transferência das cargas verticais é proporcional ao aumento do passo da rosca, resultando no aumento das tensões na região adjacente ao implante. Quanto ao comprimento, os implantes longos, acima de 15 mm, apresentam concentração de tensões apenas nos seus 2/3 superiores, sendo esses valores menores do que em implantes mais curtos, pois existe aumento da área de contato entre o implante e o osso maxilar. O passo da rosca não é um fator importante na redução das tensões quando os implantes são menores do que 9 mm (CHUN *et al.*, 2002).

### **3.3.2 Tensões relacionadas aos implantes curtos**

Os implantes curtos foram idealizados para oferecerem uma alternativa aos angulados para inserção em mandíbulas atrofiadas. Para confirmar a sua viabilidade, este tipo de implante foi analisado em pacientes por Maló *et al.*, 2007. Neste estudo, os autores utilizaram 237 pacientes com 408 implantes curtos sendo que, 131 tinham 7 mm de comprimento e os demais 8,5 mm de comprimento. Nos implantes com 7 mm, 5 falharam antes da colocação e a taxa de sobre vida foi de 96,2%, após 5 anos em serviço, contra 97,1% relacionada aos implantes com 8,5 mm. A média de reabsorção óssea foi de 2,2 mm após cinco anos de funcionamento, mostrando ser viável a utilização de implantes curtos em regiões atrofiadas de mandíbula.

A mesma viabilidade havia sido estudada por Renouard e Nisand, 2005, com a inserção de implantes curtos em regiões de maxila como uma opção para evitar o

uso de técnicas cirúrgicas mais traumáticas. As taxas de sobrevivência de implantes com 6 mm e 8,5 mm de comprimento instalados em regiões de maxilar com pouca altura óssea foram avaliadas em 85 pacientes reabilitados com 96 implantes. Após dois anos de acompanhamento, 5 implantes foram perdidos tendo uma taxa de sobrevivência de 94,6% e com uma média de reabsorção óssea de 0,44 mm. A Figura 13 mostra uma radiografia de um implante curto inserido na maxila.

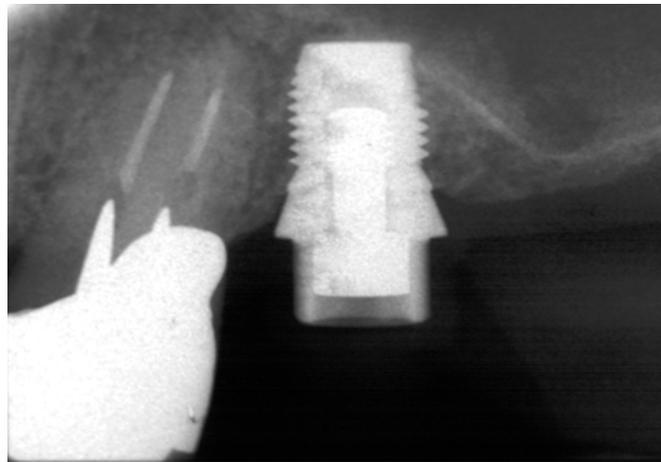


Figura 13- Implante curto instalado em região da maxila próximo ao seio maxilar.  
Fonte: Renouard e Nisand (2005).

Por ser um produto relativamente recente, poucas pesquisas foram destinadas ao modelamento numérico destes implantes, como o estudo de Pierrisnard *et al.*, 2003, cujo objetivo foi avaliar, através do MEF, a distribuição de tensões no osso que ancora o implante. Neste trabalho os autores modelaram implantes com 3,75 mm de diâmetro variando o comprimento de 6, 7, 8, 9, 10, 11, e 12 mm. Os implantes foram apoiados em osso cortical com uma carga oclusal de 100 N. O resultado foi constante independente do comprimento do implante, levando à conclusão de que o comprimento do implante curto é compensado pelo seu diâmetro maior em relação aos implantes longos, se a tensão no osso for mantida constante. A Figura 14 mostra a região de tensão máxima como resultado da simulação.

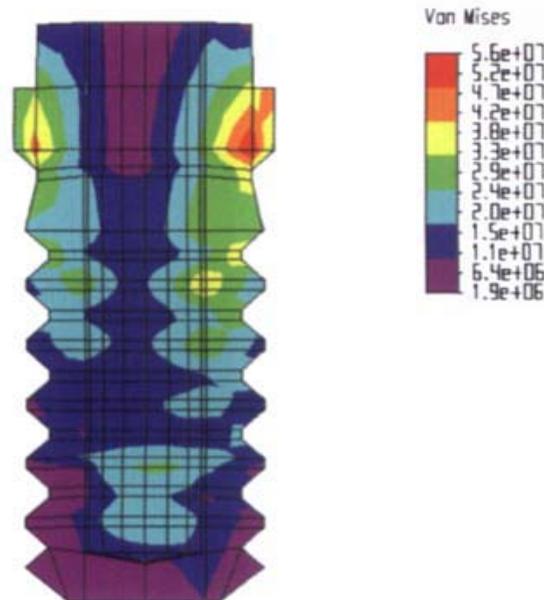


Figura 14 - Implante de 6mm; em vermelho, a região de tensão.  
Fonte: Pierrisnard *et al* (2003).

Tensões três vezes e meia menores na crista em relação ao implante longo de menor diâmetro também foram encontradas por Petrie e Williams, 2005, através de simulação pelo MEF, sugerindo uma melhor distribuição de tensões com implantes curtos, resultando em menores danos ao tecido adjacente. A Figura 15 mostra os resultados qualitativos da simulação.

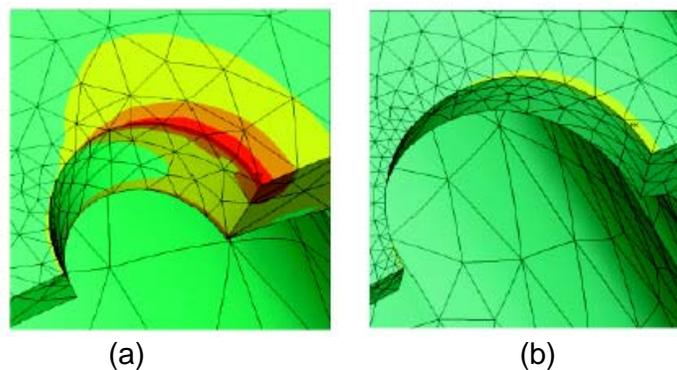


Figura 15- (a) Implante com diâmetro regular; (b) implante de largo diâmetro  
Fonte: Petrie e Williams(2005)

Uma taxa de sucesso de 100% foi considerada em um estudo retrospectivo realizado por Griffin e Cheung, 2004, sobre implantes curtos inseridos na mandíbula

e maxilar em áreas com reduzida altura óssea. Um dos critérios de sucesso analisados foi a ausência de absorção óssea no tecido adjacente ao implante em 168 implantes com 6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento inseridos em 167 pacientes. Após 68 meses, portanto, a distribuição de tensões ao redor do implante impediu que estes falhassem.

Um alto índice de sucesso de implantes curtos também foi encontrada em trabalho realizado por Neves *et al.*, 2006, coletando dados de 33 trabalhos entre os anos de 1970 e 2004. Segundo os autores, 16.344 implantes curtos foram instalados sendo que 786 falharam. Os implantes variaram em diâmetro em 3,75 mm, 4 mm e 5 mm e em comprimento em 7 mm e 8,5 mm. Dentre estes os que possuíam 3,75 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento tiveram um índice de sucesso de 90,3%.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 PROBLEMA FÍSICO

O problema físico é apresentado através das forças atuantes em um implante em serviço, considerando a mandíbula como um sistema estático onde o implante será inserido.

O implante utilizado neste trabalho é confeccionado em Titânio grau IV, cuja composição encontra-se na Tabela 2 e as suas propriedades físicas e mecânicas na Tabela 3. O implante é cilíndrico do tipo Cone Morse com diâmetro de 6,0 mm e comprimento de 5,0 mm, Titamax WS cortical - Neodent ®. A Figura 16 mostra o aspecto do implante inteiro e seccionado e a Figura 17 ilustra o modelo com as dimensões e as forças atuantes

Tabela 2 – Composição química do Titânio grau IV.

Componente	%
Titânio (Ti)	98,54
Alumínio (Al)	0,40
Hidrogênio (H2)	0,0020
Oxigênio (O2)	0,02
Ferro (Fe)	0,10
Carbono (C)	0,02
Níquel (Ni)	0,02
Vanádio (V)	0,15

Fonte: ASTM F136-02, 2002.

Tabela 3 – Propriedades físicas e mecânicas do Titânio grau IV.

Propriedade	Valor
Módulo de elasticidade	120 GPa
Módulo de cisalhamento	0,043 GPa
Coefficiente de Poisson	0,31
Resistência mecânica à tração	860 MPa
Massa específica	4,507 (g/cm <sup>3</sup> )

Fonte: ASTM F1472-02, 2002.



Figura 16 – Modelo do implante tipo cone Morse inteiro (esquerda) e seccionado (direita) para visualização do tipo de fixação (Titamax WS cortical).  
Fonte: Neodent®

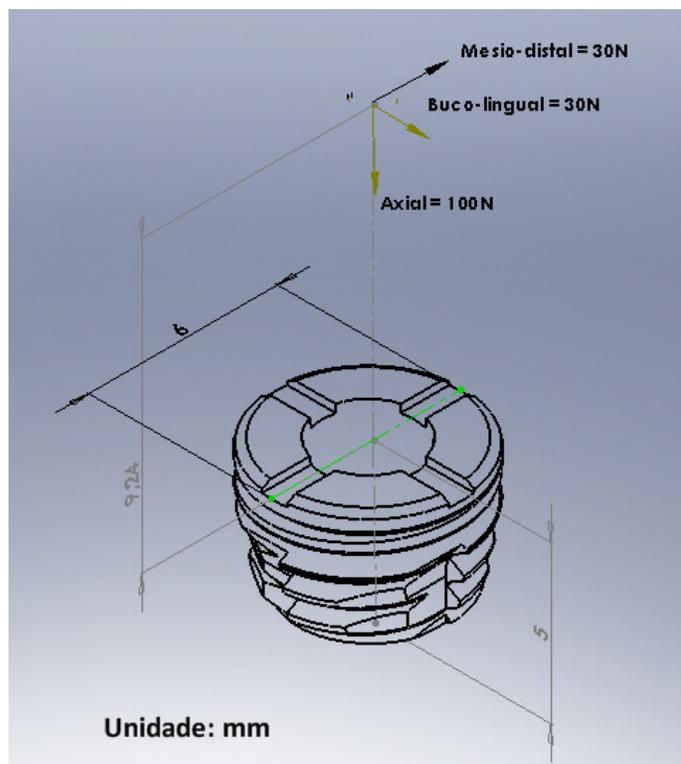


Figura 17 - Modelo físico ilustrando as dimensões do implante e as forças nos sentidos axial (100N), Mesio-distal (30N) e Bucal-lingual (30N).

## 4.2 MODELOS GEOMÉTRICOS

Para a construção do conjunto utilizado na modelagem, foi necessária a construção do modelo geométrico da mandíbula onde foi instalado o modelo do implante curto Cone Morse. O modelo da mandíbula foi construído utilizando-se o software DentalSlice 1.1 que é uma ferramenta de planejamento implantodôntico pré-operatório, o qual oferece auxílio cirúrgico protético com precisão, aumentando a margem de segurança do tratamento.

O DentalSlice permite analisar imagens de uma tomografia computadorizada através da sua conversão em uma imagem tridimensional, como ilustra a Figura 18, o que auxilia o cirurgião no posicionamento do implante.

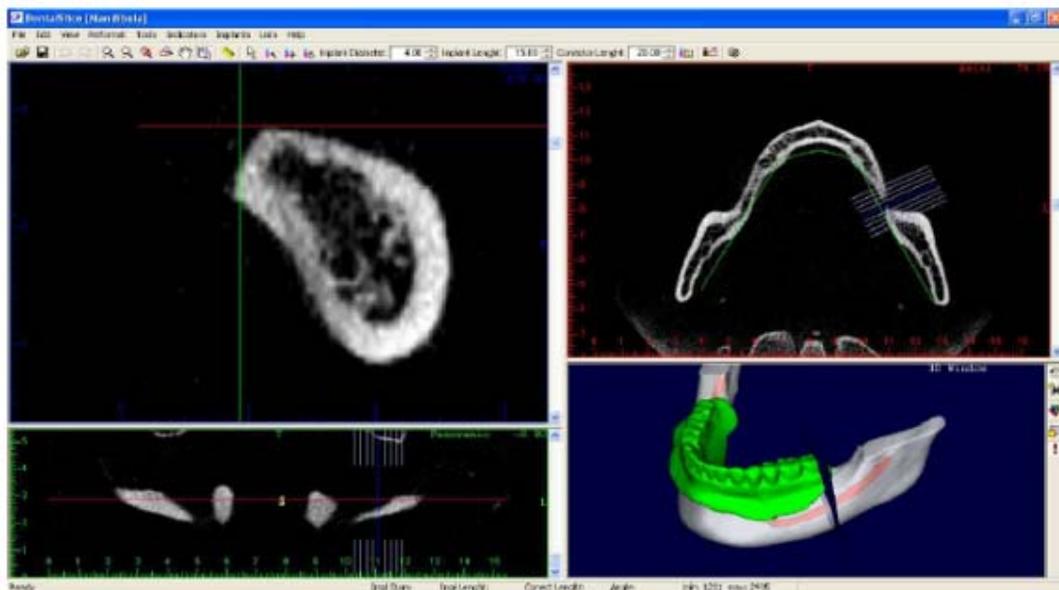


Figura 18– Ilustração da interface do software DentalSlice mostrando as imagens tomográficas à esquerda e à direita no topo. À direita e abaixo observa-se a imagem tridimensional da mandíbula criada pelo software.

Através de imagens tomográficas foi criado um modelo com pontos coordenados que descreveram o contorno do corte tomográfico desejado. Foram definidos como eixo x o dos cortes relativos à vista axial (horizontais) e como eixo y o dos cortes transversais (verticais) em uma única seção da mandíbula escolhida

aleatoriamente em uma região, próxima da qual será instalado o implante. Os pontos obtidos estão ilustrados nas Figuras 19 e 20, tanto para o perfil do osso cortical quanto para o trabecular.

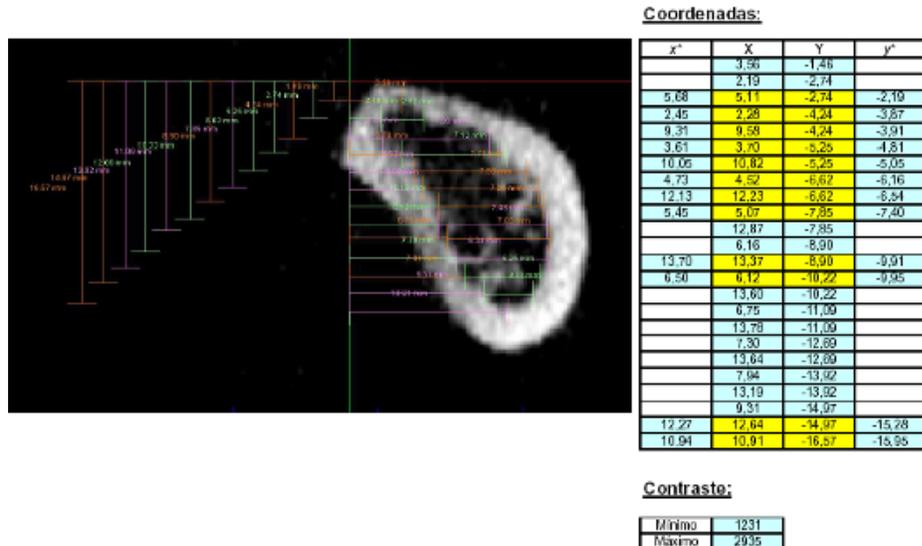


Figura 19 – Dimensões para o osso trabecular.

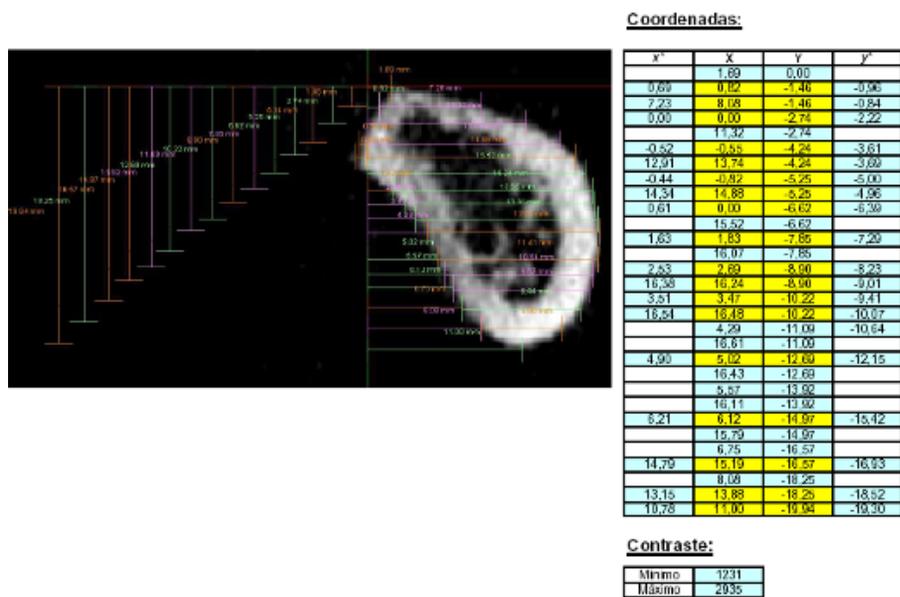


Figura 20 – Dimensões para o osso cortical.

Para o posicionamento do implante na mandíbula, foram escolhidas as coordenadas como ilustradas na Figura 21.

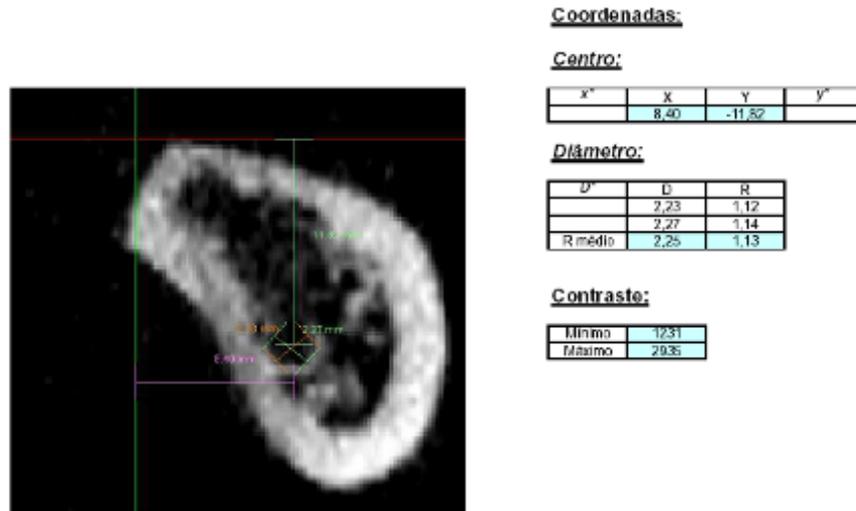


Figura 21– Coordenadas para a localização do ponto de inserção do implante na mandíbula.

Através das coordenadas do corte tomográfico fornecido pelo DentalSlice, foi construído o modelo geométrico da mandíbula com o implante inserido com o auxílio do software SolidWorks como ilustra a Figura 22.

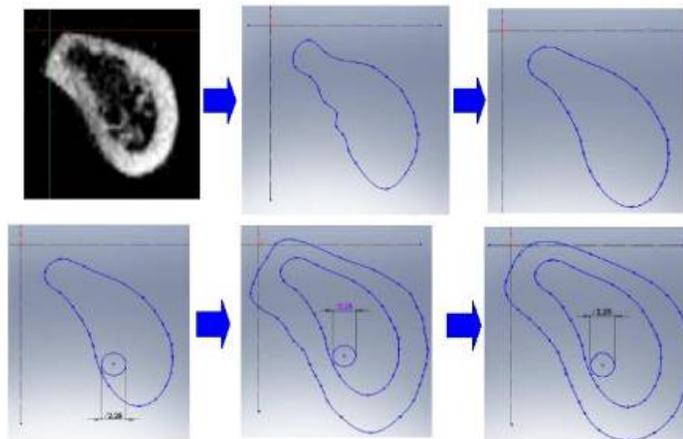


Figura 22 – Seqüência da criação do modelo geométrico em SolidWorks a partir das coordenadas fornecidas pelo DentalSlice e localização do ponto de inserção do implante na mandíbula (furo com 2,25 mm de diâmetro).

Os perfis obtidos da região seccionada feitos através de pontos coordenados descreveram o contorno desejado de forma que as seções ficaram o mais próximo possível da geometria da tomografia.

Para a modelagem foi considerado o osso como material ortotrópico, homogêneo e linear. A Figura 23 mostra o conjunto utilizado na modelagem numérica onde foi assumido que o implante se apresenta totalmente osseointegrado impedindo, portanto, movimentos na interface implante e osso cortical.

A localização do implante na mandíbula foi definida considerando orientações das técnicas cirúrgicas onde a plataforma do implante é instalada 1,9 mm infra-ósseo da região cortical e o perfil das roscas está completamente inserido na mandíbula.

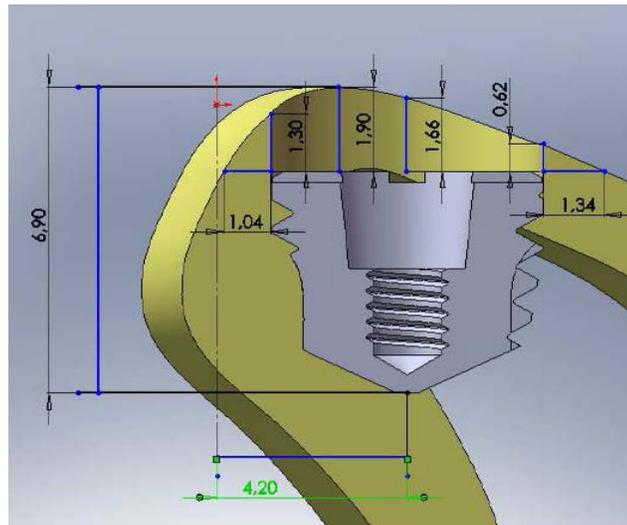


Figura 23- Implante instalado na mandíbula com 1,9 mm infra-ósseo.

#### 4.3 FORMAÇÃO DA MALHA DE ELEMENTOS FINITOS

O software utilizado para a modelagem numérica foi o ANSYS 8.0 para onde foi importado o modelo geométrico gerado pelo SolidWorks.

O osso cortical foi considerado como um material viscoelástico, ortotrópico e linear. O material viscoelástico sofre deformações elásticas com comportamento variável com o tempo, ou seja, apresenta um tempo entre o carregamento e a resposta a ele. Um material ortotrópico possui propriedades dependentes da direção na qual é medida e um material linear apresenta o módulo de elasticidade constante em uma determinada taxa de deformação.

Para estas características, o tipo de elemento escolhido para a formação da malha no osso cortical, retirado da biblioteca do ANSYS, foi o SOLID187, um elemento tetraédrico quadrático com 10 nós e três graus de liberdade em cada nó (translações em relação aos eixos x, y e z), ilustrado na Figura 24. Este elemento tem as características necessárias à simulação do osso e do implante como plasticidade, elasticidade, viscoelasticidade e grandes deformações, permitindo soluções nodais em relação às deformações. Este elemento tridimensional é recomendado para malhas irregulares e se adapta bem em sólidos com superfícies curvas como é o caso da superfície da mandíbula (MOAVENI *et al.*, 2003).

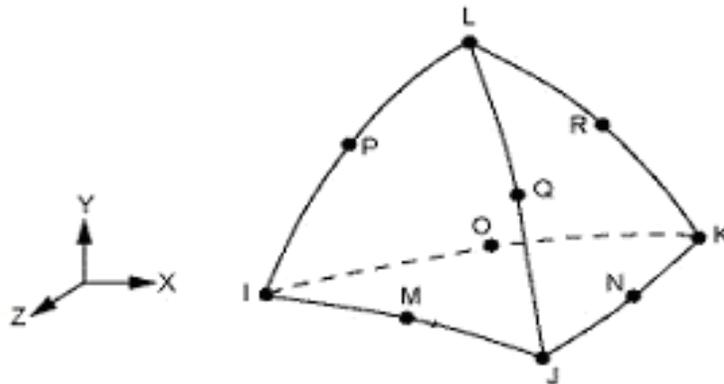


Figura 24 – Elemento SOLID187, tetraédrico quadrático com dez nós.  
Fonte: Moaveni *et al.* (2003).

Na modelagem apresentada, tem-se a existência de uma interface entre um material rígido (implante) e um material flexível (osso). Dentre os modelos de contato suportado pelo ANSYS, existe o superfície-superfície, que foi o utilizado neste trabalho. Por se tratar de um contato superficial, a interação na interface é realizada através de elementos.

Para estabelecer o contato entre os materiais, o ANSYS utiliza superfícies que formam um par na interface composto de uma superfície alvo, “target surface”, e uma superfície de contato, “contact surface”. Para simulações 3D, a superfície alvo utilizada deve ser a TARGET 170 que pode formar par com as superfícies CONTA 171, CONTA 172, CONTA 173 ou CONTA 174.

A interface implante-osso foi definida, na modelagem, através dos elementos CONTA174 no corpo flexível (osso) e TARGET170 no corpo rígido (implante). Ambos os elementos apresentam 8 nós e são adequados para superfícies de contato curvas.

As dimensões dos elementos utilizados variaram entre as diferentes regiões do modelo de acordo com a necessidade de refinamento da malha. Devido ao interesse na análise das tensões no osso adjacente ao implante, foi realizado o refinamento da malha nesta região (copo do osso).

A malha gerada no modelo geométrico é mostrada na Figura 25 e um detalhe da região refinada mostrando o implante metálico é mostrado na Figura 26.

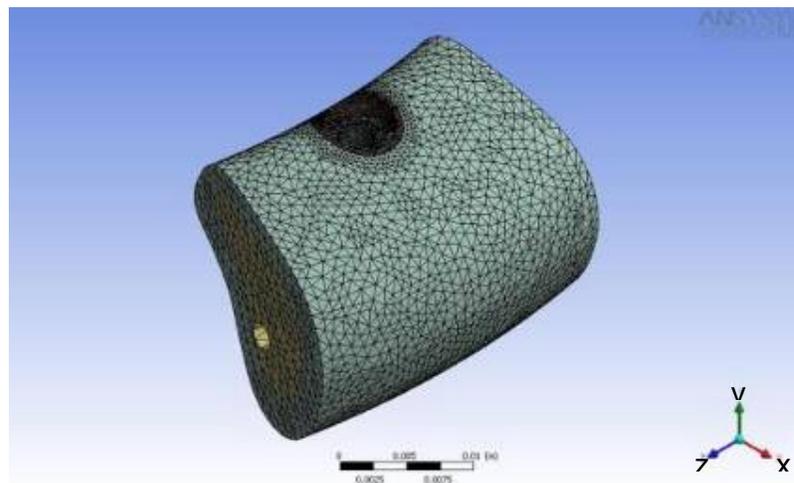


Figura 25 – Conjunto mandíbula/implante com a formação da malha.

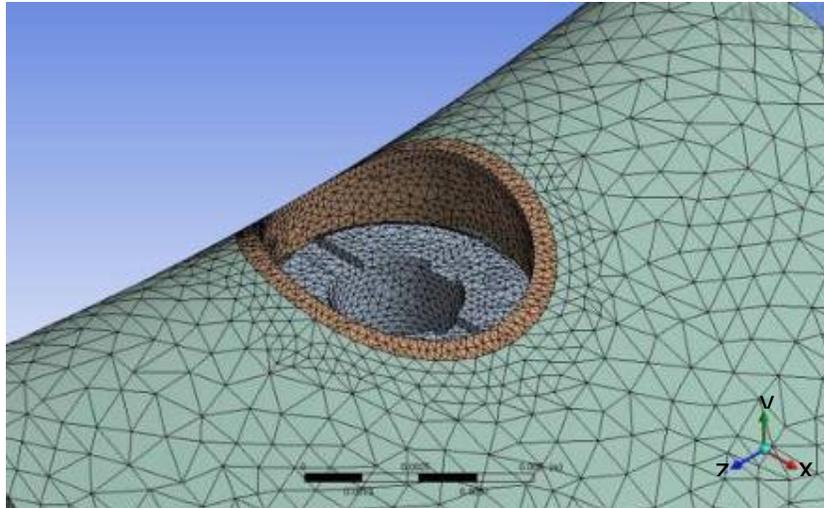


Figura 26 - Região do implante e copo de osso refinados.

A malha gerada forneceu 279.053 elementos e 415.802 nós em todo o modelo.

#### 4.4 CARREGAMENTO E CONDIÇÕES DE CONTORNO

A aplicação do Método dos Elementos Finitos na análise de implantes dentários necessita de definição do carregamento combinado sobre o implante, denominado carga de oclusão oblíqua (GENG *et al.*, 2001).

As cargas verticais, ao longo do eixo do implante simulam uma oclusão normal. Segundo Geng *et al.*, 2001, carregamentos a serem aplicados em modelos computacionais devem ser oblíquos em relação à face do implante, de modo a simular de maneira mais completa as cargas de oclusão reais. Estas cargas de oclusão são provenientes dos contatos irregulares entre os dentes superiores e os inferiores, não ocorrendo esforços puramente axiais ou transversais no implante, semelhantes aos movimentos mastigatórios.

Os valores dos carregamentos aplicados ao modelo são mostrados na figura 27 que seguiram as observações de Mellal *et al.*, 2004, pois em seus estudos foram consideradas as cargas oblíquas com componentes nas três direções: 100 N na

axial, 30N na direção mesio-distal e 30 N na direção buco-lingual. O Quadro 1 mostra os valores aplicados em três estudos.

Quadro 1 – Valores de carregamentos e pontos de aplicação encontrados na literatura.

CARREGAMENTO (N)			FONTE
Buco-lingual	Mesio-distal	Ífero-superior	
40	-	200	PETRIE & WILLIAMS (2005)
30	30	100	MELLAL <i>et al.</i> (2004)
17,1	23,4	114,6	HIMMLOVÁ <i>et al.</i> (2004)

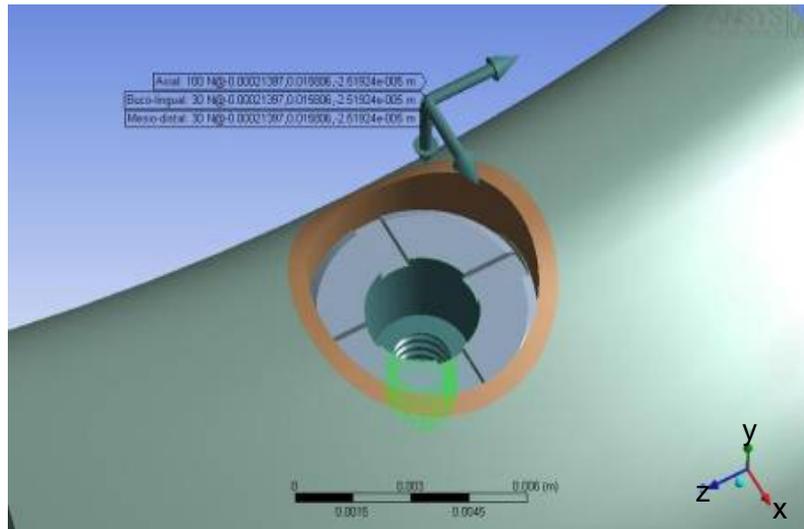


Figura 27- Carga remota e os valores dos carregamentos aplicados.

A mandíbula foi considerada como uma estrutura fixa, sem liberdade de movimento (GENG *et al.*, 2001). Para este modelo se considerou uma perfeita osseointegração do implante. Mecanicamente, isto significa que o implante está completamente aderido ao osso, não sofre movimento em relação ao osso, ou seja, possui restrições de movimento em todos os eixos. A aplicação desta condição de contorno é representada, na Figura 28, pelo ponto vermelho.

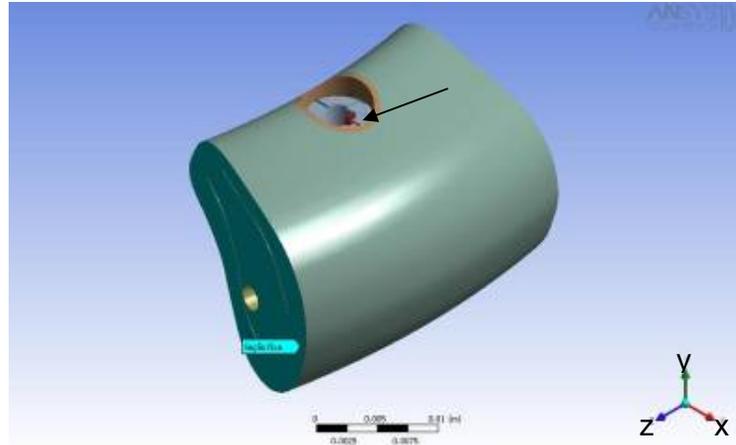


Figura 28 - Condições de contorno considerando a osseointegração do implante através da sua restrição de movimento representada pelo ponto vermelho (seta).

As superfícies laterais da mandíbula foram engastadas, ou seja, todos os elementos presentes nestas faces não apresentam liberdade de movimento nos seis graus de liberdade (3 translações e 3 rotações), simulando a continuação da mandíbula.

No ato da mastigação, deve-se considerar que a região submetida aos esforços se encontra no contato entre os dentes superiores e os inferiores. Essa posição de encontro dos dentes, para a modelagem numérica, foi definida como uma carga aplicada em uma distância de 9,24 mm a partir da superfície superior do implante até a região de contato com o dente antagonista. Este valor foi definido com base no comprimento médio de um dente na região de um molar. A distribuição desta carga ocorreu ao longo das superfícies internas do implante, simulando os esforços transmitidos aos componentes protéticos numa situação real.

## 5 RESULTADOS

O modelo de elementos finitos gerado baseou-se no melhoramento da malha automática gerada pelo software. Foram geradas malhas com refinamento de elemento nas regiões da crista do osso cortical e na camada óssea diretamente ligada ao implante. Também foram refinadas as superfícies do implante de modo que os tamanhos de elemento utilizados ficassem próximos. O quadro 2 mostra o resultado do teste de convergência.

Quadro 2 - Numero de nós, elementos e tensão máxima em cada malha.

	Malha 1	Malha 2	Malha 3
Número de nós	31.207	65.257	274.452
Número de elementos	16.258	34.995	165.975
Tensão máxima (MPa)	127,28	104,57	107,72

A distribuição das tensões de von Mises é apresentada na Figura 29.

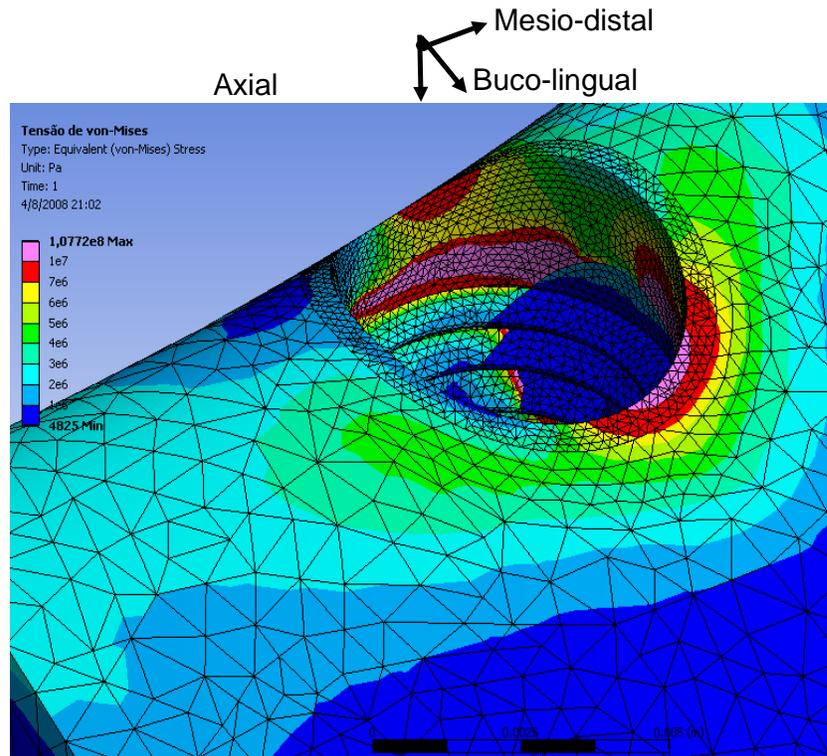


Figura 29 – Distribuição das tensões de von Mises no osso adjacente ao implante. As regiões de maior tensão aparecem em vermelho e as de menor em azul mais escuro.

Nota-se que o menor valor de tensão 4,83 kPa foi verificado na mandíbula na região de osso trabecular e o maior valor de tensão, 107,72 MPa, ocorreu no osso localizado na crista alveolar, região constituída de osso cortical, onde foi aplicada a carga mastigatória, distribuídas em três direções: 100 N na axial, 30N na direção mesio-distal e 30 N na direção buco-lingual.

A Figura 30 mostra o copo de osso isolado da estrutura do maxilar, para melhor visualização da distribuição das tensões de von Mises.

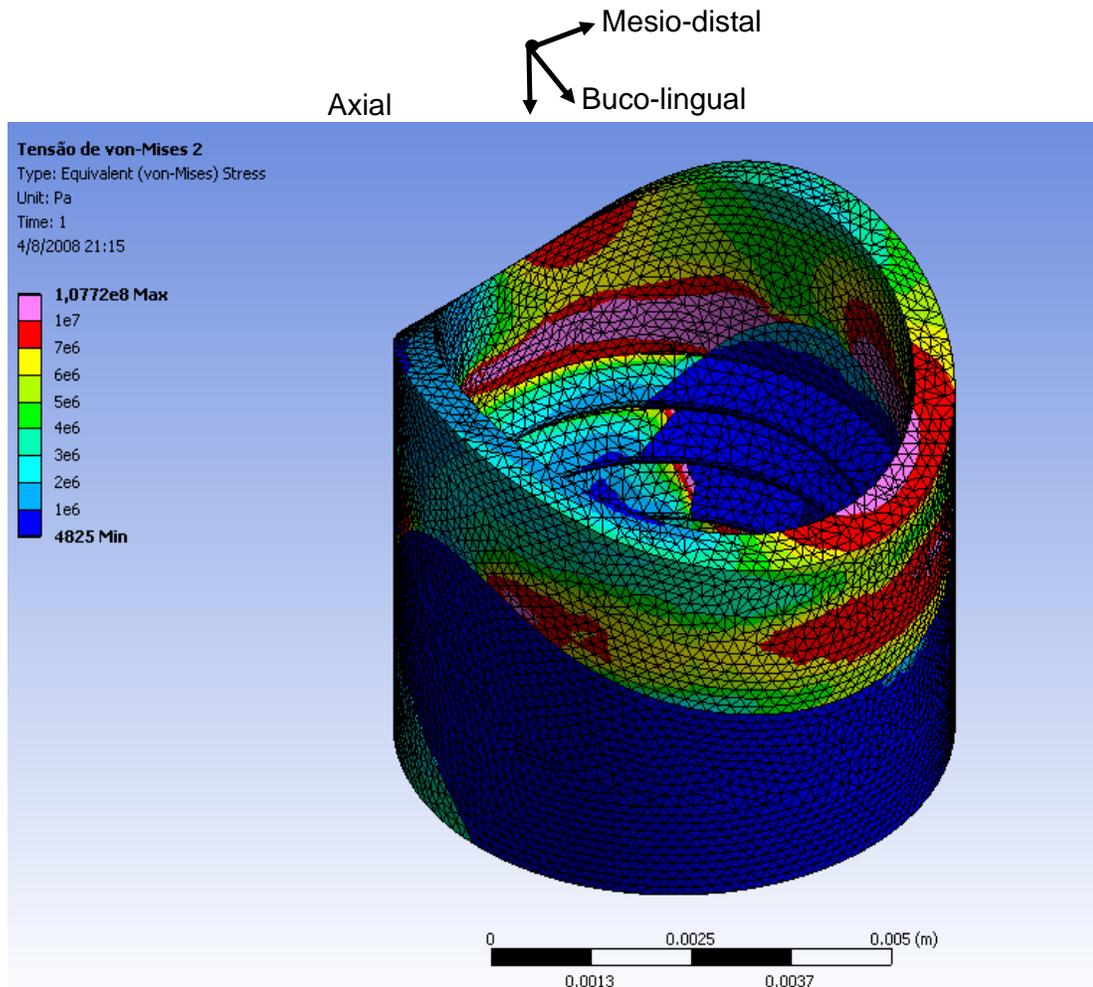


Figura 30- Detalhe da distribuição de tensão de von-Mises no copo de osso.

Pode-se notar, de forma mais detalhada a maior tensão na crista alveolar na região vestibular, local de maior concentração das forças na direção buco-lingual aplicada de 30 N.

A Figura 31 mostra as deformações sofridas pelo osso que circunda o implante. A máxima deformação ocorreu na região trabecular. Apesar de existirem grandes variações nos valores de tensão na região de contato entre o osso trabecular com o cortical, as deformações apresentadas nestas áreas são bastante próximas.

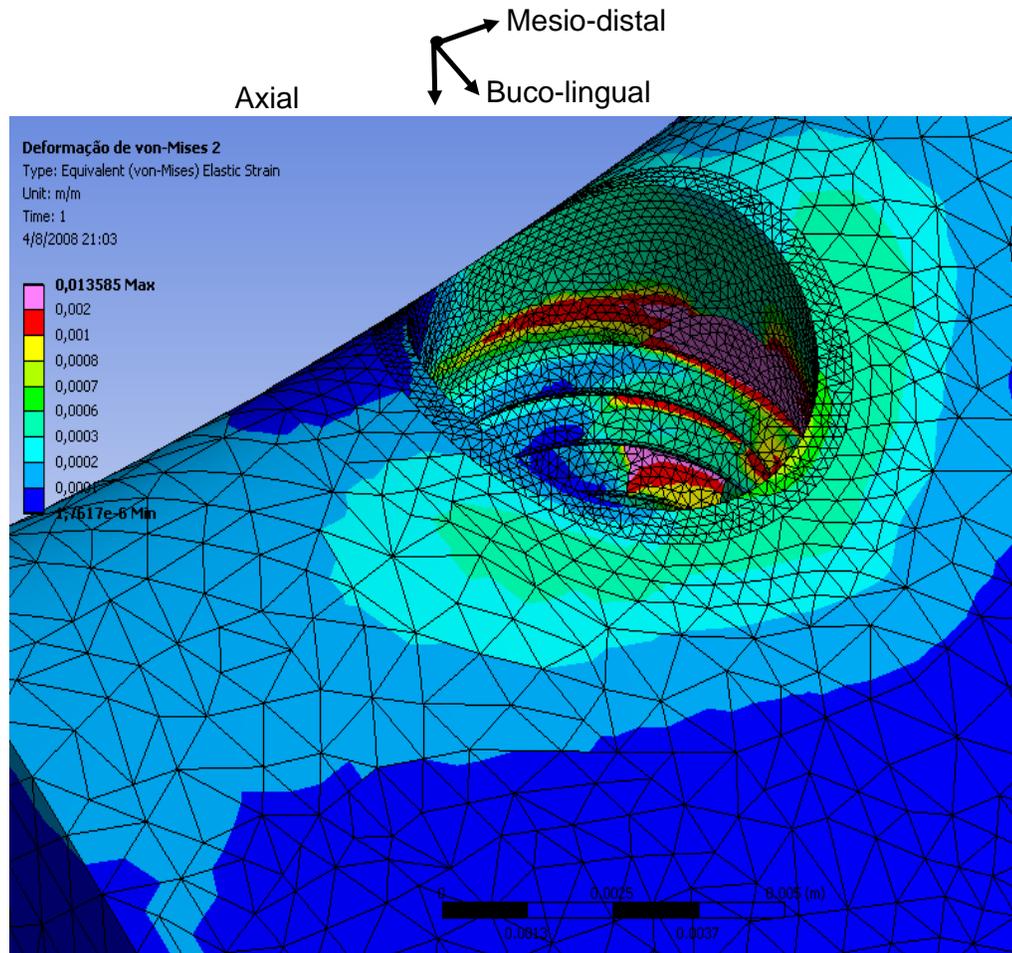


Figura 31-Detalhe dos campos de deformação.

Pode se verificar, através da Figura 32, as distribuições das deformações ao longo da mandíbula. O valor máximo de deformação encontrado foi de  $0,0135 \times 10^{-6}$  na região vestibular do implante onde ocorre a maior deformação quando aplicadas as cargas oblíquas. O valor mínimo de  $1,76 \times 10^{-6}$  ocorreu em pequenas regiões ao longo do osso adjacente ao implante, mostrando que a deformação ocorre em quase todo o osso que amortece as cargas aplicadas ao implante.

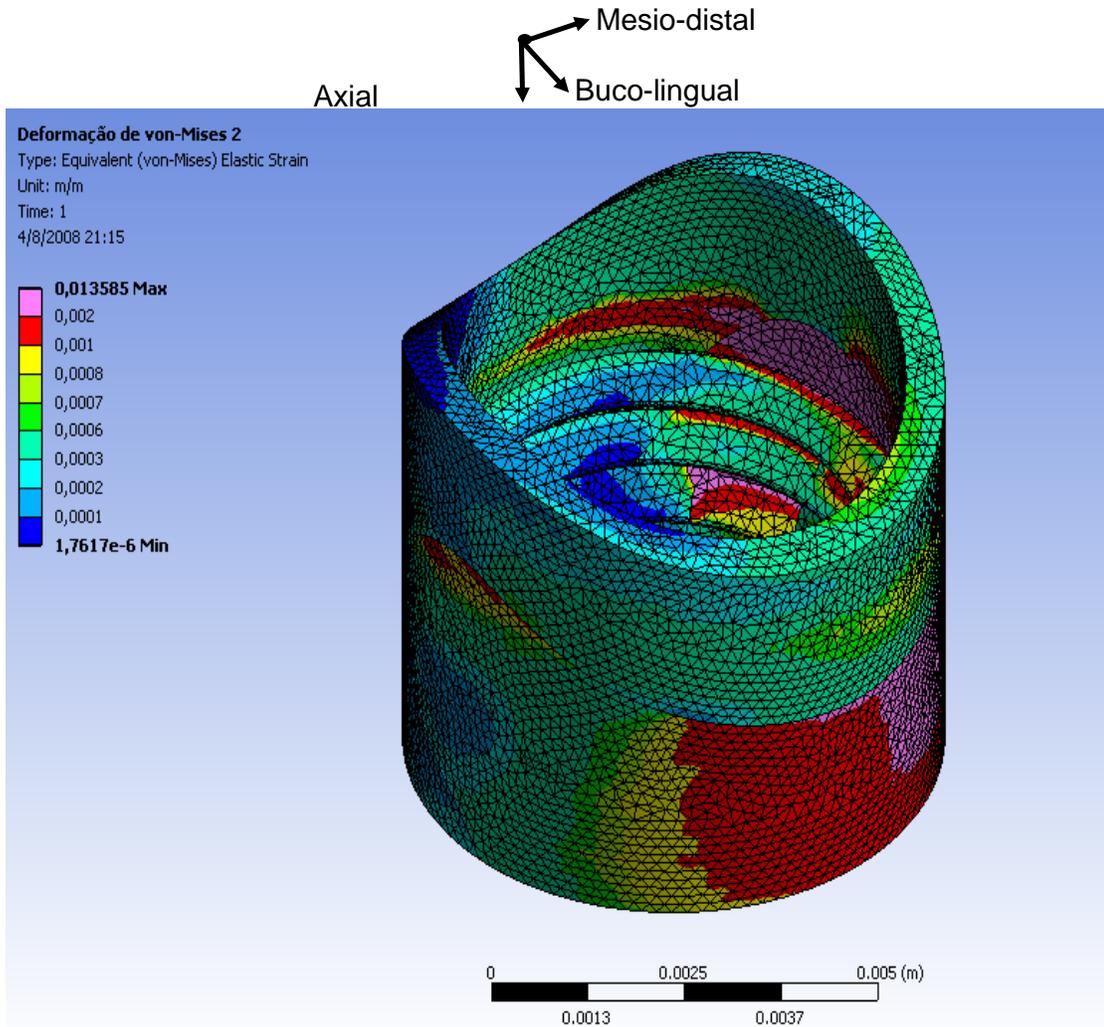


Figura 32 – Detalhe da deformação sofrida pelo copo de osso.

## 6 DISCUSSÃO

Através dos resultados obtidos neste trabalho, foi possível obter um modelamento numérico dos esforços provocados por um implante osseointegrado na mandíbula humana.

O modelo geométrico desenvolvido utilizando imagens clínicas facilitou o modelamento 3D da mandíbula fazendo com que as condições de contorno pudessem ser aplicadas de forma mais realista.

Optou-se por condições de contorno que retratassem de forma mais aproximada o comportamento real de uma mandíbula humana submetida a um tratamento odontológico de implantação dentária.

As dimensões e geometria do implante escolhidas são, atualmente, as comercializadas e têm apresentado resultados clínicos favoráveis, embora com poucos anos de acompanhamento, sendo indicadas em situações de regiões com pouca altura óssea.

A análise do campo de tensões von Mises gerado na mandíbula pela presença do implante evidenciou maior concentração de tensão na região da crista alveolar na camada de osso cortical, mostrada na Figura 31, fato este encontrado nos trabalhos de Abu-Hammad *et al.*, 2000 e Hungaro, 2002. Com a carga oclusal percebeu-se que a maior tensão foi concentrada na crista vestibular (107,72 MPa) fazendo com que todo o tecido ósseo vestibular sofresse uma maior tensão em relação às demais regiões, pois o implante possui uma tendência ao deslocamento para a região vestibular.

O valor máximo de tensão encontrado de 107,72 MPa, está próximo do valor de 142 MPa obtido por Kitamura *et al.*, 2004, também localizado no osso cortical, mais especificamente na crista alveolar. Embora haja diferenças em relação às condições de contorno empregadas, neste trabalho foi utilizado um modelo geométrico da mandíbula mais realístico, pois foram utilizadas imagens clínicas para sua elaboração. Isto, portanto, pode ser um indicativo de valores mais precisos.

Estudos realizados por Eskitascioglu *et al.*, 2004, apresentam valores máximos de tensão no osso ao redor do implante de 106,65 MPa, porém considerando apenas carga oclusal.

O campo de tensões de von Mises na crista alveolar, Figura 31, mostra uma redução das tensões nas roscas mais profundas do implante. Para ocorrer uma remodelação óssea é necessária uma distribuição adequada de tensões ao redor do osso. Portanto, a distribuição das tensões no osso ao redor do implante resultante do estímulo mecânico, é um dos fatores determinantes para garantir que ocorra a remodelação. Provavelmente, na base do implante há uma tensão de tração que estimula a aposição óssea enquanto que na região da crista alveolar esta tensão é de compressão, resultando em uma reabsorção óssea.

Segundo Rieger *et al.*, 1990, tensões de cerca de 140 MPa parecem favorecer a manutenção da saúde óssea. Neste trabalho, o valor máximo encontrado na região do osso ao redor do implante foi de 100 MPa. Porém ocorre, como pode ser visto na Figura 30, uma grande variação de tensões em todo o copo de osso. Estas variações são resultantes do ciclo da mastigação. Maiores informações sobre a prevalência de um ou outro valor de tensão durante o ciclo mastigatório só pode ser conseguido através de uma simulação dinâmica, o que não foi o objetivo deste trabalho.

A Figura 32 mostra as deformações sofridas pelo copo de osso durante a aplicação das cargas. A maior parte do volume do copo de osso sofre deformações com valores muito próximos. Algumas regiões, no entanto, sofrem deformações máximas de 1,36%. Comparando a figura 32 com a figura 30, pode-se observar que as maiores deformações ocorrem na região de menor tensão, devido ao fato do ciclo mastigatório deslocar o implante mais para a região vestibular onde é possível identificar a região de maior tensão. Sempre que uma tensão está presente ocorre uma deformação induzida. Como a tensão ocorre na região da crista alveolar no sentido vestibular, acontece um deslocamento do implante no sentido vestibulo lingual na região trabecular, a qual induz uma maior deformação.

Com implantes de diâmetro 4,2 mm Himmlová *et al.*, 2004, apresentou valores de tensão 35% inferiores em relação aos implantes com diâmetro de 3,6

mm, comprovando que a escolha ideal foi um implante com o máximo diâmetro possível permitido pela anatomia. A mesma conclusão se encontra no trabalho de Petrie e Williams, 2005, em uma simulação com o MEF, onde obtiveram uma melhor distribuição de tensões em implantes curtos.

Existem poucos trabalhos na literatura que apresentam resultados comparativos entre implantes curtos e longos justificado pela recente introdução dos implantes curtos na implantodontia. Portanto, existe dificuldade com a comparação de resultados tanto da literatura quanto dos resultados clínicos.

Em um estudo retrospectivo com o objetivo de avaliar a taxa de sobrevivência de implantes de 6,0 a 8,5 mm de comprimento, Renouard e Nisand, 2005, após implantarem 96 implantes em 85 pacientes tiveram um sucesso de 94,6 %, após dois anos de acompanhamento, mostrando serem estes implantes curtos uma alternativa viável para a reabilitação de maxilas atroficas.

O presente trabalho mostrou que as tensões no osso ao redor do implante apresentam uma melhor distribuição de tensão quando comparada com a que ocorre em implantes longos, de acordo com a literatura revisada.

## 7 CONCLUSÃO

Através da aplicação do método dos elementos finitos na análise da distribuição de tensão em osso adjacente a implantes curtos, considerando as hipóteses consideradas neste estudo, pode-se concluir que:

1 - Os maiores valores de tensão de von Mises estiveram concentrados na região da crista alveolar na região vestibular devido à carga estática após a aplicação das cargas axiais de 100N, mesio-distal de 30N e buco-lingual de 30 N diretamente sobre o implante.

2 - As deformações sofridas pelo copo de osso durante a aplicação das cargas apresentaram valores muito próximos, chegando a um valor máximo de 1,36%.

3 - As maiores deformações ocorreram na região de menor tensão, quando a tensão é aplicada na região da crista alveolar no sentido vestibular, ocorrendo um deslocamento do implante no sentido vestibulo lingual na região trabecular induzindo, portanto, uma maior deformação.

## 8 TRABALHOS FUTUROS

Sugere-se para um posterior estudo, uma verificação experimental dos parâmetros utilizados e dos resultados obtidos. Este procedimento é bastante importante para a validação dos implantes curtos e para a verificação da eficácia dos mesmos em relação à melhor distribuição das tensões no osso adjacente.

Neste trabalho foram consideradas cargas estáticas que, apesar de fornecerem previsões adequadas de tensão e deformação, não representam o carregamento cíclico da mastigação. Portanto, uma modelagem considerando este carregamento dinâmico é uma proposta interessante a ser considerada em trabalhos subseqüentes a este.

Outra consideração em uma posterior modelagem é a variação de diâmetro dos implantes curtos. Desta forma, seria possível prever a sua influência no comportamento do osso adjacente e determinar o diâmetro ótimo que evitaria qualquer reabsorção óssea.

## REFERÊNCIAS

ABBOUD, M. ; KOECK, B. ; STARK, H. ; WAHL, G. ; PAILLON, R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 20, n. 1, p. 61–68, 2005.

ABU-HAMMAD, O.A.; HARRISON, A.; WILLIAMS, D. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 15, n. 4, p. 559-564, 2000.

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÄNEMARK, P.L. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Surg.* v. 10, p. 387-416, 1981.

AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing.* v. 44, n. 7, p. 527-535, 2006.

AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C.; IPLIKÇIOĞLU, H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. *Clin Oral Implants Res.* v. 14, p. 444-454, 2003.

AKOUR, S. N.; FAYYAD, M. A.; NAYFEH, J. F. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent.* v. 14, n. 1, p. 77 – 81, 2005.

American Society for Testing and Materials (ASTM): Standard specification for Titanium and Titanium6-Aluminium-4Vanadium alloy for coating of surgical implants. ASTM F136-02, 2002.

American Society for Testing and Materials (ASTM): Standard specification for Titanium and Titanium6-Aluminium-4Vanadium alloy for coating of surgical implants. ASTM F1472-02, 2002.

BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* v. 38, n. 1, p. 87 – 97, 2005.

BRÄNEMARK, P.I.; ADELL, R.; BREINE, U.; HANSSON, B. O.; LINDSTRÖM, J.; OHLSSON, Å. A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

BRÄNEMARK, P.I.; HANSSON, B.O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTROM, J.; HALLEN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* v. 11, n. 16, p. 1-132, 1977.

ÇEHRELI, M. C.; DUYCK, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer. *Clin Oral Implants Res.* v. 15, p. 249-257, 2004.

ÇEHRELI, M. C.; AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* v. 15, p. 481 – 489, 2004.

CESCHIN, J. R. *Implante na reabilitação bucal.* São Paulo: Panamed, 1984. p.63

CHUN, H.J.; CHEONG, S.Y.; HAN, J. H.; HEO, S.; CHUNG, J. .P.; RHYU, I. C. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehab.* v. 29, p. 565–574, 2002.

DIBART, S.; WARBINGTON, M.; SU, M. F.; SKOBE, Z. In Vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v. 20, n. 5, p. 732–737, 2005

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M. Anisotropic bone remodeling model based on a continuum damage-repair theory. *J Biomech.* v. 35, p.1-17, 2002.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M.; GÓMEZ, M. J. Modeling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics.* v. 71, n. 13/14, p. 1809-1840, 2004..

ELLIS,R. Restorative Dentistry. Disponível em: [http://www.thedentalimplantcenter.com/Implant\\_primer.htm](http://www.thedentalimplantcenter.com/Implant_primer.htm). Acesso em: 17/04/2006.

EMBACHER FILHO, A. Projeto "Colosso": desenvolvimento de um sistema de implante osseointegrável: da teoria à prática. 2003. 102 f. [Tese - Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial] - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista. [Araçatuba]; 2003.

ESKITASCIOĞLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYCAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prosthesis and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* .v 91, n. 2, p. 144-150, 2004.

FIORELLINI, J. P.; MARTUSCELLI, G.; WEBER, H. P. Longitudinal studies of implants systems. *Periodontol 2000,* v. 17, p. 125-131, 1998.

GALLAS, M.; ABELEIRA, M.; FERNANDEZ, J.; BURGUEIRA, M.; Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *European J Orthodontics.* v. 27, p. 12-16, 2005.

GENG, J. P.; TAN, K. B.; 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 –598, 2001.

GRIFFIN, T. J.; CHEUNG, W. S. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent.* v. 92, n. 2, p. 139-144, 2004.

HASSELER, C. R.; RYBICKI, E. F.; CUMMINGS, K. D.; CLARK, L. C. Quantitation of compressive stress and effects upon bone remodeling. *Bull Hosp Bone Joint Res.* v. 38, p. 90-93, 1977.

HIMMLOVÁ, L.; DOSTÁLOVÁ, T.; KÁCOVSKY, A.; KONVICKOVÁ, S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* v. 91, n. 1, p. 20-25, 2004.

HUNGARO, P. Estudo comparativo em elementos finitos, de implantes osseointegrado com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte. 2002. 100f. [Dissertação - Mestrado em Prótese Dental] - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo [São Paulo]; 2002.

LIN, C. L.; KUO, Y.C.; LIN, T. S. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: a 3-D non-linear finite element analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications.* v.17, n.1, p. 44-49, 2005.

MALÓ, P.; NOBRE, M. A.; RANGEAT, B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Rel Res.* v. 9, n. 1, p. 15-21, 2007.

MELLAL, A.; WISKOT, H. W. A.; BOTSIS, J.; SCHERRER, S. S.; BELSER, U. C.. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone: comparison of three 86 numerical models and validation by in vivo data. *Clinical Oral Implants Res* v. 15, p. 239-248, 2004.

MOAVENI, S. *Finite element analysis: theory and application with ANSYS.* New Jersey: Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2003. 527p.

MÜFTÜ, A.; CHAPMAN, R. S. Replacing posterior teeth with freestanding implants: four-year prosthodontic results of a prospective study. *J Am Dental Ass.* v. 129, n. 8, p.1097-1102, 1998.

NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; RUGGERO, A. L. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*, v.17, p.67-74, 2006.

NEVES, F. D., FONTES, D.; BERNARDES, S. R.; PRADO, C. J.; FERNANDES NETO, A. F. Short implants: an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral maxillofac Implants.* v. 1, n. 1, p. 86-93, 2006.

PETRIE, C. S.; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stains in the alveolar crest. *Clin Oral Implants Res.* v. 16, p. 486-494, 2005.

PIERRISNARD, L.; RENOUEARD, F.; RENAULT, P. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Rel Res.* v. 5, p. 254-262, 2003.

RENOUEARD, F. ; NISAND, D. Retrospective clinical study of short implants in the severely resorbed maxilla number of implants. *Clin Implant Dent Rel Res.* (suppl 1), p. 7, 2005.

SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILIÇARSLAN, M.A.; ESKITASCIOGLU, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* v. 93, n. 3, p. 227 – 234, 2005.

SOBOTTA, J. *Atlas de Anatomia Humana.* Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2006. 22ed. 840p.

STEGAROIU, R.; KUSAKARI, H.; NISHIYAMA, S.; MIYAKAWA, O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* v. 13, n. 6, p. 781 – 790, 1998.

TAVAREZ, R. R. de J. Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, por meio de ensaios de fadiga, 2003. [Tese – Doutorado em Reabilitação Oral]. Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo [São Paulo]. 2003.

ZARB,G.A.,SCHMITT,A.,BAKER,B.,Tissue- integrated prosthesis: osseointegration research in Toronto. *Int J Perio & Restor Dent,* v.1: p, 26-51,1987.

WEINSTEIN, A. M.; KLAWITTER, J. J.; ANAND, S. C.; SCHUESSLER, R. Stress analysis of porous rooted implants. *J Dent Res.* v. 56, p. 772-777, 1976.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)