

**MODELAGEM DO COMPORTAMENTO ESTRUTURAL DE UMA
MANDÍBULA EDÊNTOLO COM IMPLANTES VERTICAIS E
ANGULADOS**

Paulo Cesar Ferreira

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS

**" MODELAGEM DO COMPORTAMENTO ESTRUTURAL DE
UMA MANDÍBULA EDÊNULA COM IMPLANTES VERTICAL E
ANGULADO"**

Paulo Cesar Ferreira

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Mestre em Engenharia de Estruturas".

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas
DEES-UFMG - (Orientador)

Prof. Dr. Carlos Alberto Cimini Júnior
DEMEC-UFMG

Prof. Dr. Marcos Dias Lanza
ODR-UFMG

Prof. Dr. Luís Paulo da Silva Barra
UFJF

Belo Horizonte, 24 de março de 2003

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Mauro Cruz e à Maxtron, que viabilizaram esta pesquisa.

À FAPEMIG/FIEMG/IEL, que concederam a bolsa de estudos.

Ao Prof. Estevam Barbosa de Las Casas, pela orientação, ensinamentos e grande colaboração para meu desenvolvimento acadêmico.

Aos Profs. Luis Paulo da Silva Barra, Elson Magalhães Toledo e Afonso Celso de Castro Lemonge, pelos ensinamentos, oportunidades e incentivo que me trouxeram a este mestrado.

À Softec – Software Technology, pela concessão das licenças do programa Ansys®.

À Profa. Tulimar Cornacchia, pela disponibilidade, colaboração e respaldo odontológico.

Ao Prof. Carlos Alberto Cimini Jr., pela parceria em produções bibliográficas.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	IV
LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS	V
RESUMO	VI
ABSTRACT	VII
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	2
2.1 INTERFACE OSSO-IMPLANTE	2
2.2 SISTEMAS DE IMPLANTES	4
2.3 AVALIAÇÃO CLÍNICA DOS IMPLANTES	7
2.4 MODELOS FÍSICOS E NUMÉRICOS	10
2.5 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS	17
2.5.1 O Osso	17
2.5.2 O Titânio	19
3 OBJETIVOS	20
4 DEFINIÇÃO E ANÁLISE DOS MODELOS COMPUTACIONAIS	21
4.1 MODELOS COMPUTACIONAIS	21
4.2 GERAÇÃO DOS MODELOS	22
4.2.1 Modelo Geométrico Mandibular	22
4.2.2 Modelo Geométrico dos Implantes	24

4.2.3	Posicionamento dos Implantes	25
4.2.4	Modelos Simplificados	26
4.2.5	Propriedades Mecânicas	27
4.3	DISCRETIZAÇÃO DOS MODELOS	28
4.4	A MANDÍBULA COMO ELEMENTO ESTRUTURAL	29
4.4.1	Cargas Aplicadas	31
4.4.2	Restrições de Deslocamentos	34
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	36
5.1	AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO	38
5.2	AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DO DOMÍNIO	43
5.3	AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DO CONTORNO ÓSSEO	47
5.4	AVALIAÇÃO PARA OS DOIS TIPOS DE IMPLANTES SOB CARREGAMENTO HORIZONTAL E VERTICAL	51
6	CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS	57
6.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	58
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Tomografia computadorizada da mandíbula adotada.	22
Figura 2:	Seção longitudinal (a) e uma das seções transversais (b) contidas na tomografia.	23
Figura 3:	Reprodução do eixo longitudinal e contornos das seções transversais no Ansys [®] .	23
Figura 4:	Modelo geométrico tridimensional da mandíbula.	24
Figura 5:	Modelos geométricos tridimensionais dos implantes: vertical (a) e angulado frontal (b).	24
Figura 6:	Seção lingual-bucal mostrando o posicionamento do implante angulado no modelo sem considerar a camada cortical envolvendo o implante (a) e no modelo considerando a camada de cortical (b).	26
Figura 7:	Seção lingual-bucal mostrando o posicionamento do implante vertical no modelo sem considerar a camada cortical envolvendo o implante (a) e no modelo considerando a camada de cortical (b).	26
Figura 8:	Modelo geométrico tridimensional simplificado.	27
Figura 9:	Elemento finito tetraédrico isoparamétrico quadrático.	28
Figura 10:	Exemplos de malhas dos modelos completos (a) e simplificados (b).	29
Figura 11:	Principais músculos envolvidos na mastigação.	30
Figura 12:	Sistema de forças consideradas.	32
Figura 13:	Atuação das forças musculares.	32
Figura 14:	Aplicação das cargas horizontal e vertical.	35
Figura 15:	Pontos de restrições de deslocamentos.	35
Figura 16:	Indicação das posições dos contornos do implante.	37
Figura 17:	Contornos buco-lingual, meso-distal e cervical para os resultados obtidos com implantes angulado (a) e vertical (b).	37

- Figura 18: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante angulado do modelo restringindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos. 38
- Figura 19: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante angulado do modelo permitindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos. 38
- Figura 20: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante vertical do modelo restringindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos. 39
- Figura 21: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante vertical do modelo permitindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos. 39
- Figura 22: Vista superior da deformada e dos níveis de deslocamento em x para o modelo com restrição do deslocamento relativo entre os côndilos (a) e outro permitindo tal deslocamento (b). 42
- Figura 23: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado no modelo mandibular completo. 43
- Figura 24: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado no modelo simplificado. 43
- Figura 25: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo mandibular completo. 44
- Figura 26: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo simplificado. 44
- Figura 27: Níveis de deformação na direção I para modelo completo (a) e modelo simplificado (b). 46
- Figura 28: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado no modelo com cortical óssea. 47
- Figura 29: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado no modelo sem cortical óssea. 47

- Figura 30: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo com cortical óssea. 48
- Figura 31: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo sem cortical óssea. 48
- Figura 32: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado sob carga horizontal. 51
- Figura 33: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical sob carga horizontal. 51
- Figura 34: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga horizontal para modelos com osso cortical contornando o implante. 53
- Figura 35: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga horizontal para modelos assentamento direto sobre cortical e trabecular. 53
- Figura 36: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado sob carga vertical. 54
- Figura 37: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical sob carga vertical. 54
- Figura 38: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga vertical para modelos com osso cortical contornando o implante. 56
- Figura 39: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga vertical para modelos com assentamento direto sobre cortical e trabecular. 56

LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS

nm – nanômetro;

ITI - International Team for Oral Implantology;

mm – milímetro;

MEF – Método dos Elementos Finitos;

Co – cobalto;

Cr – Cromo;

Mo – Molibdênio;

Ti – Titânio;

N – Newton;

ATM – Articulação Temporomandibular;

MPa – Mega Pascal;

E – Módulo de Elasticidade;

CAD – Computer Aided Design;

M – Músculo masseter;

T – Músculo temporal;

PL – Músculo pterigóideo lateral;

PM – Músculo pterigóideo médio;

r_i – Vetor distância;

P_0 – Carga aplicada;

Cos – Cosseno;

σ_1 – Maior tensão principal;

σ_3 - Menor tensão principal.

RESUMO

Neste trabalho avaliou-se o comportamento de duas geometrias de implantes dentais do sistema BIOFORM[®], os implantes vertical e angulado frontal, fabricados pela MAXTRON (Juiz de Fora, MG). Tais implantes foram analisados por meio das tensões determinadas através do Método dos Elementos Finitos, realizando simulações computacionais em modelos geométricos dos implantes inseridos em uma mandíbula edêntula. O modelo geométrico da mandíbula foi obtido através de uma tomografia computadorizada e os modelos geométricos dos implantes foram obtidos por meio de desenhos técnicos fornecidos pelo fabricante. Utilizando as ferramentas de operações *booleanas* no programa ANSYS[®], conseguiu-se obter modelos geométricos para cada um dos implantes com as devidas interseções entre os volumes do osso mandibular e do implante posicionado na região do primeiro molar esquerdo, podendo-se então construir os modelos de elementos finitos. Os implantes foram analisados segundo a variação das condições de restrição de deslocamentos nos côndilos considerados como pontos de apoio, variação do domínio comparando-se o modelo mandibular completo com um modelo considerando apenas uma fatia limitada da região onde o implante foi posicionado, variação do contorno ósseo do implante simulando uma situação de carregamento quando da implantação e outra com o implante já consolidado, avaliação das duas geometrias segundo carregamentos vertical e horizontal. Como em outros estudos, em todas as variações analisadas, os implantes apresentaram concentrações de tensões na região cervical, sendo que, em relação aos níveis de tensão, o implante angulado apresentou tanta eficiência quanto o implante vertical, resultado importante em se tratando de uma geometria pouco difundida.

ABSTRACT

In this work, the mechanical behavior of two alternative designs for dental implants, part of the BIOFORM[®] system and manufactured by MAXTRON (Juiz de Fora, MG), were evaluated. The considered pieces were the vertical and the frontal angled implant. The stress distribution in these implants was analyzed using a finite element model of an edentulous mandible. The geometric model of mandible was obtained from a computerized tomography scan, while geometric models of implants were provided by manufacturer. Using Boolean operation tools available in the ANSYS[®] code, the geometric model for each implant type was obtained through the intersection of bone mandible and implant volumes. The implants were positioned in the left first molar region. The change in the stress distribution was evaluated varying the displacement boundary condition in the condyles. The comparison between models including the complete mandibular and a model considering just the region where the implant was placed was then performed. Another consideration was the effect of including a layer of trabecular bone at the implant osseous contour, simulating the situation after the implant is consolidated. Finally, the evaluation of two geometric designs under vertical and horizontal loading was performed. As in previous works, in all evaluated cases the higher stress concentration occurred in the cervical portion. The angled implant demonstrated to be as efficient as the vertical implant, judging by the stress levels, an important result for a new proposed design.

1. INTRODUÇÃO

A ausência total ou parcial de dentes acarreta vários problemas relacionados à saúde, estética, fonética e estado psicológico dos pacientes.

Na busca do restabelecimento da função oral, dentistas e especialistas desenvolveram técnicas para enfrentar as conseqüências da falta de dentes. Uma destas técnicas é a utilização de implantes osseointegráveis. Esses implantes são utilizados para a substituição da raiz do dente de modo a suportar próteses totais ou parciais, assumindo assim a transferência dos esforços decorrentes da mastigação para a estrutura óssea.

O comportamento mecânico de um implante se difere da raiz de um dente natural principalmente pela existência do ligamento periodontal. Este ligamento, que envolve a raiz do dente, é constituído de uma rede de fibras colagenosas e os espaços entre elas são preenchidos por líquido e vasos, absorvendo os picos de tensões e alterando significativamente a distribuição de tensões na estrutura óssea adjacente.

Nos implantes osseointegráveis, as tensões são transmitidas diretamente para a estrutura óssea, sem o amortecimento proporcionado pelo ligamento periodontal. Diversos trabalhos científicos têm evidenciado a relação entre o nível das tensões desenvolvidas em torno de implantes e a reabsorção óssea na mesma região. Esta reabsorção do tecido ósseo, que ocorre por processo inflamatório ou tensões de compressão, provoca a perda de ancoragem do implante, reduzindo sua durabilidade e comprometendo o seu sucesso.

Trabalhos atuais tratando sobre implantes dentais têm procurado verificar a associação da perda óssea com a concentração de tensões na interface osso/implante devido à transmissão de esforços de mastigação à estrutura óssea pelo implante.

A maneira como são distribuídas estas tensões no osso é de grande importância na funcionalidade e durabilidade do implante. Este comportamento mecânico é diretamente dependente do seu projeto, que inclui fatores como geometria e material utilizado, bem como o número e o comprimento dos implantes.

Diferentes sistemas de implantes têm sido produzidos e pesquisados buscando uma melhor adaptação às características geométricas do osso onde será inserido e também buscando atender às peculiaridades de cada paciente, no que diz respeito à quantidade e qualidade óssea, sem perder a funcionalidade.

2. REVISÃO DA LITERATURA

O estudo dos implantes dentais tem caráter multidisciplinar, pois envolve diversas áreas da ciência. Esta revisão enfoca os principais assuntos de interesse, desde problemas bioquímicos e biológicos, até aspectos físicos e mecânicos. Os tópicos abaixo agrupam assuntos tal como abordados em estudos anteriores.

2.1. INTERFACE OSSO-IMPLANTE

Após a instalação de implantes endósseos, existem três respostas que podem ocorrer nos tecidos do hospedeiro. Primeiro, um processo inflamatório agudo ou crônico, que pode resultar na perda precoce do implante. Segundo, uma encapsulação por tecido conjuntivo fibroso, resultando em falha da ancoragem óssea. Terceiro, a resposta mais positiva, a formação de um tecido ósseo vivo em torno do implante, de forma previsível e duradoura, estabelecendo um contato mecânico que resulta na ancoragem do implante, denominada osseointegração.

A resposta ao material implantado ocorre quase que imediatamente. Proteínas vindas do sangue e dos tecidos do local podem ser adsorvidas (intactas ou fragmentadas) ou permanecer na interação tecido-implante. Esta relação depende das características da superfície do material que lhe dão ou não biocompatibilidade e histofilia (CRUZ *et al.*, 1993). Entre os materiais disponíveis, o Titânio oferece o mais alto índice de biocompatibilidade devido à estabilidade de sua camada de óxido.

Segundo BRUNSKI (1999), existe uma ampla literatura que descreve a oxidação de implantes metálicos. Através de implantes metálicos, biomateriais foram selecionados pela sua estabilidade óxida. Dependendo do método de esterilização, implantes de titânio comercialmente puro têm espessura de óxido de 2 a 6nm antes da implantação. Porém, camadas em implantes retirados de humanos apresentaram camadas de 2 a 3 vezes mais espessas. Além disso, estudos da superfície indicam que a composição química da camada de óxido tem sido alterada pela incorporação de cálcio e fósforo.

Segundo MCQUEEN *et al.* (1982), a presença de cálcio e fósforo na camada de óxido pode ser o indicador de uma real integração entre implante e osso, já que o principal componente do osso – a hidroxiapatita – consiste principalmente de fosfato de cálcio.

Na busca de uma resposta favorável do organismo, vários metais foram pesquisados, entre eles o alumínio, prata, latão, cobre vermelho, ouro, magnésio e aço doce laminado com ouro e níquel, todos apresentando uma certa rejeição do organismo, prejudicando a reparação óssea (CESCHIN, 1984). Atualmente o titânio vem sendo usado com maior segurança e melhor desempenho, por se mostrar como um dos materiais mais biocompatíveis, com alto grau de resistência mecânica e resistência à corrosão e formando um contato íntimo com o osso no processo de osseointegração devido à histofilia (CRUZ *et al*, 1993).

Os princípios da osseointegração apresentados por BRANEMARK *et al*. (1969), reúnem hoje uma série de procedimentos muito importantes no contexto da odontologia.

ALBREKTSSON *et al*. (1981) observaram ao microscópio eletrônico de transmissão o contato direto entre tecido ósseo e implantes de titânio, sugerindo a possibilidade de uma união química.

O desenvolvimento da interface osso-implante é complexo e envolve inúmeros fatores, não somente relacionados ao implante como também ao carregamento, técnica cirúrgica, quantidade e qualidade óssea do paciente.

Como citado anteriormente, os sistemas de implantes osseointegráveis se diferem da dentição natural pela ausência do ligamento periodontal. JUNQUEIRA *et al*. (1995) descreveram este comportamento dos dentes e do periodonto, apontando que as fibras colágenas da membrana periodontal estão orientadas de modo a transformarem as pressões exercidas durante a mastigação em trações. Essa orientação é importante, pois evita que tensões altas de compressão ocorram sobre o tecido ósseo provocando a sua reabsorção.

De acordo com as condições de superfície, cirúrgicas e de carregamento de próteses implanto-suportadas retidas, observava-se a formação de uma camada de tecido conjuntivo fibroso na interface osso-implante, levando alguns pesquisadores a acreditarem na possibilidade desta camada poder funcionar amortecendo as cargas, assim como o ligamento periodontal. Estudos revelaram, no entanto, que esta camada de tecido conjuntivo fibroso apresentava pouca semelhança com o ligamento periodontal e predispunha ao colapso do tecido, muitas vezes levando à perda clínica do implante a curto prazo.

ALBREKTSSON *et al.* (1987) concluíram que a formação de tecido conjuntivo na interface resultava de problemas associados à implantação de um material estranho ao organismo. Se fatores como a biocompatibilidade, condições da superfície e de carregamento e técnicas cirúrgicas forem devidamente controladas, a osseointegração será uma reação fisiológica previsível, mantendo a ancoragem óssea direta por períodos de décadas ou mais.

Estudos morfológicos têm revelado a heterogeneidade da interface osso-implante típica. Um aspecto muito importante é a presença de uma zona interfacial afibrilar. Embora a espessura pareça variar, esta zona se forma independente do tipo de biomaterial, como consta em trabalho publicado por BRUNSKI (1999). Muitos avanços têm ocorrido nos estudos da interface osso-implante e conseqüente desenvolvimento de métodos para controlar os eventos envolvidos nesta operação.

2.2. SISTEMAS DE IMPLANTES

Na tentativa de superar o aspecto biomecânico da ausência do ligamento periodontal, alternativas tais como: implantes com dispositivo interno buscando a compensação das tensões, novos materiais agregados à superfície e cultura de células do ligamento periodontal; foram os principais desenvolvimentos na busca da longevidade e funcionalidade dos implantes.

O sistema de implantes IMZ introduziu, em 1978, um dispositivo dentro do próprio implante para compensar as tensões, na tentativa de imitar o ligamento periodontal. Ele consistia de uma porção interna de um material altamente resiliente que era periodicamente substituído (KIRSCH & MENTAG *et al.* 1986). HOLMES *et al.* (1992) demonstraram que este recurso adotado pelo sistema IMZ não melhorava o padrão de distribuição das cargas.

PAPAVASILIOU *et al.* (1996) avaliaram o desempenho do sistema implante/elemento intramóvel de material resiliente (Delrin), relatando uma redução nas tensões quando comparado com o grupo controle, sem o elemento intramóvel.

ABU-HAMMAD *et al.* (2000) avaliaram o efeito de uma camada de material resiliente em torno do colo do implante na distribuição de tensões. Cinco modelos de implantes ocos (tipo ITI – Hollow Cylinder) foram analisados. O primeiro modelo foi construído totalmente de titânio e nos outros foi acrescentado um colar de hidroxiapatita –

polietileno reforçado, um compósito com habilidade de se osseointegrar. A análise numérica destes modelos mostrou uma redução de tensões somente em um modelo que apresentava um corte de 0,25mm de espessura. Os autores concluíram que não havia vantagens clínicas, visto que, após uma pequena perda óssea no colo, o implante se comportou como os outros modelos analisados.

BUSER *et al.* (1990) realizaram estudos experimentais em macacos, com o objetivo de avaliar a formação de ligamento periodontal ao redor de implantes de titânio. Implantes foram instalados no maxilar de 5 macacos, onde porções do ápice da raiz de dentes previamente removidos ficaram retidas. Depois de 12 meses sem carregamento funcional, os implantes foram removidos e analisados, destacando a presença de um ligamento em regiões do implante próximas à raiz retida. Este ligamento apresentava as características do ligamento periodontal comum. Porém, devido à sua localização, conclui-se que as células progenitoras do ligamento formado seriam provenientes do ligamento da raiz remanescente e não do osso alveolar. Não se sabe, todavia, qual seu comportamento sob a ação de carregamentos.

Enquanto alternativas não são comprovadas, o estudo de implantes osseointegráveis se prende à busca da melhor geometria para a distribuição das tensões no osso adjacente. Conforme CESCHIN *et al.* (1984) ressaltaram, a grande concentração de tensão na crista óssea provoca a perda óssea nesta região facilitando a atuação de microorganismos. Uma das maneiras de se evitar a perda óssea no osso marginal seria idealizar uma geometria de implante tal que as tensões geradas pelo carregamento oclusal fossem distribuídas pelo corpo do implante.

Desde o aparecimento da implantologia, várias geometrias têm sido propostas (CHERCHÈVE, 1977; BABBUSH, 1980; CESCHIN, 1984), buscando um melhor desempenho, considerando os inúmeros fatores que compõem a complexa relação organismo – implante – prótese – função. Mesmo após o aparecimento do conceito de osseointegração (BRANEMARK *et al.*, 1969; 1977), uma grande variedade de morfologias foram apresentadas na literatura. Dentro do próprio sistema original da osseointegração, o de Branemark, têm surgido modificações substanciais no projeto, buscando o aperfeiçoamento da geometria. É difícil, em um projeto de implantes dentais, atingir-se todos os pontos relevantes e necessários ao bom desempenho, englobando todas as condições básicas do complexo citado: organismo – disponibilidade óssea em altura, em largura, em qualidade; biomecânica – posição do implante, distância interoclusal, distribuição das tensões; prótese – sua base de assentamento, resistência dos componentes, dimensões, etc. (SYKARAS *et al.*,

2000). Por estas razões, ALBREKTSSON *et al.* (1986) afirmaram que “o implante ideal tem sido freqüentemente descrito, mas nunca encontrado”.

BRUNSKI (1988) afirmou não haver ainda soluções completas para os problemas de projetos dos implantes. Assim, apesar dos avanços já obtidos, continua a procura por um sistema que seja integralmente bem sucedido em termos de aplicabilidade, funcionalidade e longevidade. Vários fatores devem compor o projeto, como a biocompatibilidade do material, a geometria do implante, as condições de superfície, as técnicas cirúrgicas, as condições de carregamento e a resposta fisiológica do organismo. Entre eles, a biomecânica apresenta-se como um dos fatores determinantes no desempenho e na resposta biológica dos tecidos (BORCHERS & REICHART, 1983; RIEGER *et al.*, 1990; VAN ZYL *et al.*, 1995; PAPAVALIIOU *et al.*, 1996).

O Sistema BRANEMARK tem sido tomado como padrão de referência nos trabalhos de pesquisa, e os resultados científicos deste e de outros sistemas com diferentes projetos atingem hoje índices satisfatórios e seguros de sucesso a curto e em longo prazo.

Baseado nestes conhecimentos adquiridos ao longo dos últimos anos, desde a publicação de ADELL *et al.* (1981), foi desenvolvido, a partir de 1989, o sistema de implantes Bioform[®] (CRUZ *et al.*, 1993; CRUZ & REIS, 1998), cujas características básicas permitem um alto índice de aplicabilidade (CRUZ *et al.*, 2001) e um bom desempenho em relação à prótese. O sistema possui diferentes geometrias de implantes, cuja característica básica é a cuneiformidade, e nas quais o traçado segue os princípios biológicos, baseados em contornos suaves.

Na intenção de se aproveitar a estrutura óssea e criar condições protéticas mais favoráveis, tentativas têm sido feitas, com relação à inclinação e angulação dos componentes cirúrgicos e protéticos, ou seja, dos implantes e dos pilares protéticos.

KREKMANOV *et al.* (2000) instalaram implantes no osso palatino, inclinando os implantes em relação ao plano oclusal para fazerem o desvio das estruturas anatômicas, aumentar as chances protéticas e buscar áreas de ancoragem. Estas inclinações aumentaram a aplicabilidade dos implantes e obtiveram índices de sucesso tão bons quanto os implantes não inclinados. Relataram 100% de sucesso em mandíbulas, e 90,2% em maxila, após 5 anos, para implantes inclinados.

Estes implantes requerem angulações compensatórias nos pilares protéticos que podem variar até 45°. CLELLAND *et al.* (1993) descreveram que havia um aumento de

tensões à medida que se aumentava o ângulo dos pilares protéticos de 0° a 20°, mas que os valores ainda permaneciam dentro do limite fisiológico do osso.

CELLETTI *et al.* (1995) em um estudo em macacos não encontrou diferenças nos tecidos adjacentes aos implantes submetidos a carga com pilares protéticos angulados ou retos.

Com relação à ação sobre o comportamento dinâmico das próteses, DIXON *et al.* (1995), não encontraram evidências de maior índice de soltura das próteses nos pilares protéticos angulados do que nos não angulados.

EGER *et al.* (2000) afirmaram que apesar do volume de trabalhos ainda serem pequenos neste aspecto, nenhum apontou contra-indicações do uso de pilares protéticos angulados. Eles compararam pilares protéticos angulados de 15°, 25° e 35° graus com os não angulados e não encontraram diferença significativa nas avaliações clínicas que incluíam, profundidade do sulco gengival, inserção gengival e mobilidade.

Implantes angulados foram também desenvolvidos (CRUZ & REIS, 1990) facilitando se atingir os objetivos estéticos e funcionais e mais do que isso possibilitando a própria utilização dos implantes, isto é, aumentando a sua aplicabilidade. É muito mais lógico modificar-se o design do implante para se adaptar ao osso do que do osso para se adaptar ao implante (CRUZ & REIS, 1990).

BRUGGENKATE *et al.* (1992) referem-se às indicações dos implantes angulados para possibilitar a estética na região anterior da maxila e desviar do nervo alveolar inferior na mandíbula.

Em várias situações como na região anterior e posterior da mandíbula, e anterior de maxila, devido à anatomia e a direção das cargas oclusais os implantes angulados podem levar ao direcionamento mais favorável das cargas (CRUZ & REIS, 1990).

Os implantes angulados frontais e laterais possibilitam atingir-se estes pontos descritos pelos autores e aumentar os índices de aplicabilidade dos implantes tardios (CRUZ & REIS, 1990).

2.3. AVALIAÇÃO CLÍNICA DOS IMPLANTES

Desde do surgimento da implantologia, a avaliação da eficiência de um sistema de implante é efetuada através de acompanhamento clínico.

Um dos sistemas mais utilizado clinicamente é o sistema Branemark, tendo sido divulgados vários trabalhos de pesquisa na literatura, avaliando a eficiência desse sistema. BRANEMARK *et al.* (1977) registraram um índice de 100% de estabilidade em próteses fixas implanto-suportadas para o maxilar inferior e 94% para o maxilar superior em um estudo realizado em 10 anos.

Um estudo de 15 anos foi desenvolvido por ADELL *et al.* (1981), onde 2768 implantes inseridos em 371 pacientes foram avaliados. O processo de reabsorção óssea de grande parte destes pacientes já atingia um grau avançado, podendo comprometer a ancoragem dos implantes, uma vez que esta maioria tinha um longo período de edentulismo compensado pelo uso de dentaduras. No primeiro ano após a conexão da ponte, período em que os implantes entram em função e o processo de remodelagem óssea e osseointegração estava em desenvolvimento, foi registrada uma média de perda óssea de 1,2mm, decrescendo nos períodos seguintes. Para o maxilar inferior foi registrado um índice de sucesso de 91% de pontes fixas que permaneceram estáveis no período de 5 a 9 anos. Para o maxilar superior o índice registrado foi de 81%. Os autores concluíram que o tratamento com pontes fixas suportadas por implantes osseointegrados implica não apenas em reabilitação oral mas também propicia um impacto positivo na situação psicossocial do paciente.

ADELL (1983) afirma que os implantes correm maior risco de insucesso no primeiro ano, devido à adaptação às cargas funcionais. A resistência do osso aumenta quando ele é solicitado pelas forças funcionais e reage a elas, de modo que o carregamento gradativo dos implantes é favorável, pois permite adaptação e remodelagem óssea fisiológica. Um dos fatores de falha é o carregamento além da carga ótima para o osso naquele momento, degradando a estrutura.

Considerando os conceitos de osseointegração estabelecidos por ADELL *et al.* (1981), ALBREKTSSON *et al.* (1986) propuseram novos critérios a ser atendidos buscando o sucesso dos implantes:

- Apresentar-se imóvel quando testado clinicamente;
- Valorização das interfaces nos exames radiológicos;
- A perda óssea vertical deve ser menor que 0,2mm anuais a partir do primeiro ano de serviço;
- Apresentar ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes;

- Dentro do contexto acima, apresentar um índice mínimo de sucesso de 85% em cinco anos e 80% em 10 anos.

Posteriormente, ADELL *et al.* (1990), divulgaram resultados de um estudo de acompanhamento de 15 anos de 700 pacientes totalmente edêntulos, tratados com 4636 implantes osseointegrados do sistema Branemark. Os resultados indicaram melhores índices para o maxilar inferior que para o superior. Segundo os autores, o índice de estabilidade de próteses no maxilar superior alcançou 95% dos casos analisados entre 5 e 10 anos do período de acompanhamento e 92% em 15 anos. O índice para o maxilar inferior foi de 99% em todos os intervalos de tempo.

Como enfatizado por PYLANT *et al.* (1992), o fato de o maxilar inferior indicar maiores sucessos em relação ao superior estaria associado ao menor volume ósseo do maxilar superior e também quanto à qualidade do osso.

Em uma série de 41 implantes do sistema Branemark inseridos em 10 pacientes parcialmente edêntulos, onde as próteses foram conectadas a implantes e dentes, ERICSSON *et al.* (1986) divulgaram resultados de um período de avaliação que variou de 6 a 30 meses. Nenhuma perda óssea foi observada em torno dos dentes. Em dois pacientes foi observada a perda óssea em três implantes, chegando a 3,00mm em um deles.

Para medir a perda óssea nos lados mesial e distal na crista óssea, JUNG *et al.* (1996) avaliaram um total de 62 pacientes parcialmente edêntulos. O osso alveolar ao redor dos implantes foi observado através de radiografias intra-orais padronizadas a cada 3 meses durante os primeiros 12 meses de função dos implantes, constatando uma rápida perda óssea na região cervical de todos os implantes nos 3 primeiros meses, progredindo mais lentamente ao longo do corpo do implante nos períodos restantes. Correlações foram estabelecidas entre a quantidade de perda óssea e o comprimento do pescoço dos implantes. Os implantes do sistema Steri-Oss, que possuíam pescoços mais longos, mostraram valores superiores de reabsorção estatisticamente significativos em relação aos demais sistemas avaliados.

HENCH & WILSON (1996) avaliaram um total de 25 artigos científicos, contendo estudos e pesquisas sobre os sistemas de implantes endósseos mais populares. Os implantes estudados foram Branemark, IMZ, Core Vent, WD – Wide Diameter, IN – Calcitek Integral e Steri-Oss. Concluiu-se que todos os estudos divulgaram índices satisfatórios de sucesso para seus respectivos sistemas de implantes embora alguns fossem menos confiáveis que outros. Muitos estudos falharam por não documentar informações importantes como a

distribuição de idade dos pacientes acompanhados, o sexo, o estado de saúde dos pacientes e o tipo ósseo em que o implante foi inserido. Em alguns casos os pacientes acompanhados não representavam uma amostra estatística adequada da população. Enfim, os critérios para avaliar o sucesso e a falha dos implantes diferiam entre os estudos.

2.4. MODELOS FÍSICOS E NUMÉRICOS

Um dos fatores de grande importância para a remodelagem óssea, osseointegração e longevidade dos sistemas de implantes é o sistema biomecânico do meio onde o implante está inserido. Forças de grande intensidade são produzidas nas atividades normais da vida cotidiana e principalmente durante o processo de mastigação. Os efeitos decorrentes da atuação destas forças são de grande importância na odontologia: a quantificação das tensões na estrutura óssea e no implante, determinação das forças de reação que atuam nas articulações e sua evolução durante os movimentos próprios da mandíbula, etc. Existe, portanto, um vasto campo de pesquisa referente ao processo de atuação de forças e suas conseqüências sobre a estrutura osso-implante.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tem sido uma excelente ferramenta capaz de estudar este comportamento e fornecer dados que ajudem a conhecer e a melhorar o projeto dos implantes. Em trabalhos publicados nesta linha de pesquisa, observa-se várias diferenças entre os modelos estudados através do MEF em simulações computacionais, tais como: dimensão, geometria, propriedades mecânicas, cargas e condições de contorno.

WEINSTEIN *et al.* (1976) ressaltaram que, embora uma grande variedade de geometrias de implantes fosse proposta e clinicamente testada, somente algumas provaram ser efetivas. Poucas aplicações de análise numérica haviam sido efetuadas até aquela data para avaliação de implantes odontológicos, embora já se percebesse o potencial do MEF para analisar geometrias de implantes sem os riscos e gastos associados com os testes clínicos.

Com o objetivo de determinar se um modelo bidimensional poderia ser eficiente quando comparado a um modelo experimental, WEINSTEIN *et al.* (1976) efetuaram uma análise de tensões em estado plano de um implante de liga Co-Cr-Mo, assumindo-se inicialmente uma superfície do implante totalmente osseointegrada e posteriormente uma interface de interdigitação óssea onde a porosidade foi considerada através de um módulo de elasticidade específico devido à limitação da implementação da malha de elementos finitos em um meio poroso. Este módulo foi determinado em função das propriedades físicas do osso

cortical e das propriedades geométricas do revestimento poroso. Todos os materiais foram considerados linearmente elásticos e isotrópicos. Para validar os resultados obtidos pela análise numérica, dados experimentais foram obtidos, através de corte de um maxilar superior canino contendo um implante inserido há seis meses, do mesmo tipo do implante analisado numericamente. Este implante foi posteriormente submetido a carregamentos em uma máquina de testes mecânicos. A comparação dos resultados revelou que a interface continuamente aderida não correspondia à realidade. Este modelo, devido à superestimativa da rigidez, apresentou índices carga-deslocamento menores em relação aos dados experimentais. Melhores resultados foram obtidos para a interface de interdigitação óssea, onde a resposta de deslocamento do implante apresentava boa aproximação em relação aos valores obtidos experimentalmente, além de apresentar uma distribuição de tensões mais uniforme. Este estudo mostrou que o tipo de interface influi significativamente nos resultados devendo ser cuidadosamente avaliada para que o modelo analisado numericamente forneça resultados mais próximos do modelo real.

COOK *et al.* (1982) pesquisaram as propriedades mecânicas da interface osso-implante poroso. Com o objetivo de proporcionar maior estabilidade para os implantes, uma camada de revestimento poroso de material biocompatível é aplicada, onde o crescimento ósseo entre as irregularidades da microestrutura da superfície auxilia o sistema de ancoragem. Para desenvolver um modelo para a interface assumiu-se que, após o crescimento ósseo na região porosa do implante, o osso interfacial poderia ser aproximado por pequenas vigas em balanço. A geometria destas vigas foi definida em função dos espaços resultantes do acondicionamento das partículas esféricas usadas para fabricar o material poroso. Todas as dimensões foram medidas ou determinadas em laboratório. Para cada viga em balanço foram assumidas as propriedades do osso cortical e o carregamento total foi dividido pelo número de vigas em toda a extensão da interface. Estudando-se a deflexão máxima sofrida por cada viga com base na deflexão devido ao cisalhamento e à flexão, um módulo de elasticidade interfacial foi calculado. O processamento de elementos finitos foi efetuado utilizando-se inicialmente este módulo. Posteriormente admitiu-se que o crescimento ósseo não ocorre em toda a extensão da região porosa, novos cálculos foram efetuados variando-se o número de vigas. Este procedimento determinou o módulo de elasticidade interfacial para o crescimento ósseo correspondente a 57,6%, 52,7% e 22,7%. Novos processamentos foram efetuados com os três módulos e os valores de deslocamentos no topo do implante foram comparados com os

valores medidos experimentalmente. O melhor resultado foi o correspondente a 22,7% de crescimento ósseo.

BORCHERS & REICHART (1983), através de um modelo tridimensional, analisaram um implante cerâmico de óxido de alumínio posicionado na região molar da mandíbula. Foram simulados quatro estágios de desenvolvimento da interface osso-implante, variando as propriedades do material e da interface. A primeira situação considerou um estágio imediatamente após a inserção do implante quando este está totalmente circundado por osso esponjoso. A segunda situação considerou a formação de uma lâmina de osso cortical ao redor do implante (presente em 50% dos casos de implantação bem sucedida – BINKMANN, 1980). A próxima simulação considerou a proliferação de tecido de conexão na interface entre osso esponjoso e implante (responsável pelo aumento da mobilidade do implante e sua subsequente perda). Finalmente, a consideração da formação da camada de osso cortical na interface além da camada interfacial de tecido de conexão. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Não foi permitido o deslocamento relativo entre o implante e o tecido adjacente. Considerando casos de carregamento axial e lateral, os valores de tensões principais máximas e mínimas foram analisados. Os autores concluíram que a concentração de tensões na crista óssea poderia ser causa da reabsorção óssea observada em análises clínicas de implantes em função. Os resultados mostraram que maiores tensões ocorreram na simulação do carregamento imediato após a inserção do implante, comprovando a importância do tempo de regeneração dos tecidos. Os autores ressaltaram também a importância do controle do carregamento em tempo hábil para induzir a remodelagem óssea, garantindo assim, um sistema de ancoragem funcional. A consideração da camada cortical apresentou um efeito benéfico, reduzindo a magnitude das tensões e distribuindo-as mais uniformemente.

TAKUMA *et al.* (1988) efetuaram um estudo analisando três diferentes tipos de geometrias de implantes. Um modelo tridimensional foi obtido para cada um dos implantes, sendo eles um implante de lâmina de alumínio (*δwOs, Kyocera Co.*), um implante cilíndrico de hidroxiapatita (fabricado por *Kuraray Co.*), um implante cilíndrico de titânio (*F type, Straumann Institute*). Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Foram construídos dois modelos para cada implante, um com tecido de conexão e outro considerando o contato direto osso-implante. Os resultados mostraram que a camada de tecido de conexão causa uma distribuição de tensões uniforme. Os autores associaram a concentração de tensão no estudo numérico para todos os implantes sem tecido

de conexão à reabsorção óssea observada nos estudos clínicos para os implantes de hidroxiapatita e titânio, apresentando a reabsorção óssea como consequência direta da concentração de tensões na crista óssea.

RIEGER *et al.* (1989), com o objetivo de comparar a distribuição de tensões em três geometrias diferentes de implantes, realizaram uma análise axissimétrica do implante cilíndrico Kyocera (*Bioceram Type 4SIL, Kyocera International, San Diego, Calif.*), do implante cônico Battelle (*Battelle Experimental, Battelle Memorial Institute, Columbus, Ohio*) e do implante cônico Miter (*Titanodont, Miter Incorporated, Columbus, Ohio*). O modelo geométrico consistia de implante e osso cortical e cada geometria foi testada usando 10 materiais diferentes: policarbonato (plástico), nylon/acrílico, um material experimental, dentina, alumínio, titânio, aço, cerâmica, safira (S & S) e safira (Toshiba). Foram considerados: interface osso-implante totalmente osseointegrada, comportamento elástico-linear, homogêneo e isotrópico. Sob um carregamento aplicado axialmente no topo do implante, o padrão de distribuição das tensões revelou que, para as três geometrias, ocorreu uma concentração de tensões na crista óssea na utilização de materiais menos rígidos e concentração de tensões no ápice para os materiais mais rígidos. Os autores concluíram que, apesar da rigidez do material ser um fator importante, a geometria do implante parece ser um fator determinante numa distribuição de tensões apropriada.

CLELLAND *et al.* (1991) publicaram um trabalho onde uma simulação numérica foi utilizada para determinar a distribuição de tensões no interior do implante Screw-Vent e no tecido ósseo adjacente. O modelo geométrico consistia de um parafuso cilíndrico de titânio inserido em um bloco engastado nas suas extremidades mesial e distal, simulando a estrutura óssea de uma fatia de mandíbula, considerando apenas o osso cortical. Considerando propriedades elásticas, homogêneas e isotrópicas para os materiais, cargas de 22N na direção vertical e 13N na horizontal, foram aplicadas no topo do implante em casos de combinação e separadas. Os autores concluíram que o implante seria capaz de resistir a carregamentos superiores aos utilizados, além de observar a concentração de tensões na crista óssea, podendo induzir à reabsorção patológica nesta região.

TORTAMANO NETO (1992), estudou a distribuição das tensões em implantes inseridos em uma mandíbula, variando a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada, utilizando um modelo tridimensional. Um implante do sistema Branemark foi inserido em um bloco considerando duas configurações diferentes: a primeira com maior espessura de osso cortical, de modo que o implante ficasse apoiado sobre a parte inferior do

osso cortical e a segunda apresentava a camada externa de osso cortical mais fina, de modo que o implante não tocasse a sua porção inferior. Os resultados mostraram que as cargas oclusais transmitidas pelo implante ao osso ocorrem de forma não uniforme ao longo da superfície da peça. Em todas as situações analisadas, o osso cortical que envolvia o pescoço do implante apresentou maior concentração de tensões. Quando o implante estava apoiado sobre o osso cortical, observou-se uma diminuição no valor das tensões máximas em torno do pescoço do implante. Sob carregamento oblíquo, verificou-se um aumento do valor das tensões para as duas situações analisadas.

MURPHY *et al.* (1995) avaliaram a distribuição de tensões em um implante do sistema Branemark para várias situações de carregamento. A geometria do modelo constituía-se do implante e osso trabecular, considerando também uma camada de 1mm de osso cortical no topo, no ápice e na interface do implante. Considerou-se osseointegração total, homegeneidade, isotropia e linearidade elástica dos materiais para simplificar o modelo. Os carregamentos variaram de 10N a 120N na direção axial do implante e numa extensão fora do eixo. As tensões se localizaram na região marginal da crista óssea em todas as situações de carregamento. Na estrutura óssea composta apenas pelo osso esponjoso observou-se tensões mais baixas em relação à inclusão da camada de cortical na crista óssea. Os autores alegam que isto ocorreu devido à compressibilidade do osso esponjoso que absorvia a energia e dissipava as tensões. A inclusão da camada de cortical no ápice e depois também na interface não apresentou diferenças significativas em relação à presença da camada apenas na crista óssea.

VAN ZYL *et al.* (1995) analisaram implantes de titânio de 13mm e 3,75mm de diâmetro, através de um modelo tridimensional de uma mandíbula. Seis implantes foram inseridos e conectados a uma prótese com uma extensão em balanço. Foram considerados balanços de 7mm, 15mm e 25mm. Considerou-se osseointegração total, homegeneidade, isotropia e linearidade elástica dos materiais. O modelo tridimensional obtido pela análise biostereométrica (Reflex Measurement, Somerset, Inglaterra) da mandíbula de um homem de 68 anos, consistia de 4000 elementos hexaédricos e 5200 nós. Os deslocamentos dos nós nas regiões de atuação dos principais músculos envolvidos na mastigação foram restringidos e um carregamento estático na direção vertical foi aplicado na extremidade do balanço dos três casos analisados. Ocorreram concentrações de tensões na região marginal do tecido ósseo para todas as situações. Os valores mais baixos foram registrados para o balanço de 15mm. Os

implantes da extremidade próxima ao ponto de carregamento absorveram a maior parte das tensões.

CANAY *et al.* (1996) analisou a distribuição de tensões em implantes do sistema Bonelit ITI. Através de modelos bidimensionais, foram considerados dois tipos de implantes: um vertical e outro com inclinação de 23°. O modelo bidimensional foi construído considerando o osso cortical de uma mandíbula na região do primeiro molar e foi dividido em 311 elementos triangulares conectados por 295 nós. Adotou-se osseointegração total e cargas de 100N na direção vertical e 50N na direção horizontal foram aplicadas no topo dos implantes. Os resultados apresentaram tensões de compressão na região cervical do implante inclinado cinco vezes maiores que no implante vertical sob carregamento vertical. Para o carregamento horizontal não se verificou diferença significativa. Assim pode-se concluir que a posição vertical para o implante é mais favorável, desde que seja anatomicamente viável.

SODRÉ (1999) analisou a perda óssea na região cervical e a variação das propriedades do osso para dois tipos de implantes: Branemark e LK. Em análise axisimétrica utilizou modelos bidimensionais, considerando materiais homogêneos e isotrópicos e aplicando uma carga estática. Chegou a conclusão que a geometria do implante tem grande influência na distribuição das tensões, sendo que o implante LK apresentou melhor desempenho no aspecto biomecânico. A formação da camada de osso cortical na região da interface aumentou a magnitude das tensões na estrutura óssea. A perda do suporte ósseo agravou a concentração de tensões na crista óssea, justificando a reabsorção progressiva.

IPLIKÇIOGLU *et al.* (2002) estudaram os efeitos da variação do diâmetro e comprimento de três implantes do sistema ITI com um modelo tridimensional representando os implantes unidos por uma prótese, inseridos em uma mandíbula edêntula na parte posterior. Em casos de carregamentos separados, foram aplicadas cargas de 400N em direção oblíqua, 200N na direção vertical e 57N na direção horizontal. O modelo tridimensional composto de 16027 elementos hexaédricos conectados por 20092 nós teve o osso trabecular contornado pela camada cortical de espessura variando de 1 a 1,5mm. As regiões de atuação dos músculos envolvidos na mastigação foram restringidas para promover a rotação em torno dos côndilos. Através da análise das tensões na região cervical da interface, os autores observaram que a mudança de comprimento não interferiu significativamente nos resultados. Para um implante de 4,1mm de diâmetro e 10mm de comprimento foi obtido o melhor comportamento de distribuição de tensões na crista óssea (região cervical).

BARRA *et al.* (2000) apresentaram uma análise tridimensional de tensões em torno de um implante vertical do sistema Bioform[®] inserido na região do primeiro pré-molar esquerdo de um modelo geométrico tridimensional de uma mandíbula obtido através de uma tomografia computadorizada. O modelo foi dividido em 85800 elementos tetraédricos quadráticos, sendo que cerca de 78% dos elementos se localizam na região onde o implante está inserido. Utilizando a ação da musculatura envolvida na mastigação e os apoios condilares, aplicou-se uma carga de 100N, concentrada no centro do topo do pilar protético, na direção axial do implante considerando o equilíbrio de momento em torno do eixo que liga os dois pontos de apoio considerados nos côndilos. Realizou-se a análise considerando materiais homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os resultados apresentados proveram à empresa MAXTRON, fabricante dos implantes Bioform[®], conhecimento sobre o funcionamento biomecânico desses implantes.

CRUZ (2001) avaliou o comportamento da geometria de um implante cuneiforme Bioform[®] 413, utilizando o mesmo modelo desenvolvido por BARRA *et al.* (2000), verificou que, como em outros estudos, os resultados apresentaram concentrações de tensões na região do colo do implante, mas com valores bem próximos às encontradas na região em que foram aplicadas as cargas musculares.

BARRA *et al.* (2002), a fim de verificar a influência de alguns parâmetros, realizaram diversas análises com o modelo utilizado por CRUZ (2001). A primeira característica examinada foi a influência da modelagem da mandíbula, considerando apenas uma fatia entre as seções distando 12mm mesial e distalmente em relação à seção onde o implante foi inserido, considerando as seções extremas engastadas. O segundo parâmetro analisado foi a influência das condições de contorno. No modelo tomado como referência, não se impôs nenhuma restrição de deslocamento relativo dos côndilos na direção do eixo que os une. Esta situação foi comparada com outra na qual este deslocamento foi impedido. A terceira característica variada foi a cota de assentamento do implante, embora não se tenha encontrado discussão em relação a este parâmetro na literatura. Adotou-se um modelo no qual o implante se encontra deslocado de 1mm para baixo na direção axial do implante em relação à posição do modelo referencial. As variações de domínio e restrições nos apoios apresentaram resultados de mesma ordem de grandeza, mas com variações pontuais relevantes em relação ao modelo de referência, indicando que a representação adequada da articulação temporomandibular (ATM) é fator importante para a precisão dos resultados na vizinhança dos implantes. O último parâmetro analisado, a cota de assentamento do implante,

foi o que deu origem às maiores variações nas tensões obtidas, o que mostra sua importância, embora não se tenha percebido na literatura preocupação específica em relação a este aspecto.

2.5. PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

2.5.1. O osso

O osso é um material heterogêneo e anisotrópico, formado por materiais orgânicos, inorgânicos e água. A parte orgânica é em sua maioria colágeno, responsável pela elasticidade do osso, e a parte inorgânica é formada por cristais de cálcio e fósforo, que ditam a rigidez e dureza do osso (COSTANTI, 1994).

A estrutura maxilar é composta por osso trabecular (esponjoso ou medular) revestido por uma camada de osso mais compacto (osso cortical). O osso trabecular é menos denso devido à presença de trabéculas, sendo mais poroso. O osso cortical é um tecido mais mineralizado e, portanto, mais denso e rígido em relação ao esponjoso.

O volume e a qualidade do osso maxilar varia de indivíduo para indivíduo. Alguns pacientes podem apresentar uma estrutura maxilar composta por uma camada de osso cortical mais espessa que outros. Os dados relativos a estes fatores são obtidos através de avaliações radiográficas.

Segundo LLOMBART & LLOMBART (1996), as ferramentas da engenharia utilizadas para análise de problemas odontológicos não devem ser aplicadas sem antes considerar aspectos como no que diz respeito às diferenças existentes entre as características dos materiais. No caso do osso, existe um questionamento em relação ao módulo de elasticidade, devido à diferença entre ossos de seres vivos e cadáveres. Foram executados ensaios de laboratório para determinar os diagramas de tensão x deformação do tecido ósseo, porém, o módulo de elasticidade obtido não representa a realidade, pois, após a morte, o tecido ósseo apresenta comportamento elástico, o que não ocorre durante o estágio de vida. Além disso, o osso apresenta fatores que são peculiaridades de cada indivíduo, fatores estes que variam com a temperatura, idade, sexo, etc.

O osso, como tecido vivo, está em constante remodelamento de sua estrutura. Quando as tensões ultrapassam seu limite fisiológico, ocorre reabsorção óssea, no caso de compressão e, regeneração óssea, no caso de tração. Um exemplo de remodelagem é o

princípio da movimentação ortodôntica. As pressões no ligamento periodontal dão origem ao movimento do dente através da reabsorção e reposição óssea (MOURA, 1983).

Nas estruturas de engenharia deve-se considerar o fenômeno da fluência, estudando-se a evolução da deformação do material submetido à carga permanente. Em odontologia cabem as mesmas considerações, sendo que podemos distinguir duas classes de fluência: uma puramente física, onde ocorre a evolução de deformações provenientes de carga permanente e outra biológica, surgindo como conseqüência da reação do organismo às tensões anômalas (SODRÉ, 1999).

Esta fluência biológica é difícil de se prever e quantificar, além da anisotropia óssea não ser uma lei facilmente analisável, pois cada ponto apresenta direções de anisotropia distintas. Isto dificulta a obtenção de modelos constitutivos adequados para análises através do MEF. Para se aplicar metodologia semelhante à engenharia com mais segurança, pode-se considerar que o fenômeno da fluência biológica não assumiria grandes proporções para cargas de curta duração. Observando-se que as forças mastigatórias constituem um sistema dinâmico, com períodos de curta duração, pode-se admitir com boa aproximação que a estrutura óssea se comporta razoavelmente bem dentro dos domínios elásticos (LLOMBART & LLOMBART, 1996).

Apesar dos erros e imprecisões introduzidas na análise, e ainda levando em conta o caráter aproximado do MEF, os estudos já desenvolvidos revelam que a metodologia é adequada para análise de estruturas biológicas, sendo que os resultados devem ser tratados com prudência e comparados com conclusões de estudos clínicos.

Tabela 1: Propriedades mecânicas do osso.

Referências	Osso	Modulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
SIEGELE et al. (1989)	Cortical	20000	0,3
	Trabecular	2000	
INOUE et al. (1996)	Cortical	10000	0,3
	Trabecular	100	
CANAY et al. (1996)	Cortical	19730	0,3
	Trabecular	-----	
IPLIKÇIOGLU et al. (2002), VAN ZYL et al. (1995), SODRÉ (1999)	Cortical	13700	0,3
	Trabecular	1370	

Em função da dificuldade de se obter modelos matemáticos mais precisos, muitos autores se apoiaram na consideração de aproximações por modelos homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. A Tabela 1 mostra alguns valores utilizados em análises numéricas realizadas por alguns autores.

2.5.2. O Titânio

O titânio e algumas de suas ligas são muito utilizados como material para implantes odontológicos e ortopédicos devido ao alto grau de biocompatibilidade, resistência mecânica e resistência à corrosão, além de ser um material leve. Entre as ligas de interesse em odontologia, a mais usada para implantes é a que contém 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V).

Como observaram PARR *et al.* (1985), diferença de rigidez entre dois materiais gera altos gradientes de tensões na região de interface entre os dois materiais. Embora as ligas sejam mais rígidas que o osso, seu módulo de elasticidade está mais próximo do módulo do osso que qualquer outro material, sendo a única exceção o titânio puro ($E = 103416\text{MPa}$).

A Tabela 2 mostra valores adotados por alguns autores para o Titânio comercialmente puro, mais utilizado atualmente.

Tabela 2: Propriedades mecânicas do titânio.

Referências	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
VAN ZYL <i>et al.</i> (1995), CLELLAND <i>et al.</i> (1991)	103400	0,33
CRUZ (2001), SODRÉ (1999)	110000	0,33
CANAY <i>et al.</i> (1996)	113800	0,35
IPLIKÇIOGLU <i>et al.</i> (2002)	110000	0,35
EKICI (2002)	117000	0,30

3. OBJETIVOS

Este estudo teve como objetivo avaliar o comportamento mecânico dos implantes dentais do sistema Bioform[®], produzidos pela Maxtron – Juiz de Fora, Minas Gerais, analisando a distribuição de tensões nos implantes verticais e angulados frontais através do Método dos Elementos Finitos em simulações computacionais. Visou comprovar características que eventualmente se constituam em vantagens em relação a outras soluções clínicas e fornecer dados que validem o produto e permitam estudar alternativas de projeto do mesmo.

O sistema de implantes Bioform[®] possui diferentes geometrias de implantes, cuja característica básica é cuneiformidade que, segundo o fabricante, se baseia em princípios biológicos, com contornos suaves, se assemelhando à morfologia básica das raízes dos dentes.

Os implantes escolhidos para este estudo foram os verticais e os angulados frontais. Tais implantes não possuem axissimetria geométrica como a maioria dos sistemas de implantes encontrados no mercado, não possibilitando a simplificação dimensional, tais como análise bidimensional. Optou-se por analisá-los em domínio que se aproxima da realidade a que estão sujeitos.

A proposta foi analisar modelos tridimensionais de elementos finitos que simulassem a atuação de cargas estáticas sobre os implantes inseridos em uma mandíbula, considerando a atuação das forças musculares envolvidas na mastigação e oclusão, além das restrições envolvidas em suas articulações.

Os implantes foram analisados separadamente a fim de se obter comparações entre as distribuições de tensões, já que não existem na literatura resultados para outros modelos de implantes angulados. A variação da forma vertical para a angulada tende a incluir tensões de flexão no corpo do implante e conseqüentemente transmitindo-as ao osso adjacente, sendo este comportamento mecânico de grande interesse na justificativa de tal geometria.

4. DEFINIÇÃO E ANÁLISE DOS MODELOS COMPUTACIONAIS

Os implantes do sistema Bioform[®] apresentam vários modelos, dentre eles estão os implantes verticais e os angulados frontais, os quais são objetos deste estudo. Tais implantes possuem uma geometria cuneiforme que se caracteriza por uma seção transversal que varia de circular (região cervical) para elíptica ao longo do corpo do implante. Os implantes verticais apresentam dimensões que variam de 9 a 17mm de altura e diâmetros no topo cervical entre 3,3 a 6,2mm. Os implantes angulados frontais apresentam alturas que variam de 13 a 15mm, com inclinações entre 25° a 45° na direção do eixo menor da seção transversal elíptica.

Os implantes escolhidos para esta análise foram os Bioform[®] 413 e 414 35°, vertical e angulado, respectivamente. O vertical apresenta diâmetro cervical de 4mm e altura de 13mm, enquanto que o angulado frontal tem diâmetro cervical de 4mm, altura de 14mm e inclinação de 35°. Os modelos foram escolhidos segundo as dimensões medianas dentre os modelos disponíveis, seguindo a solicitação do fabricante.

4.1. MODELOS COMPUTACIONAIS

Cada um dos implantes foi submetido às análises segundo variações de domínio, condições de contorno, interface osso-implante e direção de carregamento (vertical e horizontal). Para tal foram gerados três modelos diferentes para a análise de cada implante:

1. Modelo tridimensional de uma mandíbula humana edêntula com o implante inserido na região do primeiro molar, considerando o crescimento de uma camada óssea mais densa (cortical óssea ou lamina dura) em torno do implante, representando o implante já consolidado.
2. Modelo tridimensional de uma mandíbula humana edêntula com o implante inserido na região do primeiro molar, considerando o assentamento direto do implante em contato com as camadas de osso cortical e esponjoso representando uma situação de carga imediata, anterior à formação de cortical óssea em torno do implante.
3. Modelo tridimensional simplificado, cujo domínio compreende apenas uma fatia limitada da região onde o implante foi inserido.

4.2. GERAÇÃO DOS MODELOS

4.2.1. Modelo Geométrico Mandibular

O modelo geométrico mandibular foi obtido através de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula real de um cadáver. Tal tomografia foi fornecida pelo CEDIMAGEM – Centro de Diagnóstico – Unidade Monte Sinai, localizado na cidade de Juiz de Fora, utilizando o Tomógrafo Helicoidal Pro-Speed-GE, que forneceu várias seções da mandíbula, sendo uma seção longitudinal e algumas transversais mostradas na Figura 1.

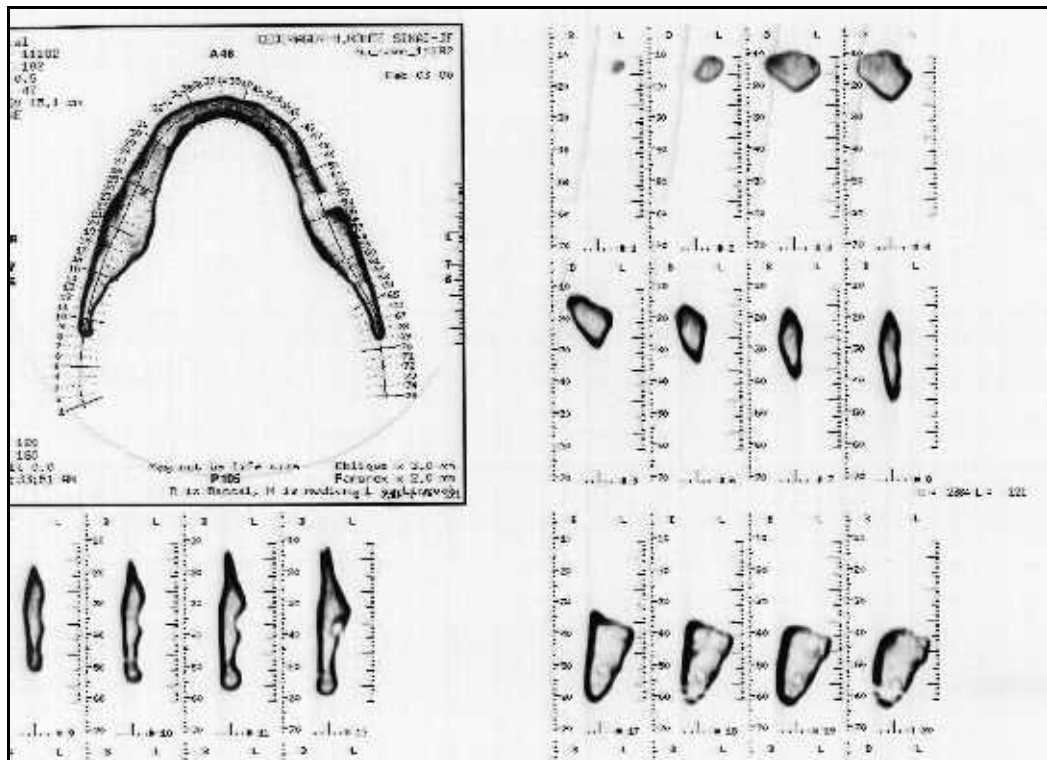


Figura 1: Tomografia computadorizada da mandíbula adotada.

As imagens das seções foram digitalizadas através de um *scanner* e então mapeadas em um programa de CAD (AutoCad[®]), a partir do qual foi possível se extrair as coordenadas dos pontos dos contornos que definem as seções. As coordenadas de cada seção foram armazenadas em arquivos texto que foram formatados na forma de leitura de comandos do programa de elementos finitos Ansys[®].

Primeiramente extraiu-se o eixo da seção longitudinal (Figura 2-a) e depois os contornos das seções transversais (Figura 2-b), compostas pelo contorno da camada cortical e do osso trabecular. No programa Ansys[®], executando os comandos contidos nos arquivos texto, construiu-se o eixo longitudinal e os contornos das várias seções transversais

posicionadas conforme as linhas de referência contidas na tomografia utilizando sistemas de coordenadas locais com origens sobre o eixo longitudinal (Figura 3).

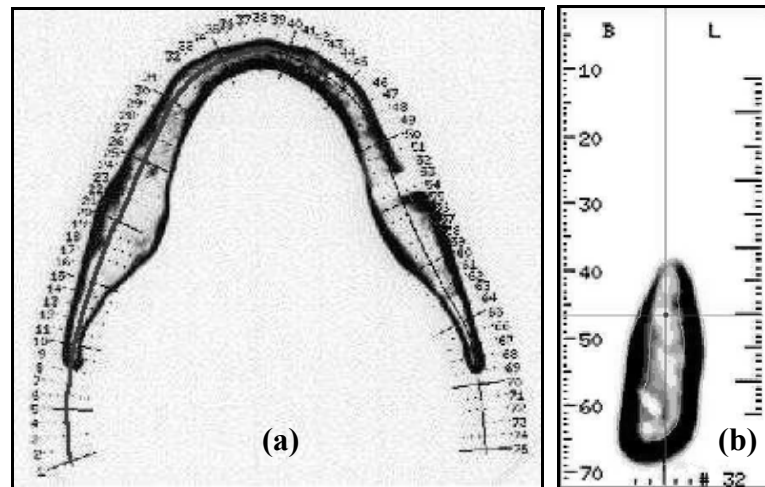


Figura 2: Seção longitudinal (a) e uma das seções transversais (b) contidas na tomografia.

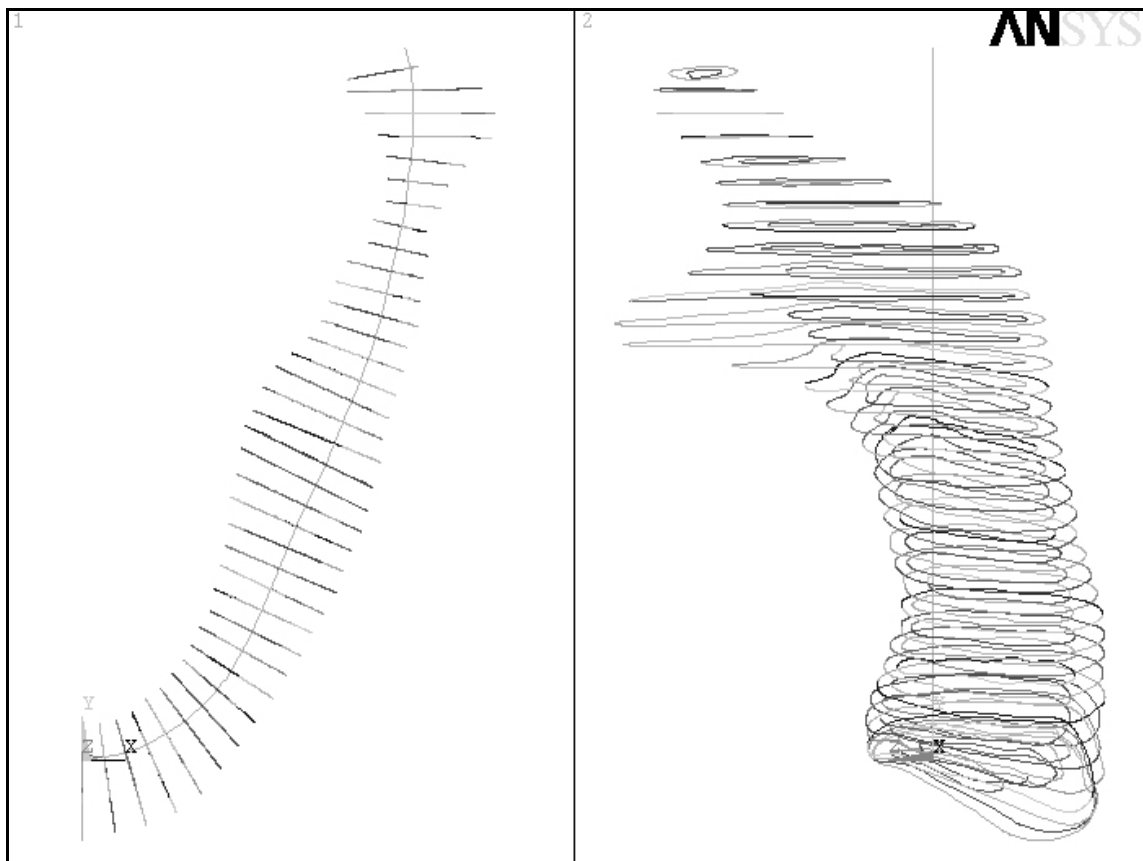


Figura 3: Reprodução do eixo longitudinal e contornos das seções transversais no Ansys®.

A partir da construção dos contornos de cada seção pôde-se obter as áreas e, conseqüentemente, os volumes compreendidos entre cada duas seções subseqüentes, distantes de 3mm umas das outras, estabelecendo a geometria da metade do corpo mandibular. Considerando a simetria, rebateu-se o modelo, obtendo a geometria do corpo tridimensional

da mandíbula (Figura 4), constituído por dois materiais diferentes, as camadas de ossos cortical e trabecular.

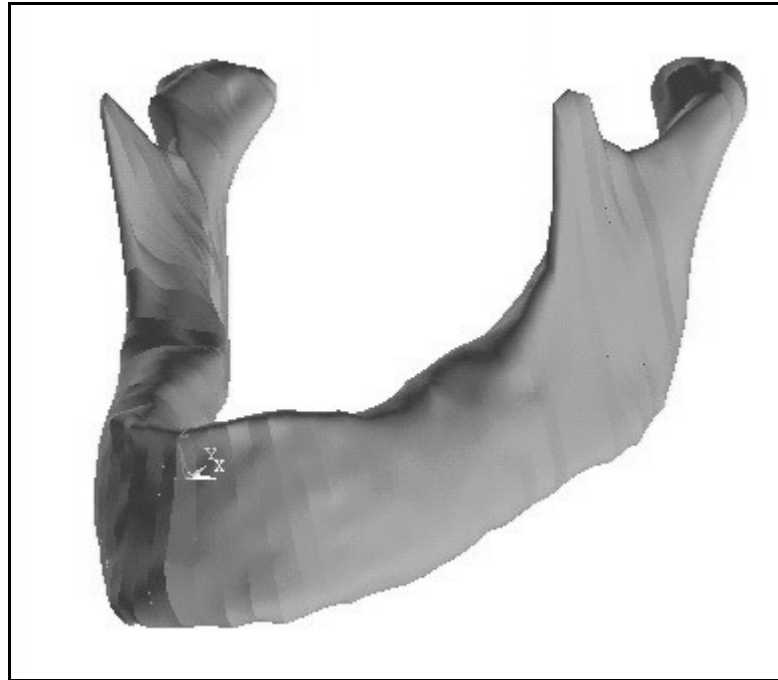


Figura 4: Modelo geométrico tridimensional da mandíbula.

Este mesmo modelo geométrico de mandíbula foi utilizado em trabalhos anteriores (BARRA *et al.*, 2000; CRUZ, 2001; BARRA *et al.*, 2001; FERREIRA *et al.* 2002) que levaram ao desenvolvimento de novas considerações e modificações nas análises presentes nesta dissertação.

4.2.2. Modelo Geométrico dos Implantes

Os modelos geométricos dos implantes foram obtidos através de desenhos técnicos fornecidos pelo fabricante que permitiram sua modelagem geométrica no programa Ansys® (Figuras 5-a e 5-b).

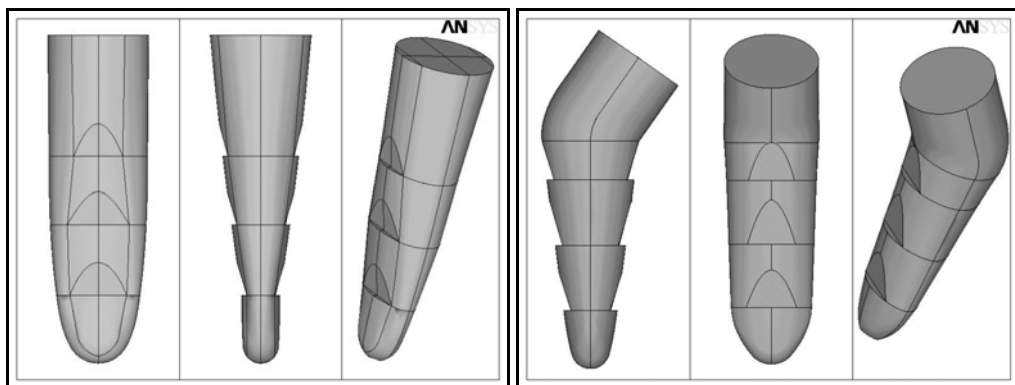


Figura 5: Modelos geométricos tridimensionais dos implantes vertical (a) e angulado frontal (b).

4.2.3. Posicionamento dos Implantes

Como já citado anteriormente, os implantes angulados são de maior aplicabilidade na região posterior da mandíbula e anterior da maxila (CRUZ, 2001). Optou-se por posicionar os implantes na região do primeiro molar, que oferece largura buco-lingual e espessura cortical adequadas para um melhor posicionamento e ancoragem para os implantes na mandíbula.

No caso da mandíbula utilizada neste estudo, o primeiro molar está localizado em uma região com uma camada de cortical mais espessa. Esta qualidade óssea justifica a consideração cortical óssea envolvendo o implante (KOPP, 1989), levando-nos a estudar o comportamento da distribuição de tensões em duas situações consideradas para cada tipo de implante: uma considerando o assentamento direto do implante em contato com as duas camadas de osso (sem cortical óssea) e outra considerando a formação de uma camada mais densa (cortical óssea de 1mm de espessura) ao redor do implante. As Figuras 6 e 7 mostram os modelos seccionados em um plano buco-lingual sobre o eixo do implante, onde se vê as duas situações para os implantes angulado e vertical, respectivamente.

Nestes quatro modelos, os implantes foram posicionados de forma que o eixo axial ficasse na direção paralela ao eixo vertical do sistema global e o centro do topo cervical ocupasse exatamente as mesmas coordenadas para os quatro modelos geométricos. Desta forma as cargas verticais serão aplicadas na direção axial do implante e as horizontais estarão perpendiculares ao eixo do implante.

Após o posicionamento dos implantes na região escolhida, executou-se as operações de interseção entre os volumes geométricos da mandíbula e implante de tal forma que, para cada um dos modelos, obteve-se uma interface rígida adotando-se uma hipótese de osseointegração total, isto é, um contato direto e contínuo na interface osso-implante sem permitir deslocamento relativo entre as superfícies dos dois materiais, assim como considerado em análises numéricas constantes da literatura (BORCHERS & REICHART, 1983; RIEGER *et al.*, 1989; MURPHY *et al.*, 1995; VAN ZYL *et al.*, 1995; TORTAMANO NETO, 1992; CANAY *et al.*, 1996; SODRÉ, 1999; IPLIKÇIOGLU & AKÇA, 2002; CRUZ, 2001; FERREIRA *et al.* 2002; BARRA *et al.*, 2002).

Considerou-se ainda um pilar protético (peça onde se fixa à prótese) conectado ao implante. Esses pilares protéticos possuem várias geometrias e o aqui representado possui

uma geometria cônica com altura de 5mm, diâmetro superior de 2mm e inferior de 4mm (Figuras 6 e 7).

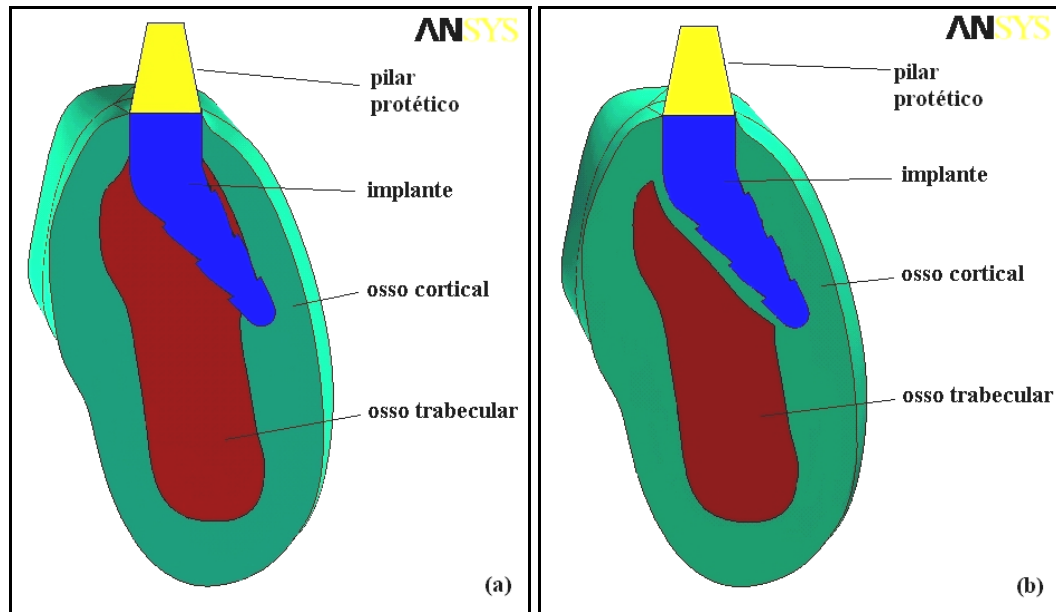


Figura 6: Corte buco-lingual mostrando a posição do implante angulado nos modelos sem cortical óssea (a) e com cortical óssea (b).

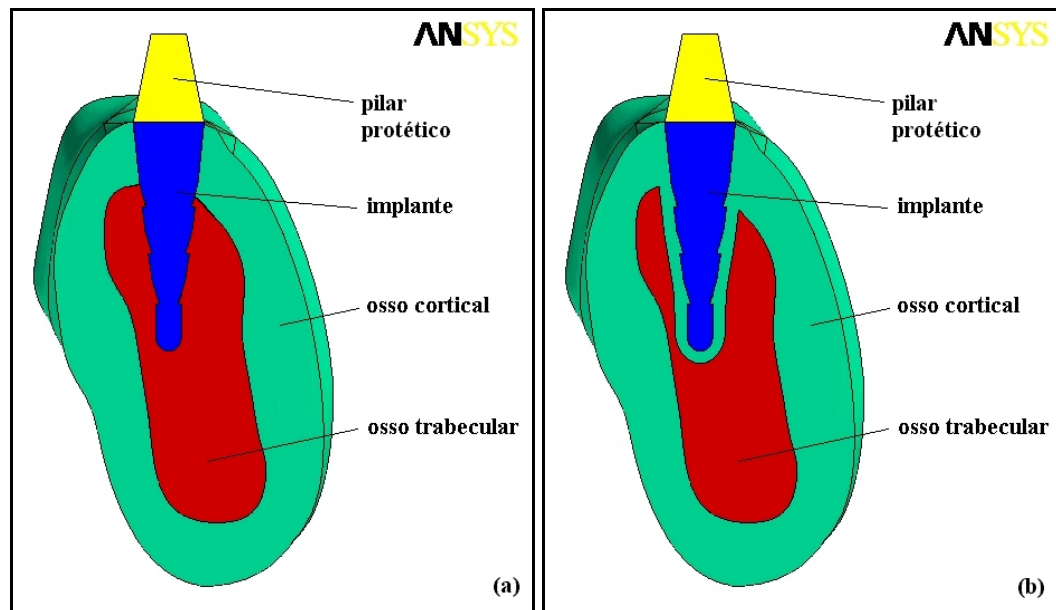


Figura 7: Corte buco-lingual mostrando a posição do implante vertical nos modelos sem cortical óssea (a) e com cortical óssea (b).

4.2.4. Modelos Simplificados

Um modelo simplificado foi desenvolvido a fim de verificar a influência da geometria completa da mandíbula, uma vez que outros trabalhos, utilizando modelos

tridimensionais, foram realizados com a discretização de apenas parte da mandíbula (CLELLAND *et al.*, 1991; LOZADA *et al.*, 1994). Descreve-se aqui modelos simplificados para ambas geometrias de implantes, cujos domínios se limitam ao intervalo entre seções da mandíbula que compreende a região onde o implante foi posicionado, considerando o engastamento das seções da extremidades mesial e distal.

Estes modelos simplificados foram obtidos a partir de cortes nos modelos tridimensionais completos com os implantes inseridos na região do primeiro molar considerando a cortical óssea em torno do implante (Figuras 6-b e 7-b). Conseqüentemente todas as características da interface osso-implante foram mantidas. A Figura 8 mostra um destes modelos simplificados.

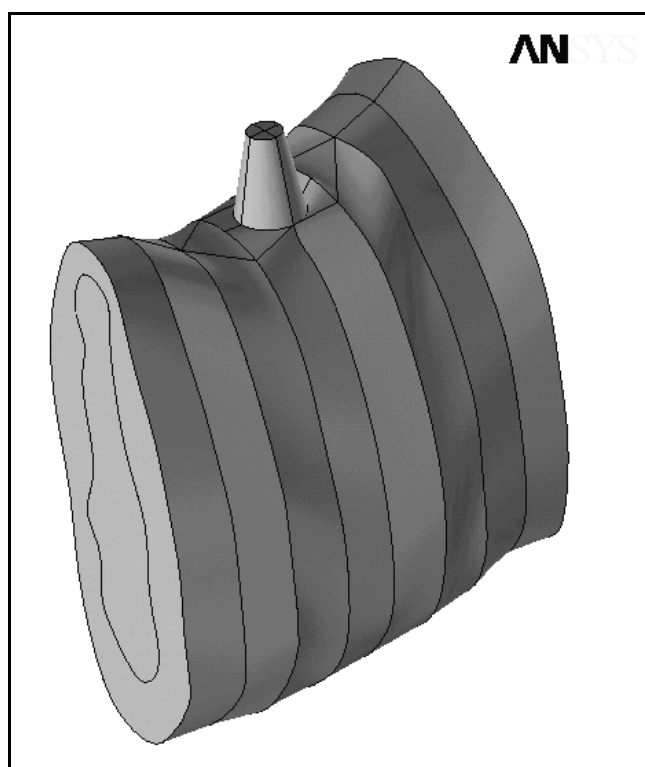


Figura 8: Modelo geométrico tridimensional simplificado.

4.2.5. Propriedades Mecânicas

Como já descrito anteriormente, adotou-se uma estrutura óssea padrão constituída de dois tipos de ossos: o osso cortical e o trabecular, conforme Figuras 6 e 7.

Em função da ausência de modelos mais precisos, a análise realizada tratou estes materiais como sendo de comportamento isotrópico, homogêneo e linearmente elástico. Para suas características elásticas, foram adotados valores obtidos de referências

bibliográficas utilizados em análises semelhantes. As propriedades adotadas para as camadas do osso da mandíbula e do Titânio, que constitui os implantes e o pilar protético, são dadas na Tabela 3.

Tabela 3: Propriedades mecânicas adotadas para os materiais.

Material	Modulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Osso Cortical	13700	0,30	VAN ZYL <i>et al.</i> (1995), SODRÉ (1999), CRUZ (2001), IPLIKÇIOGLU <i>et al.</i> (2002), BARRA <i>et al.</i> (2002), FERREIRA <i>et al.</i> (2002)
Osso Trabecular	1370	0,30	VAN ZYL <i>et al.</i> (1995), SODRÉ (1999), CRUZ (2001), IPLIKÇIOGLU <i>et al.</i> (2002), BARRA <i>et al.</i> (2002), FERREIRA <i>et al.</i> (2002)
Titânio	110000	0,33	SODRÉ (1999), CRUZ (2001), BARRA <i>et al.</i> (2002), FERREIRA <i>et al.</i> (2002)

4.3. DISCRETIZAÇÃO DOS MODELOS

Devido à complexidade das geometrias utilizadas nos modelos, optou-se por utilizar um elemento finito tetraédrico isoparamétrico quadrático (Figura 9), buscando uma melhor adaptividade da malha.

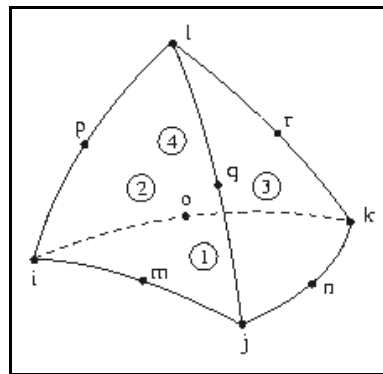


Figura 9: Elemento finito tetraédrico isoparamétrico quadrático.

A Tabela 4 contem os números de elementos e nós utilizados nas malhas de cada modelo constante deste estudo. A diferença de número de elementos de um modelo para outro se dá na região onde o implante foi colocado devido às diferenças geométricas, sendo que, para os modelos mandibulares completos, as malhas são idênticas desconsiderando a região do implante (os nós dos elementos fora desta região possuem as mesmas coordenadas

em todos os modelos) e os modelos simplificados possuem a mesma malha que a região correspondente dos modelos completos.

Nos modelos completos com implantes angulados sem a cortical óssea houve um aumento de nós em relação ao modelo com cortical óssea, devido às pequenas áreas geradas na interseção dos volumes que ao contrário do implante vertical tem-se essas áreas em menor número. Através de análises com diversos níveis de refinamento, verificou-se que um acréscimo no número de nós não alterava os resultados em mais de 5%, não prejudicando a análise comparativa entre os modelos.

A Figura 10 mostra uma vista geral da malha utilizada para um dos modelos completos e outro simplificado.

Tabela 4: Números de elementos e nós nas malhas dos modelos analisados.

Modelos	Implante Vertical		Implante Angulado	
	Elementos	Nós	Elementos	Nós
Com cortical	50542	72138	34761	50771
Sem cortical	48359	69261	54085	76704
Simplificado	32966	45263	17185	23896

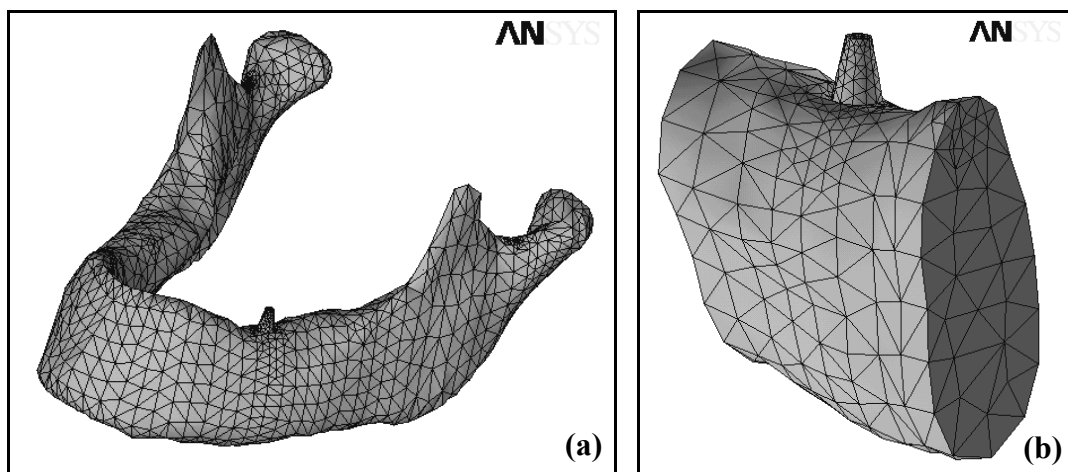


Figura 10: Exemplos de malhas dos modelos completos (a) e simplificados (b).

4.4. A MANDÍBULA COMO ELEMENTO ESTRUTURAL

Altas forças mastigatórias são geradas quando os dentes maxilares e mandibulares entram em contato. Normalmente estes períodos de contato são muito curtos, algo em torno de 100 milissegundos durante o movimento de mastigação. Somando-se estes períodos temos em torno de 15 a 30 minutos por dia de cargas de contato. Porém, indivíduos

com algumas disfunções, tais como bruxismo, podem sujeitar dentes, ligamento periodontal, osso, músculos e articulação, a cargas acima de 10N por várias horas por dia resultando em mudanças degenerativas (CAPUTO, 1987).

A mandíbula atua como uma barra curva móvel conectada ao crânio pelas suas extremidades, os côndilos. É um interessante e controverso exemplo de osso lamelar sujeito a tensões. Interessante, pois está sujeita a carregamentos em várias posições e controverso, pois a junção com o esqueleto está na articulação temporo-mandibular (ATM), que alguns autores dizem ser uma articulação não sujeita às tensões (ROBINSON, 1946; MOYERS, 1950). Outros dizem estar sujeita às tensões e deve seu desenvolvimento morfológico às forças mecânicas (ROYDHOUSE, 1955; HEKNEBY, 1974). O osso cortical é especialmente reforçado nas áreas sujeitas a repetidas altas tensões.

A energia que move a mandíbula e permite o funcionamento do sistema mastigatório é suprida pelos músculos. Existem quatro pares de músculos formando um grupo chamado de músculos de mastigação (Figura 11): o Masseter (M), o Temporal (T), o Pterigóideo Lateral (PL) e Medial (PM) (CAPUTO, 1987).

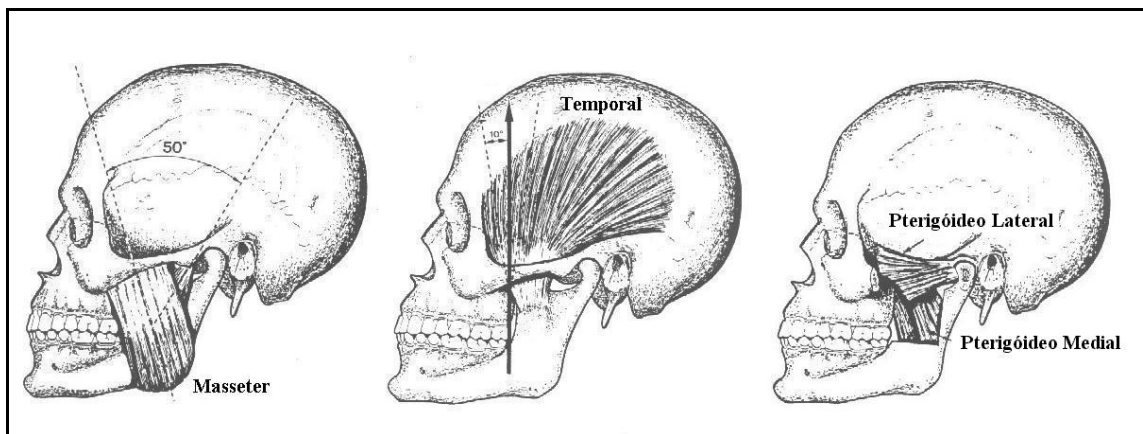


Figura 11: Principais músculos envolvidos na mastigação.

Como já citado, a área onde a articulação craniomandibular ocorre é chamada de articulação temporo-mandibular (ATM) e é uma articulação muito complexa, pois proporciona movimentos de rotação e translação.

A ATM é formada pelo côndilo que se articula na fossa mandibular do osso temporal, o disco articular, ligamentos que conectam o côndilo ao osso temporal e ligamentos que conectam o disco articular aos dois ossos. O disco articular funciona como um osso não calcificado que permite movimentos complexos da articulação. Os ligamentos são feitos de tecido conjuntivo colagenoso, que não se esticam e não atuam ativamente na função da

articulação, mas agem passivamente como agentes limitadores ou de restrição (WHEELER, 1974).

4.4.1. Cargas Aplicadas

A determinação das magnitudes das forças resultantes das respectivas contrações musculares é ainda objeto de estudo. No presente trabalho, foi adotada uma metodologia baseada na proposta apresentada por INOU *et al.* (1996), que, em relação ao carregamento, considerou para o efeito da análise de tensões em uma mandíbula onde as intensidades das forças musculares são proporcionais às áreas das seções transversais dos músculos, podendo-se então equacionar estas forças em função de uma delas que inicialmente permanece como incógnita, dependendo da força de oclusão a ser considerada. Adotando as medidas musculares desta referência e conhecendo-se os principais músculos envolvidos na mastigação: Masseter (M), Temporal (T), Pterigóideo Medial (PM) e Pterigóideo Lateral (PL), tal procedimento resultou nas seguintes relações:

$$\left. \begin{array}{l} M = 1,72 PL \\ T = 0,99 PL \\ PM = 1,15 PL \end{array} \right\} \quad (1)$$

Considerando os pontos de apoio localizados nos cêndilos, o eixo que une esses dois pontos fica paralelo ao eixo x do sistema de coordenadas globais (eixo 1-2 da Figura 12). Portanto, fazendo-se o equilíbrio de momento em torno desse eixo resultando na equação:

$$\left(2\vec{M} \times \vec{r}_M + 2\vec{P}M \times \vec{r}_{PM} + 2\vec{P}L \times \vec{r}_{PL} + 2\vec{T} \times \vec{r}_T + \vec{P}_0 \times \vec{r}_{P_0} \right) \cdot \vec{i} = 0 \quad (2)$$

onde r_i representa o vetor distância das respectivas forças em relação ao eixo considerado com momento nulo e P_0 representa a carga aplicada no nó central da superfície superior do pilar protético conectado ao implante (Figura 12).

As forças dos músculos Masseter (M) e Pterigóideo Medial (PM) foram consideradas distribuídas na região de superfície da mandíbula onde atuam estes músculos, sendo aplicadas nos nós que ocupam essas regiões de superfície. Para a solução da equação 2, foram calculados as resultantes dessas forças e o centro geométrico das respectivas regiões de atuação muscular. As demais forças, Pterigóideo Lateral (PL) e Temporal (T), foram

consideradas cargas concentradas devido à pequena área de atuação e a estarem suficientemente distantes da região de interesse, onde o implante está instalado (Figura 13).

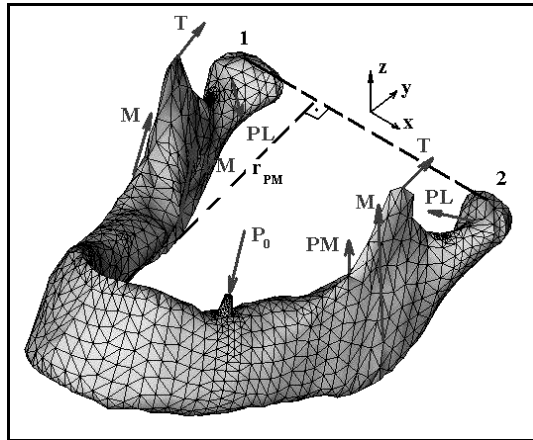


Figura 12: Sistema de forças consideradas.

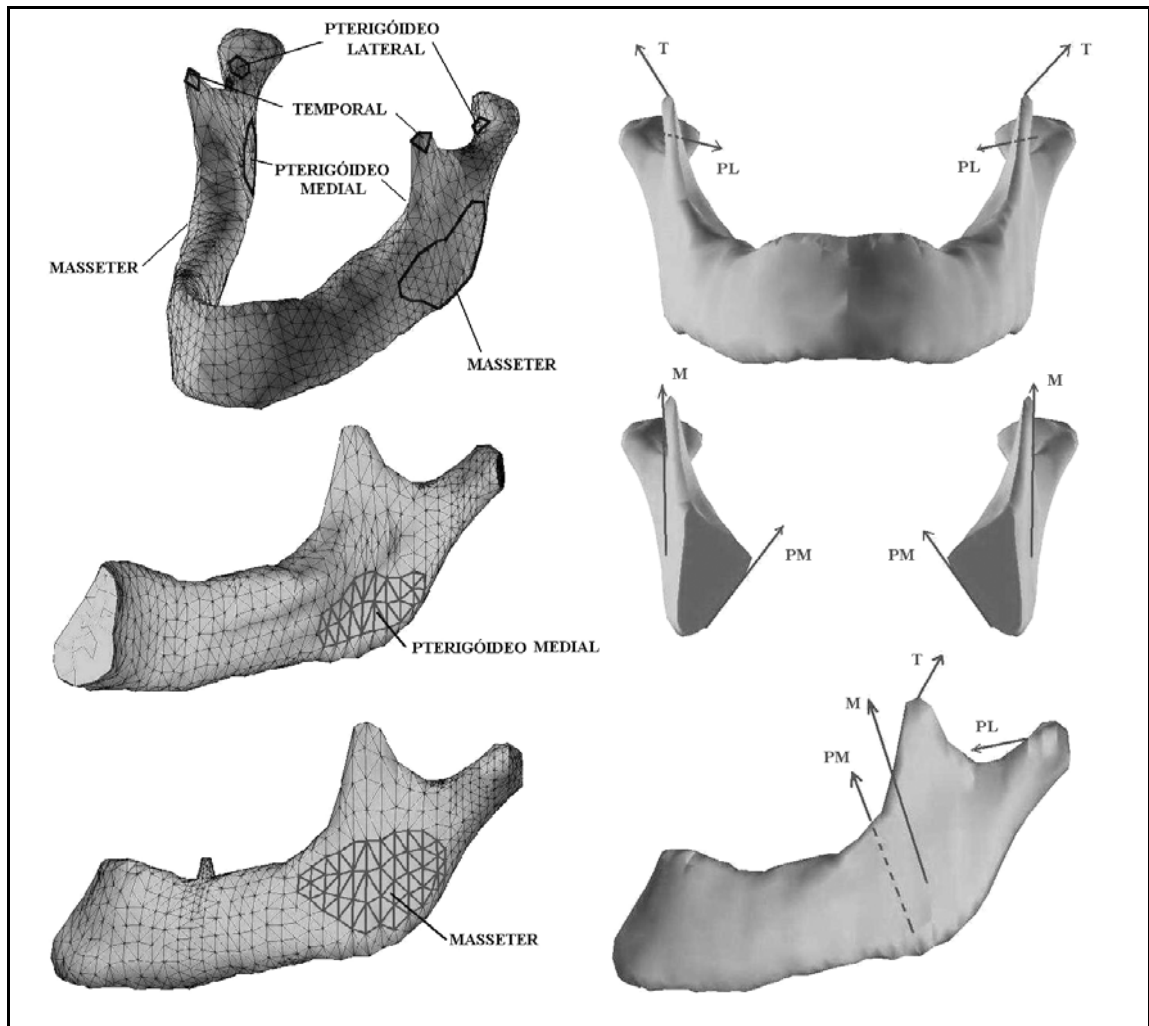


Figura 13: Atuação das forças musculares.

As direções e os pontos de aplicação das forças musculares foram determinados através de pesquisa bibliográfica (WHEELER, 1974), verificando as direções das fibras musculares, as regiões de atuação e suas adaptações à geometria da mandíbula considerada. Considerando a simetria da malha nas regiões das cargas musculares e uma oclusão centrada, temos direções e pontos de aplicação simétricos para direita e esquerda em relação ao plano yz global.

Segundo CLELLAND *et al.* (1991) e OLIVEIRA (1997), a força média em cada dente da região posterior varia de 88,3N a 134,4N. Para os dois modelos completos com a consideração da cortical óssea envolvendo o implante (vertical e angulado) adotou-se uma carga P_0 de 100N na direção vertical e em outros dois modelos com as mesmas características considerou-se uma carga P_0 de 100N na direção horizontal (ambas aplicadas no nó central do topo do pilar protético), já que a linearidade do problema permite uma posterior interpolação para valores específicos para casos particulares. Em ambas as direções adotou-se o mesmo valor para a carga P_0 , mesmo sabendo-se que na região de molares e pré-molares, o contato oclusal gera forças predominantemente verticais, sendo as componentes horizontais muito pequenas em relação às verticais (CRUZ, 2001). Esta condição foi adotada em função de se tratar de um estudo comparativo com resultados não conclusivos em termo de desempenho clínico dos implantes, apenas para se verificar os resultados perante a variação das condições de contorno. Nos demais modelos foi considerada apenas carga P_0 na direção vertical.

Substituindo as equações 1 na equação 2 e tomando-se os cossenos diretores das forças consideradas (Tabela 5) e as componentes dos vetores distância r_i (Tabela 6) obteve-se as resultantes das forças musculares para cargas vertical e horizontal sobre o pilar protético conectado ao implante (Figura 14), mostradas na Tabela 7.

Tabela 5: Cossenos diretores das forças aplicadas.

Forças	cos α		cos β		cos γ	
	Esquerda	Direita	esquerda	Direita	Esquerda	Direita
Masseter	-0,043	0,043	-0,011	-0,011	0,999	0,999
Pterigóideo Medial	0,587	-0,587	-0,165	-0,165	0,792	0,792
Pterigóideo Lateral	0,714	-0,714	-0,692	-0,692	-0,106	-0,106
Temporal	-0,325	0,325	0,219	0,219	0,920	0,920
P₀ horizontal	-0,907		0,420		0	
P₀ vertical	0		-1		0	

Tabela 6: Componentes dos vetores distância.

Vetor distância (r_i)	Componentes (mm)		
	X	Y	Z
r_M	0	28,066	33,013
r_{PM}	0	27,672	38,967
r_{PL}	0	9,558	6,311
r_T	0	30,612	5,270
por	0	65,187	28,171

Tabela 7: Resultantes das forças musculares para um carregamento vertical e outro horizontal.

Carga sobre o implante	Resultantes das forças musculares (N)			
	M	PM	PL	T
Vertical	49,251	32,626	28,634	28,348
Horizontal	8,907	5,955	5,178	5,127

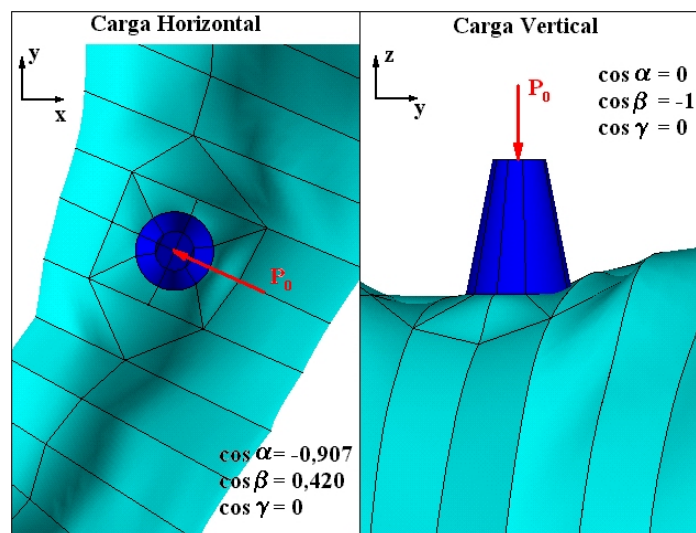


Figura 14: Aplicação das cargas horizontal e vertical.

4.4.2. Restrições de deslocamentos

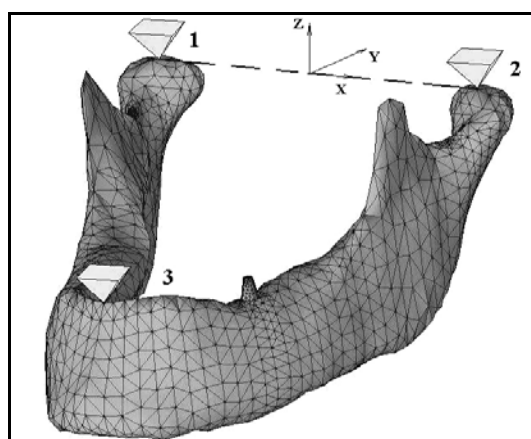


Figura 15: Pontos de restrições de deslocamentos.

Para se verificar o comportamento dos dois tipos de implantes, como citado anteriormente, os cêndilos foram tomados como pontos de apoio e considerando a mandíbula em estado estático de oclusão, onde os cêndilos estão posicionados na fossa mandibular do osso temporal e músculos estão tensionados. Optou-se por considerar a restrição de deslocamento nas três direções x , y e z para um nó no topo de cada um dos cêndilos. Para evitar que o corpo mandibular realize um movimento de corpo rígido em torno do eixo 1-2, considerou-se uma restrição na direção de z em um nó central superior na parte anterior da mandíbula. Tal restrição tem reação nula uma vez que o sistema já se encontra equilibrado, como descrito no item 4.4.1. A Figura 15 mostram estas restrições nos pontos 1,2 e 3.

A fim de se verificar a influência das condições de contorno sobre a região onde se instalou o implante, considerou-se a metodologia adotada em outros trabalhos (INOUE *et al.*, 1996; CRUZ, 2001; BARRA *et al.*, 2001) onde se permite o deslocamento relativo entre os dois apoios dos cêndilos (pontos 1 e 2). Para tal análise utilizou-se os modelos com cortical óssea em torno do implante sob carregamento horizontal em equilíbrio de momento com as forças musculares em torno do eixo 1-2, pois a carga vertical é perpendicular a este plano e não exerce influência sobre as reações nesta direção (direção x). Portanto no ponto 1 se permitiu o deslocamento na direção x .

Na análise da influência do contorno ósseo do implante, comparou-se o modelo completo com cortical óssea com um modelo considerando o implante ancorado diretamente nas camadas cortical e trabecular (sem cortical óssea), como descrito no item 4.2.3 e mostrado nas Figuras 6 e 7. As condições de restrições foram iguais às consideradas inicialmente (restrição das translações nas direções x , y e z para os dois cêndilos) e a carga sobre o implante foi considerada apenas na direção vertical.

Para a verificação da influência da modelagem completa da mandíbula utilizou-se modelos simplificados descritos no item 4.2.4, onde se engastou todos os nós das extremidades mesial e distal do modelo. Para tal análise também se considerou apenas a carga vertical e cortical óssea.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após o processamento computacional de todos os modelos, ressalta-se aqui as análises comparativas realizadas conforme as variações de restrições de deslocamento, domínio, contorno ósseo e geometria dos implantes. A Tabela 8 descreve as características dos sistemas utilizados em cada uma das análises comparativas.

Tabela 8: Características dos sistemas das análises comparativas.

Análises	Sistemas					
	Modelos Geométricos			Carga Aplicada no Implante	Restrições de deslocamentos	
	Domínio	Implante	Contorno ósseo		Côndilo esquerdo	Côndilo direito
1. Avaliação da variação das condições de contorno	Mandíbula completa	Angulado	Cortical óssea	horizontal	x, y, z	x, y, z
		Angulado			x, y, z	y e z
		Vertical			x, y, z	x, y, z
		Vertical			x, y, z	y e z
2. Avaliação da variação do domínio	Mandíbula completa	Angulado	Cortical óssea	vertical	x, y, z	x, y, z
		Vertical				
	Modelo simplificado	Angulado			Extremidades engastadas	
		Vertical				
3. Avaliação da variação do contorno ósseo	Mandíbula completa	Angulado	Cortical óssea	vertical	x, y, z	x, y, z
		Vertical				
		Angulado	Sem Cortical óssea			
		Vertical				
4. Avaliação dos dois tipos de implantes sob cargas horizontais e verticais	Mandíbula completa	Angulado	Cortical óssea	horizontal	x, y, z	x, y, z
		Vertical				
		Angulado		vertical		
		Vertical				

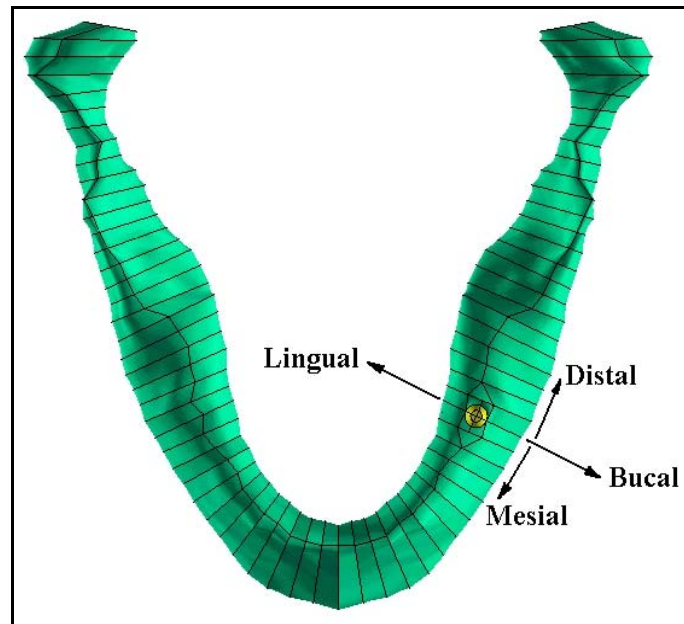


Figura 16: Indicação das posições dos contornos do implante.

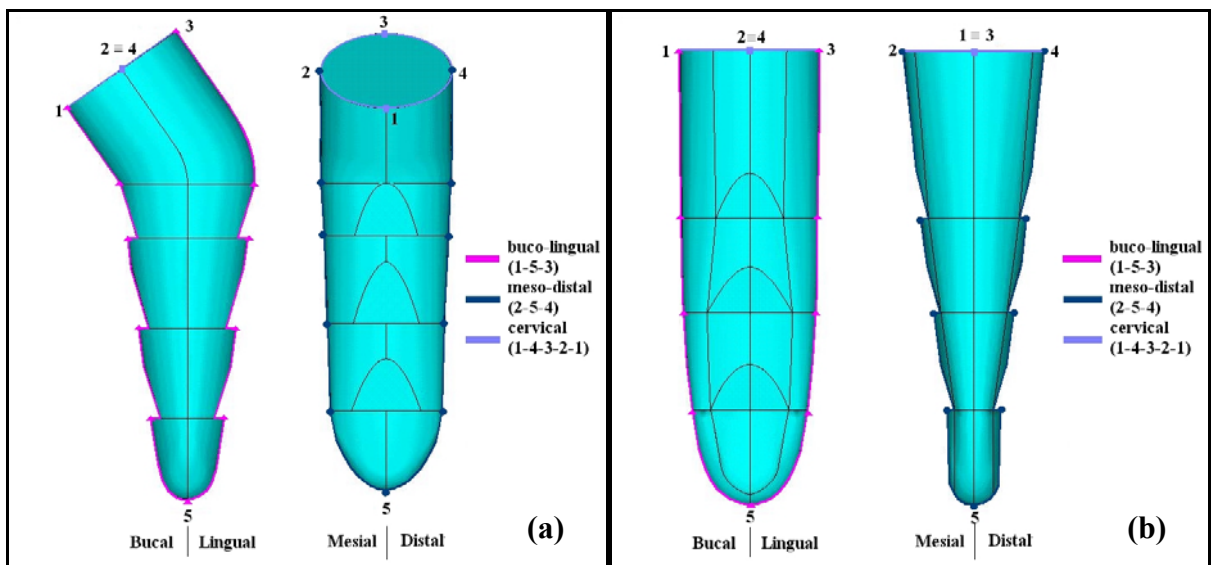


Figura 17: Contornos buco-lingual, meso-distal e cervical para os resultados obtidos com implantes angulado (a) e vertical (b).

Para realizar tais comparações os resultados foram mostrados graficamente em termos de tensões principais máxima e mínima (σ_1 e σ_3 , respectivamente) ocorridas nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e topo cervical, indicados nas Figuras 15 e 16.

5.1. AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO

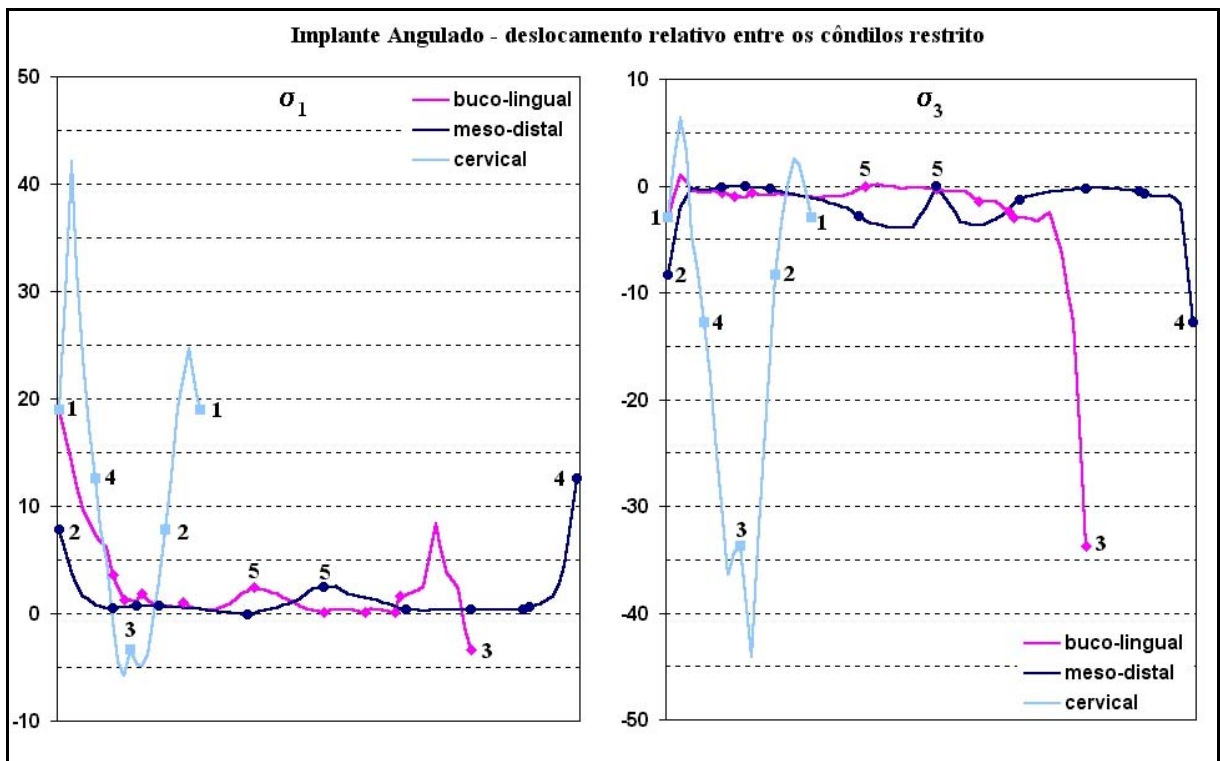


Figura 18: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante angulado do modelo restringindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos.

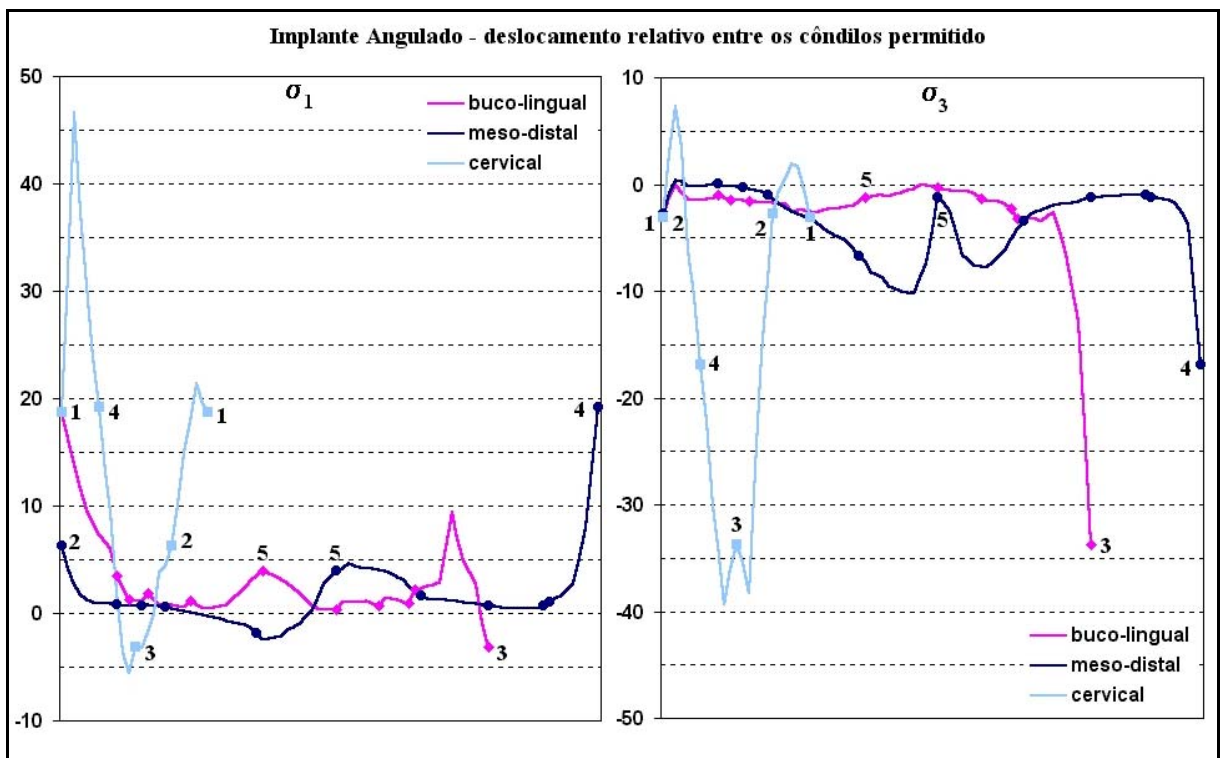


Figura 19: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante angulado do modelo permitindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos.

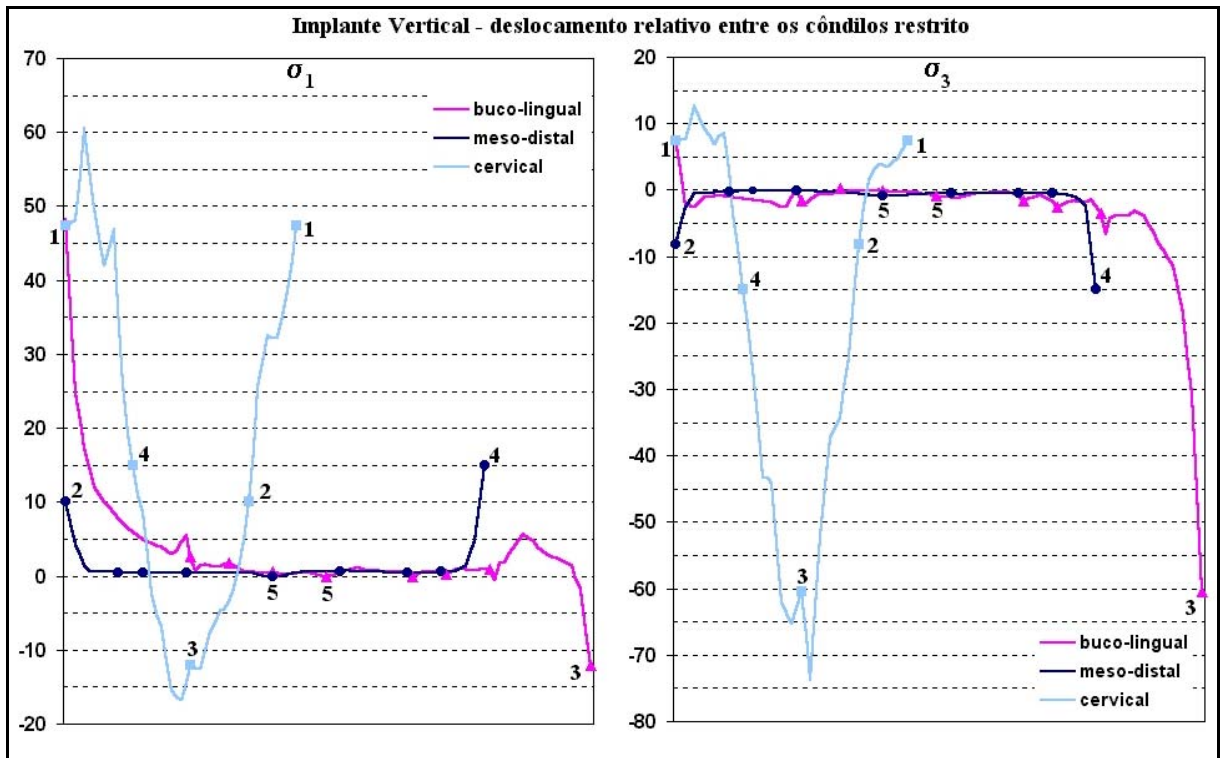


Figura 20: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante vertical do modelo restringindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos.

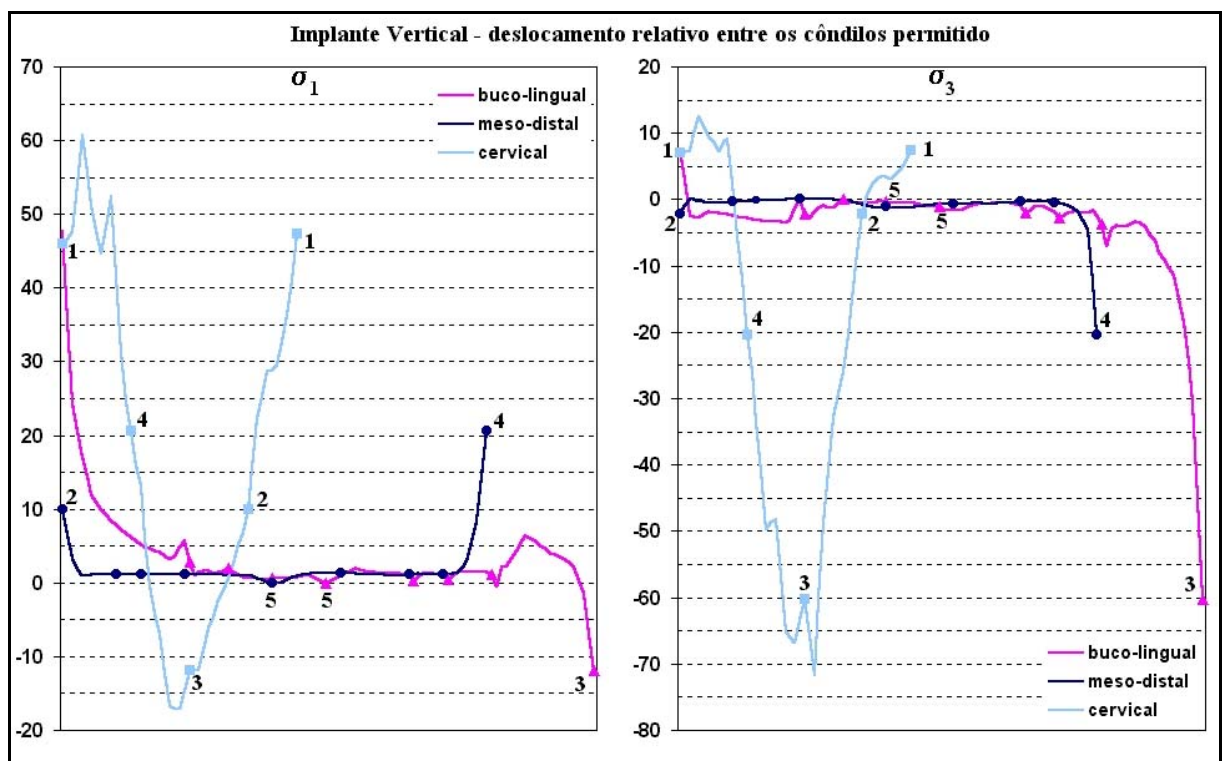


Figura 21: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical no implante vertical do modelo permitindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos.

Pelos resultados mostrados nos gráficos das Figuras 18 e 19 para o implante angulado, nos dois casos de restrição de deslocamento considerados, nota-se que a região sujeita a maiores tensões é a região cervical, principalmente nos lados bucal e lingual.

No contorno buco-lingual não se teve diferenças expressivas entre os dois casos considerados. Já na região apical do contorno meso-distal do modelo permitindo o deslocamento relativo entre os dois côndilos, verifica-se diferenças consideráveis em relação aos valores de σ_3 encontrados no modelo com restrição de tal deslocamento.

O contorno do topo cervical, assim como o buco-lingual, não apresentou grandes diferenças entre as duas considerações de restrição de deslocamentos, apenas um pequeno aumento de σ_3 em alguns pontos dos lados mesial e distal no modelo com permissão de deslocamento relativo entre os dois côndilos.

A Tabela 9 mostra os valores máximos ocorridos nas regiões do implante angulado, destacando-se as de maior diferença de valores de tensões entre as duas situações analisadas.

Tabela 9: Maiores tensões na análise das restrições de deslocamento para os modelos com implante angulado.

Regiões		Deslocamento relativo entre os côndilos			
		Restrito		Permitido	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	18,94	-2,93	18,74	-3,06
	Lingual	8,40	-33,79	9,45	-33,71
	Mesial	7,77	-8,35	6,27	-2,76
	Distal	12,53	-12,76	19,21	-16,90
Apical	Bucal	1,85	-1,04	3,54	-2,04
	Lingual	2,46	-0,31	3,71	-1,02
	Mesial	2,32	-3,86	4,65	-10,19
	Distal	2,50	-3,38	4,46	-7,82

Para o implante vertical, as diferenças entre os resultados das duas condições de restrição de deslocamentos foram menores ainda. O modelo sem restrição de deslocamento relativo entre os côndilos apresentou, assim como para o implante angulado, um aumento de σ_1 e σ_3 na região cervical do lado distal e decréscimo de σ_3 na região cervical do lado mesial. Os gráficos das Figuras 20 e 21 mostram os valores das tensões nos contornos considerados nas duas situações de restrição de deslocamentos, mostrando que as maiores diferenças entre as duas situações de restrição de deslocamentos em relação às tensões, também ocorreram na região cervical. A Tabela 10 mostra os valores máximos ocorridos nesta região do implante

vertical, destacando-se as de maior diferença de valores de tensões entre as duas situações analisadas.

Tabela 10: Maiores tensões na análise das restrições de deslocamento para os modelos com implante vertical.

Regiões		Deslocamento relativo entre os côndilos			
		Restrito		Permitido	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	48,25	-2,63	47,59	-2,37
	Lingual	5,62	-60,54	6,35	-60,26
	Mesial	10,04	-8,15	9,89	-2,26
	Distal	14,89	-15,03	20,68	-20,32
Apical	Bucal	0,03	-0,97	1,02	-1,13
	Lingual	1,04	-0,96	2,00	-1,34
	Mesial	0,45	-0,75	0,96	-1,18
	Distal	0,59	-0,85	1,29	-1,17

Aplicando-se a carga horizontal no sentido buco-lingual sobre o implante e permitindo-se o deslocamento relativo entre os dois côndilos, a mandíbula sofre uma deformação caracterizada pela sua abertura e deformações maiores na região anterior da mandíbula e um deslocamento de 1,239mm no côndilo direito.

A Figura 22 representa os níveis de deslocamentos na direção x (paralela ao eixo que une os dois côndilos). Para o modelo permitindo o deslocamento relativo entre os côndilos verificou-se, na região anterior da mandíbula, uma tração na porção lingual e uma compressão na porção bucal. Para o modelo considerando a restrição do deslocamento relativo entre os côndilos verificou-se, também na região anterior, uma compressão na porção lingual e uma tração na porção bucal.

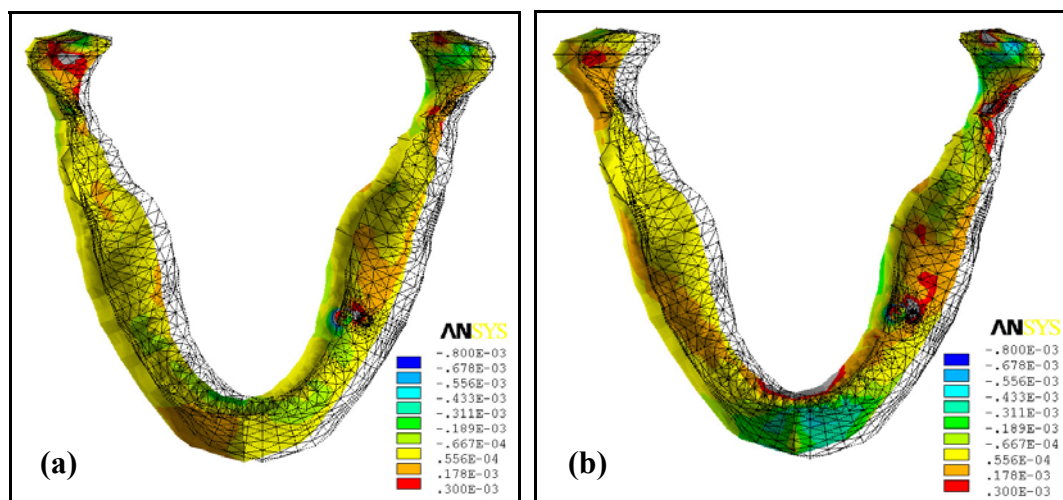


Figura 22: Vista superior da deformada e dos níveis de deslocamento em x para o modelo com restrição do deslocamento relativo entre os côndilos (a) e outro permitindo tal deslocamento (b).

Particularmente, para a região em que o implante foi posicionado (primeiro molar), não se teve grandes diferenças de uma condição de apoio para outra. Mas verificando os resultados no corpo mandibular, nota-se que dependendo da posição onde o implante for instalado, a mudança nas condições de apoio exerce influência nos resultados, portanto a representação adequada da ATM pode ser fator importante para a precisão dos resultados na vizinhança dos implantes.

5.2. AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DO DOMÍNIO

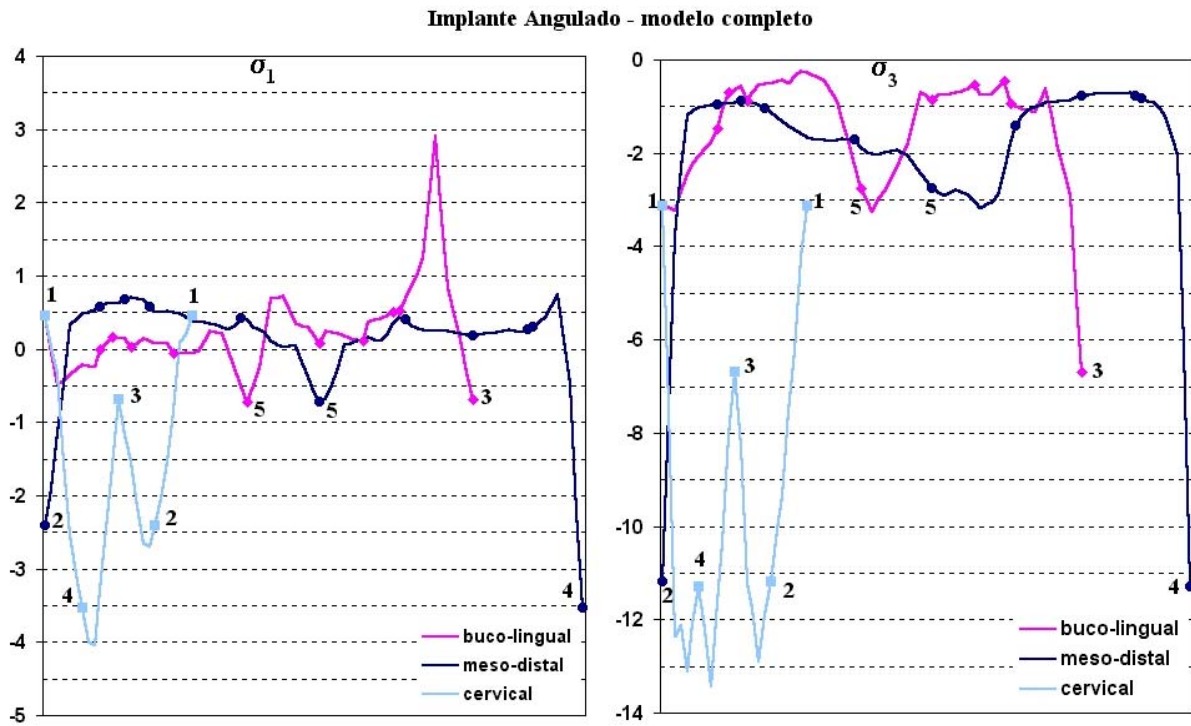


Figura 23: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado no modelo mandibular completo.

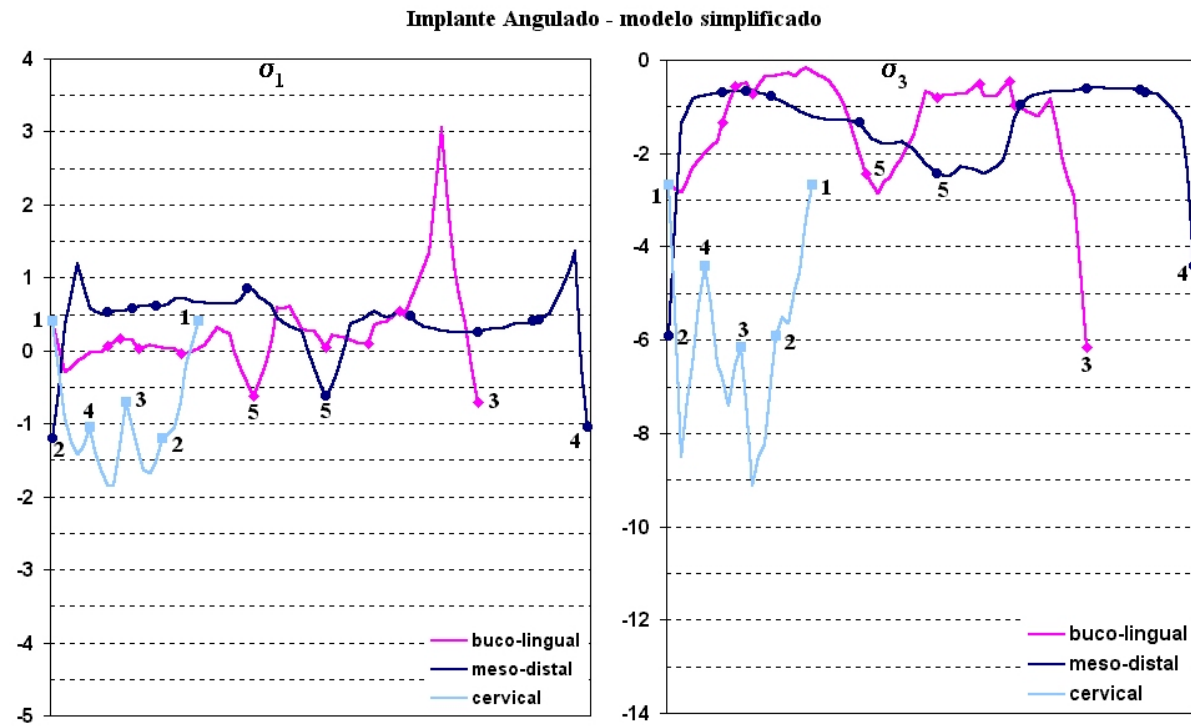


Figura 24: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado no modelo simplificado.

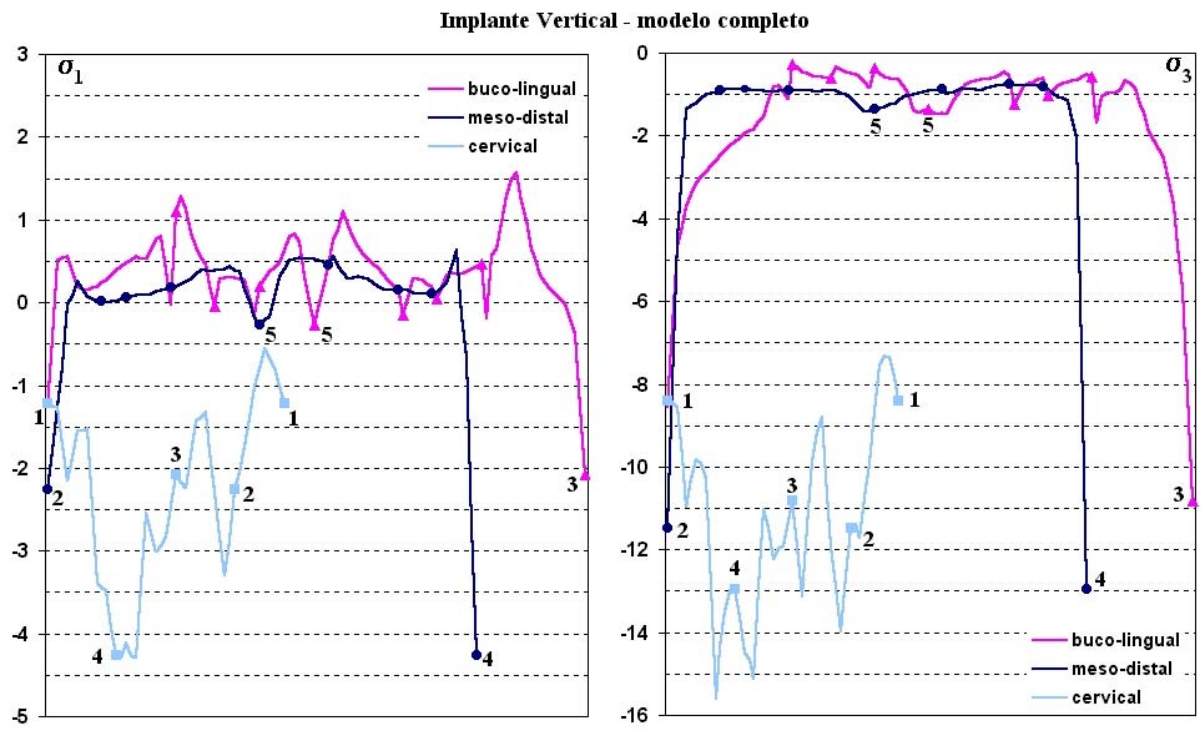


Figura 25: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo mandibular completo.

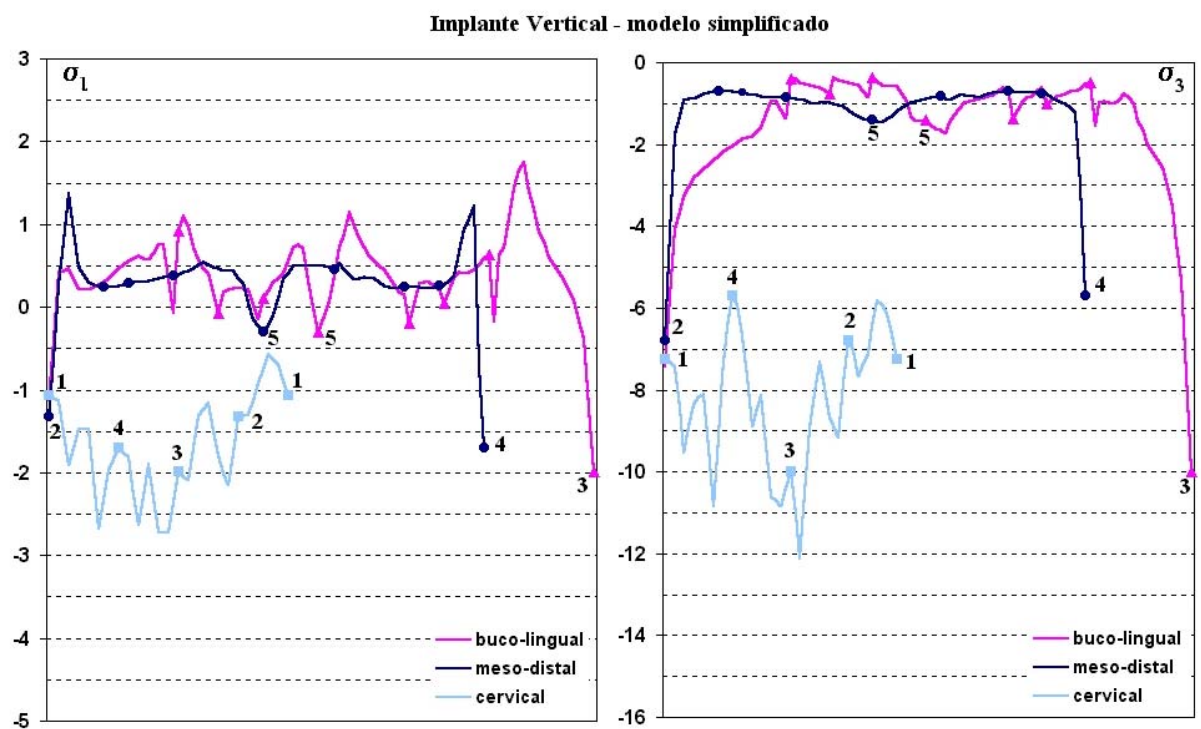


Figura 26: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo simplificado.

Para o implante angulado, as maiores diferenças na distribuição de tensões, em função da consideração de um modelo simplificado, ocorreram na região cervical da seção meso-distal. Os valores de tensões nos contornos buco-lingual e meso-distal ao longo do corpo do implante não apresentaram grandes diferenças entre os dois modelos considerados.

Os gráficos das Figuras 23 e 24 mostram os valores das tensões nos nós dos contornos analisados, destacando-se os valores nos contornos cervicais, que mostram claramente a diferença do modelo simplificado em relação à distribuição de tensões na região cervical do implante. Na Tabela 11 registrou-se os valores máximos das tensões ocorridas nesta região.

Tabela 11: Maiores tensões na análise do domínio para os modelos com implante angulado.

Regiões		Domínio			
		Mandíbula Completa		Modelo Simplificado	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	0,45	-3,13	0,40	-2,67
	Lingual	2,90	-6,69	3,05	-6,15
	Mesial	0,51	-11,19	1,19	-5,90
	Distal	0,74	-11,28	1,36	-4,41
Apical	Bucal	0,22	-2,75	0,22	-2,64
	Lingual	0,72	-3,26	0,59	-2,87
	Mesial	0,05	-2,82	0,83	-2,33
	Distal	0,16	-3,17	0,53	-2,49

Tabela 12: Maiores tensões na análise do domínio para os modelos com implante vertical.

Regiões		Domínio			
		Mandíbula Completa		Modelo Simplificado	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	0,56	-8,56	0,46	-7,42
	Lingual	1,57	-10,81	1,74	-10,00
	Mesial	0,25	-11,46	1,37	-6,80
	Distal	0,63	-12,95	1,22	-5,71
Apical	Bucal	0,73	-1,36	0,70	-1,42
	Lingual	1,10	-1,47	1,15	-1,72
	Mesial	0,37	-1,40	0,51	-1,38
	Distal	0,53	-1,29	0,49	-1,45

As mesmas diferenças foram constatadas entre as duas situações para o implante vertical. A Tabela 12 mostra os valores máximos das tensões ocorridas nos nós das regiões cervical e apical, destacando-se as maiores diferenças ocorridas na região cervical, como mostra os resultados do contorno cervical nos gráficos das Figuras 25 e 26.

No modelo simplificado, pelo fato da proximidade das restrições de deslocamento, obteve-se uma flexão menor da estrutura comparando-se com o modelo

mandibular completo. A Figura 27 mostra os níveis de deformação na direção longitudinal I nas duas situações analisadas, nota-se que as deformações na direção longitudinal na parte superior do modelo simplificado, principalmente na região cervical do implante, são menores que no modelo mandibular completo.

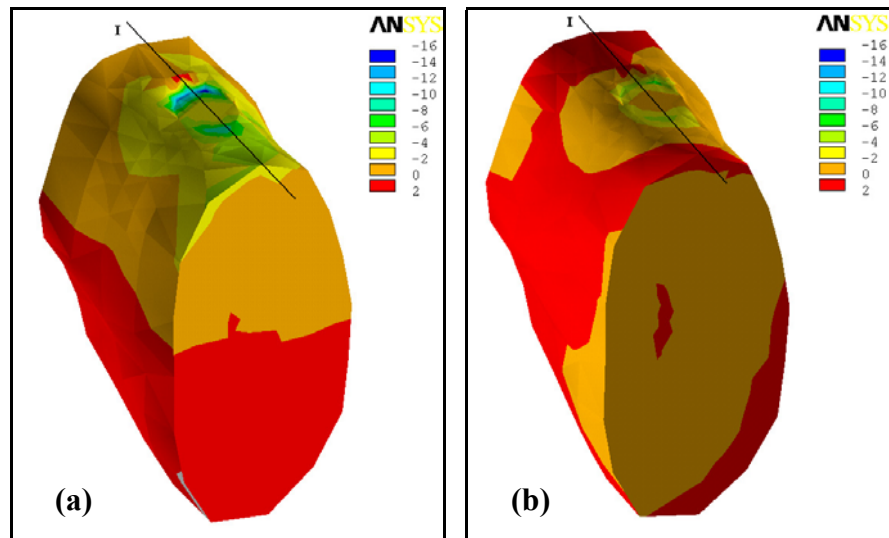


Figura 27: Níveis de deformação na direção I para modelo completo (a) e modelo simplificado (b).

No trabalho publicado por BARRA *et al.* (2002), foi considerada a mesma situação, mas com o implante posicionado na região dos pré-molares e encontrando valores cerca de 30% menores que os obtidos com o modelo completo, enquanto que nesta análise encontrou-se valores até 50% menores que os obtidos com o modelo completo. Apesar dos valores serem de mesma ordem de grandeza, as diferenças em relação aos modelos completos são significativas para uma região que pode comprometer o desempenho do implante, pois ocorrendo reabsorção óssea favorecerá a perda progressiva de ancoragem do implante.

É possível que, considerando uma região mais distante da atuação das forças musculares ou aumentando a extensão da região, essa diferença diminua. Mas, dependendo do tipo de análise, estas simplificações não mais se justificam em vista do desenvolvimento tecnológico proporcionando processamentos mais rápidos e modelos mais próximos da realidade.

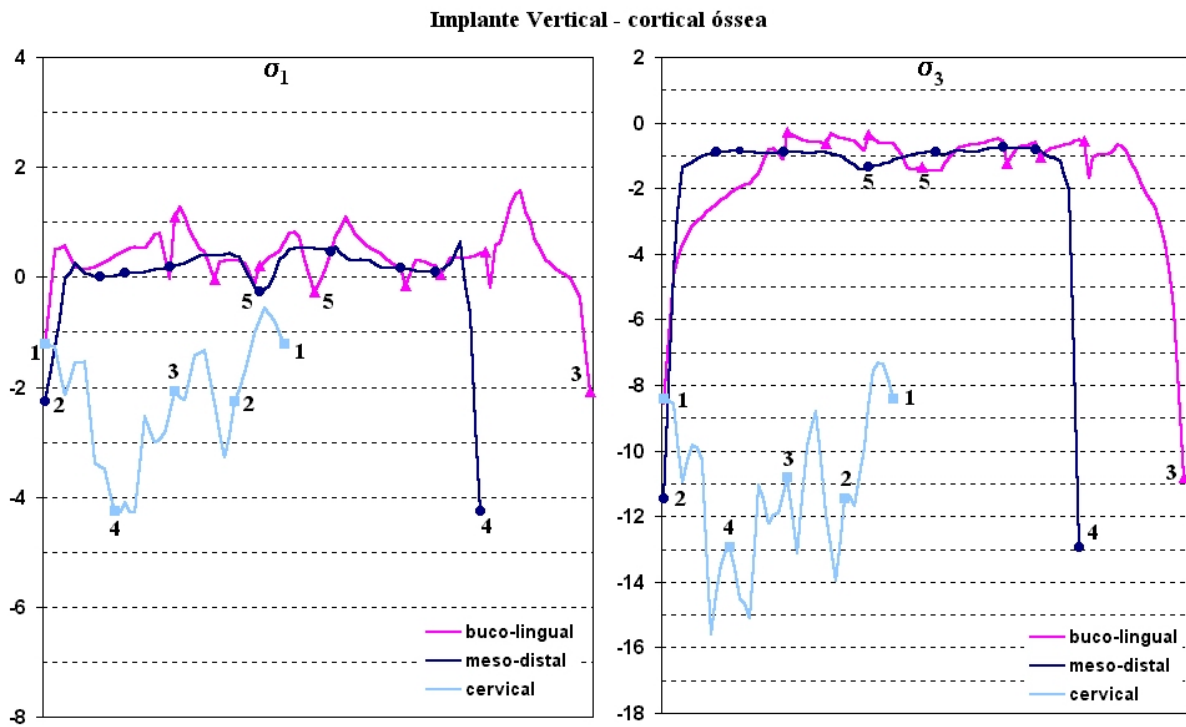


Figura 30: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo com cortical óssea.

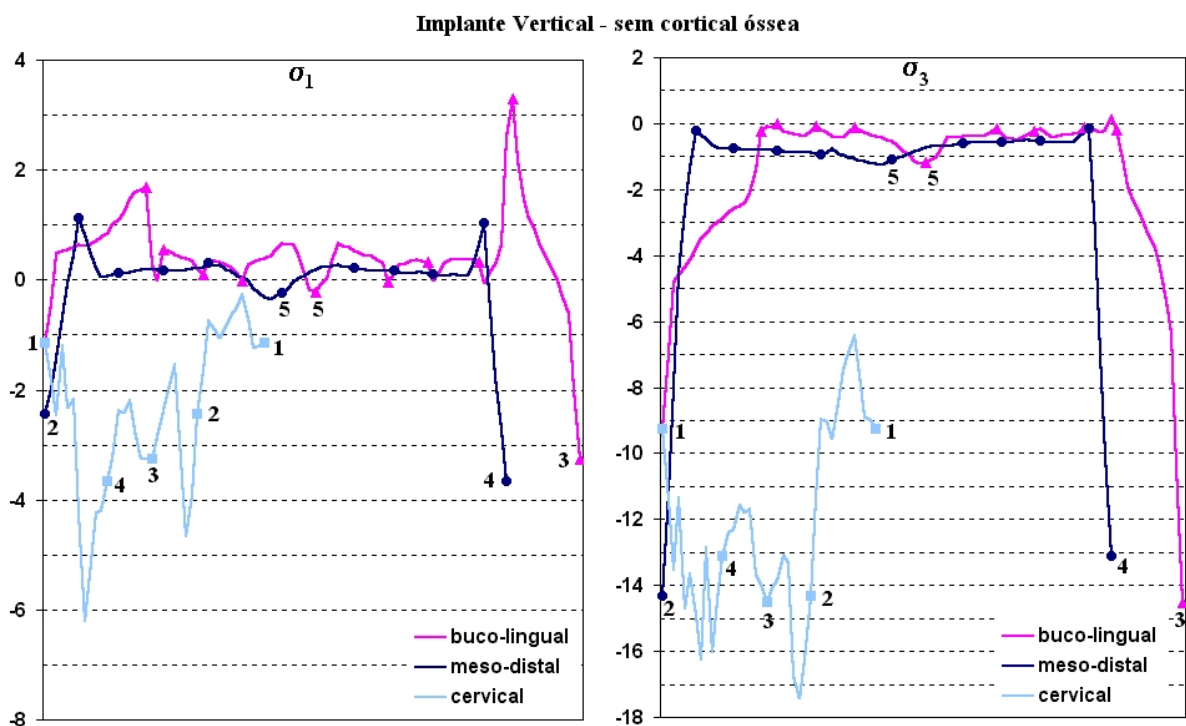


Figura 31: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical no modelo sem cortical óssea.

O contorno buco-lingual do implante angulado não apresentou grandes diferenças em relação às tensões ocorridas nos dois modelos considerados. No contorno meso-distal do implante angulado, considerando o assentamento direto em contato com osso cortical e trabecular, pode-se notar alguns picos de tensões nos nós das interseções da adjacência dos dois tipos ósseos com o contorno do implante.

No contorno do topo cervical, nota-se que os valores das tensões ocorridas no modelo com o contorno de osso cortical foram menores, principalmente nas faces disto-lingual e linguo-mesial. O modelo com implante em contato direto com os ossos cortical e trabecular apresentou em ponto isolado valor de σ_3 cerca de 46% maior que no modelo com osso cortical contornando o implante.

Alguns dos valores de tensões de maior relevância, ocorridas nos dois modelos modificando o contorno ósseo do implante angulado, são mostrados na Tabela 13.

Tabela 13: Maiores tensões na análise do contorno ósseo para os modelos com implante angulado.

Regiões		Contorno ósseo do implante			
		Osso cortical		Ossos cortical e trabecular	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	0,45	-3,22	0,09	-3,27
	Lingual	2,90	-6,69	2,71	-9,82
	Mesial	0,51	-11,19	0,87	-11,88
	Distal	0,74	-11,28	1,07	-14,57
Apical	Bucal	0,22	-2,75	0,24	-2,94
	Lingual	0,72	-3,26	0,97	-3,57
	Mesial	0,40	-2,75	0,97	-2,94
	Distal	0,13	-3,17	0,62	-3,53

As mesmas observações feitas para o implante angulado nesta análise comparativa são válidas para o implante vertical. Com exceção do topo cervical, onde ocorreu um aumento das tensões nas faces buco-distal e linguo-mesial, para o modelo de implante em contato com os dois tipos de osso.

A Tabela 14 mostra alguns valores de tensões ocorridas nos dois tipos de contorno ósseo do implante vertical, destacando-se as maiores diferenças ocorridas.

Tabela 14: Maiores tensões na análise do contorno ósseo para os modelos com implante vertical.

Regiões		Contorno ósseo do implante			
		Osso cortical		Ossos cortical e trabecular	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	0,56	-8,56	0,64	-9,27
	Lingual	1,57	-10,81	3,30	-14,53
	Mesial	0,25	-11,46	1,12	-14,33
	Distal	0,63	-12,95	1,02	-13,14
Apical	Bucal	0,73	-1,36	0,65	-1,14
	Lingual	1,10	-1,47	0,65	-1,16
	Mesial	0,37	-1,40	0,17	-1,20
	Distal	0,51	-1,34	0,19	-1,24

De forma geral pode-se verificar que a boa ancoragem da parte interna do implante influencia as tensões encontradas na região do colo do implante. O implante angulado, mesmo no modelo sem a cortical óssea, apresentou grande diferença em pontos isolados em relação ao outro modelo e proporcionou ainda uma maior área de contato com este tipo de osso mais denso, ocasionando menores tensões que no caso do implante vertical, onde encontramos para o modelo sem consideração da camada óssea cortical valores até 35% maiores em relação ao modelo com osso cortical contornando o implante e 46% maiores em relação ao modelo do implante angulado assentado direto nos ossos cortical e trabecular.

5.4. AVALIAÇÃO PARA OS DOIS TIPOS DE IMPLANTES SOB CARRREGAMENTO HORIZONTAL E VERTICAL

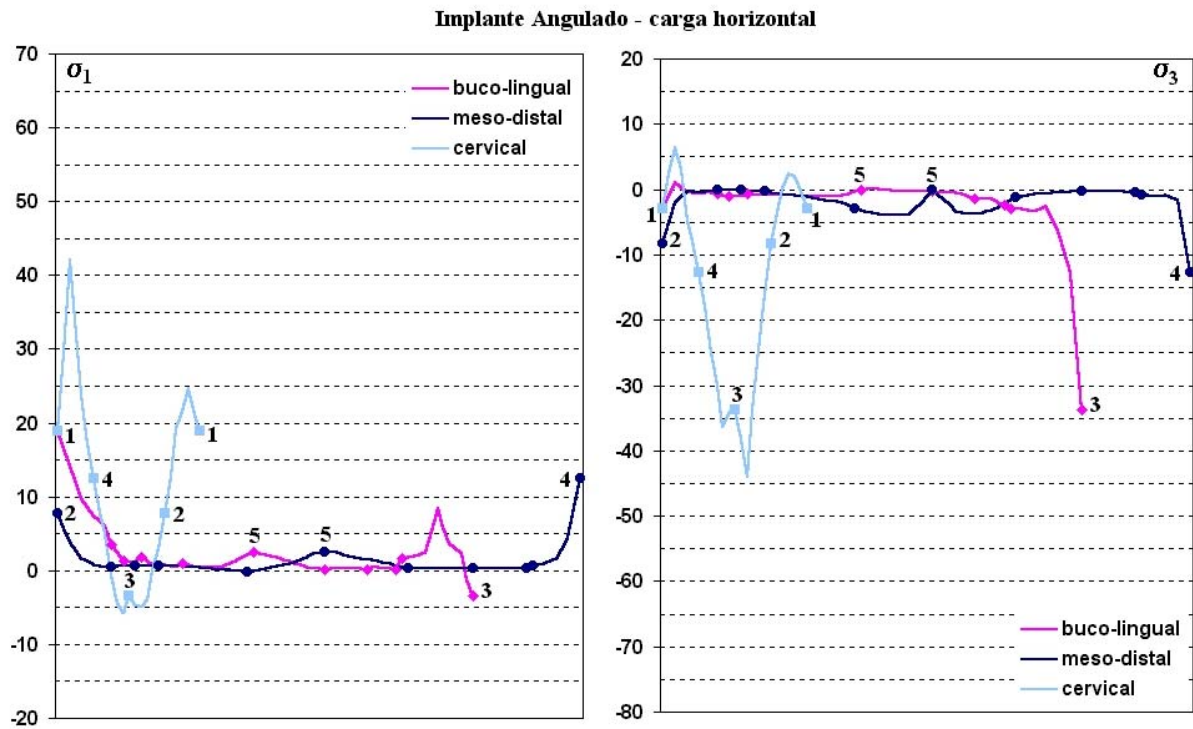


Figura 32: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado sob carga horizontal.

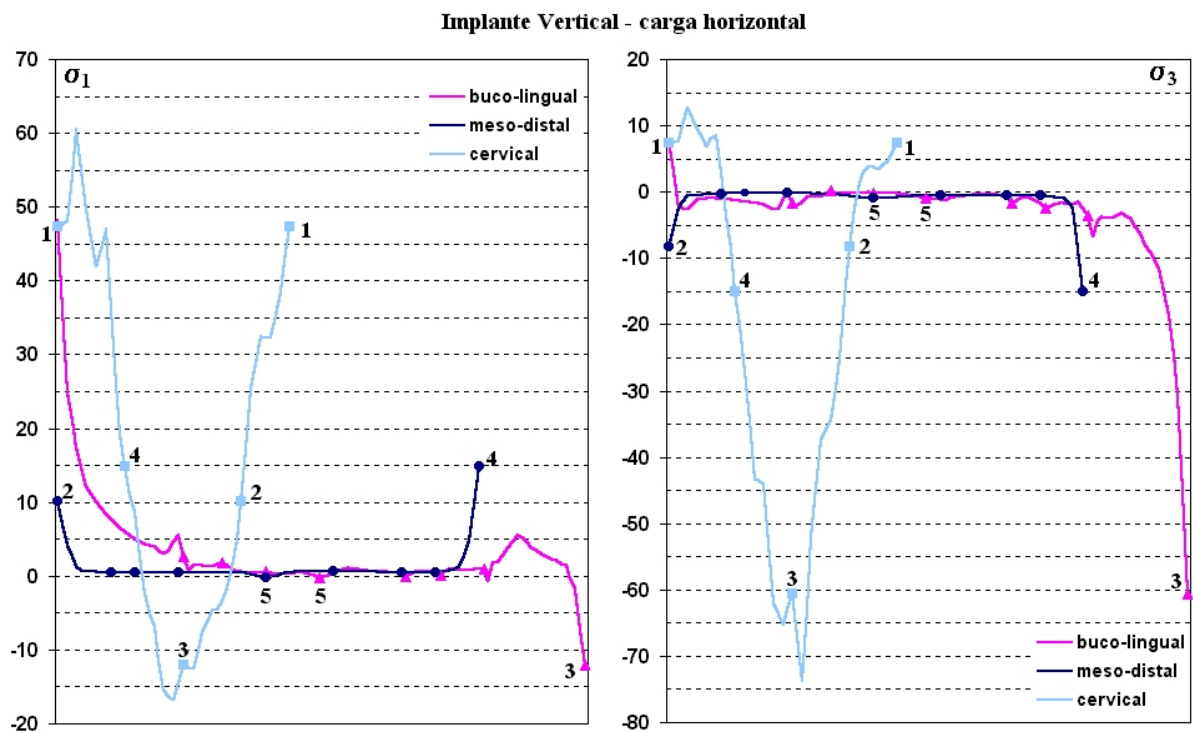


Figura 33: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical sob carga horizontal.

Os resultados para as tensões nos nós do contorno bucal-lingual para os dois tipos de implantes mostram que nesta seção o comportamento mecânico dos dois implantes sob carregamento horizontal é parecido, ocorrendo tração no lado bucal e compressão no lado lingual, mas na região cervical do lado lingual do implante angulado as tensões são até 50% menores em relação ao implante vertical. No contorno meso-distal essa diferença diminui, enquanto que na região apical do implante angulado encontram-se valores até três vezes maior para as tensões em relação às encontradas no implante vertical.

Lembrando-se que apenas em termos de estudo comparativo, o valor para a carga horizontal foi o mesmo para a carga vertical: 100N, ocasionando altos níveis de tensão. Geralmente as componentes horizontais são bem menores em relação as componentes verticais das forças de oclusão, como descrito no item 4.4.1.

A Tabela 15 mostra alguns valores ocorridos nos dois modelos considerados, destacando-se as maiores diferenças ocorridas.

Tabela 15: Maiores tensões na análise do comportamento dos implantes sob carregamento horizontal.

Regiões		Carregamento Horizontal			
		Implante Angulado		Implante Vertical	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	18,94	-2,93	48,25	-2,63
	Lingual	8,40	-33,79	5,62	-60,54
	Mesial	7,77	-8,35	10,04	-8,15
	Distal	12,53	-12,76	14,89	-15,03
Apical	Bucal	1,85	-1,04	0,47	-0,97
	Lingual	2,46	-0,31	1,18	-1,21
	Mesial	2,32	-3,86	0,44	-0,75
	Distal	2,50	-3,38	0,44	-0,85

A região apical do implante angulado está mais próxima da região comprimida da porção onde o implante foi posicionado, encontrando-se maiores valores de compressão que no implante vertical. Mesmo ambos tendo uma camada de osso cortical em seu contorno, a geometria do implante vertical ainda proporciona uma certa espessura de osso esponjoso na região apical que promove alguma mobilidade no ápice do implante, não resultando em grandes tensões no seu ápice, mas provocando maior solicitação na região cervical.

As tensões de compressão são de grande importância na verificação da reabsorção óssea e em todas as análises, a atuação das tensões de compressão foi a que apresentou maiores diferenças entre os casos comparados. A geometria do implante angulado e também a qualidade óssea do modelo mandibular adotado, contribuiram para que este

tivesse uma boa ancoragem, resultando assim em menores tensões na região cervical em relação ao implante vertical, como mostra os níveis de tensões σ_3 da Figura 34.

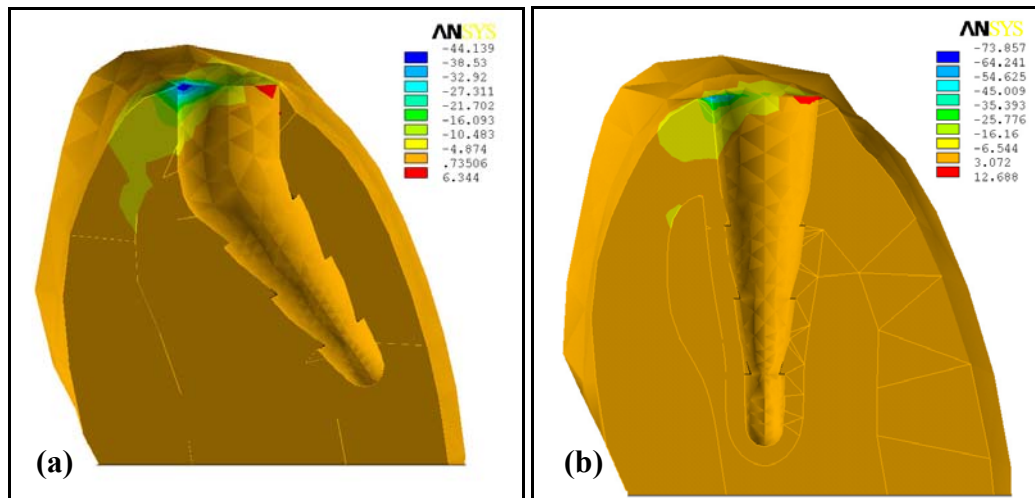


Figura 34: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga horizontal para modelos com osso cortical contornando o implante.

Simulando uma situação do implante ainda não consolidado sob carga horizontal buscando representar uma situação mais desfavorável, que é a instalação do implante direto em contato com o osso cortical e o osso trabecular, verificou-se que as diferenças citadas anteriormente permaneceram, ocorrendo aumento das tensões de compressão nas regiões apical e cervical do implante angulado.

A Figura 35 representa os níveis de tensões em termos de σ_3 para os dois tipos de implantes sujeitos às situações descritas acima.

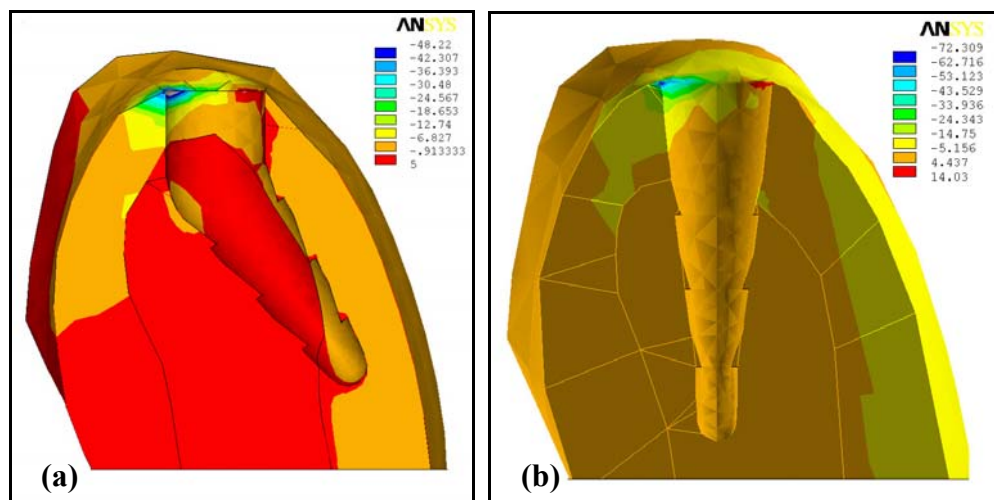


Figura 35: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga horizontal para modelos assentamento direto sobre cortical e trabecular.

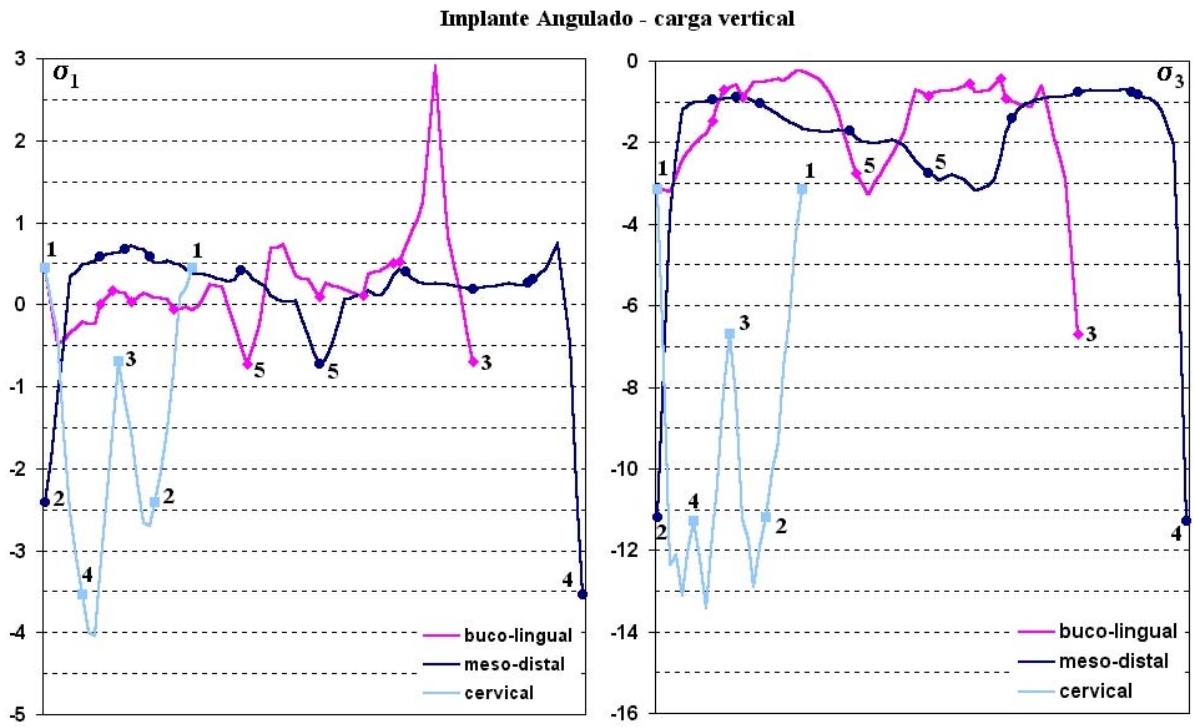


Figura 36: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante angulado sob carga vertical.

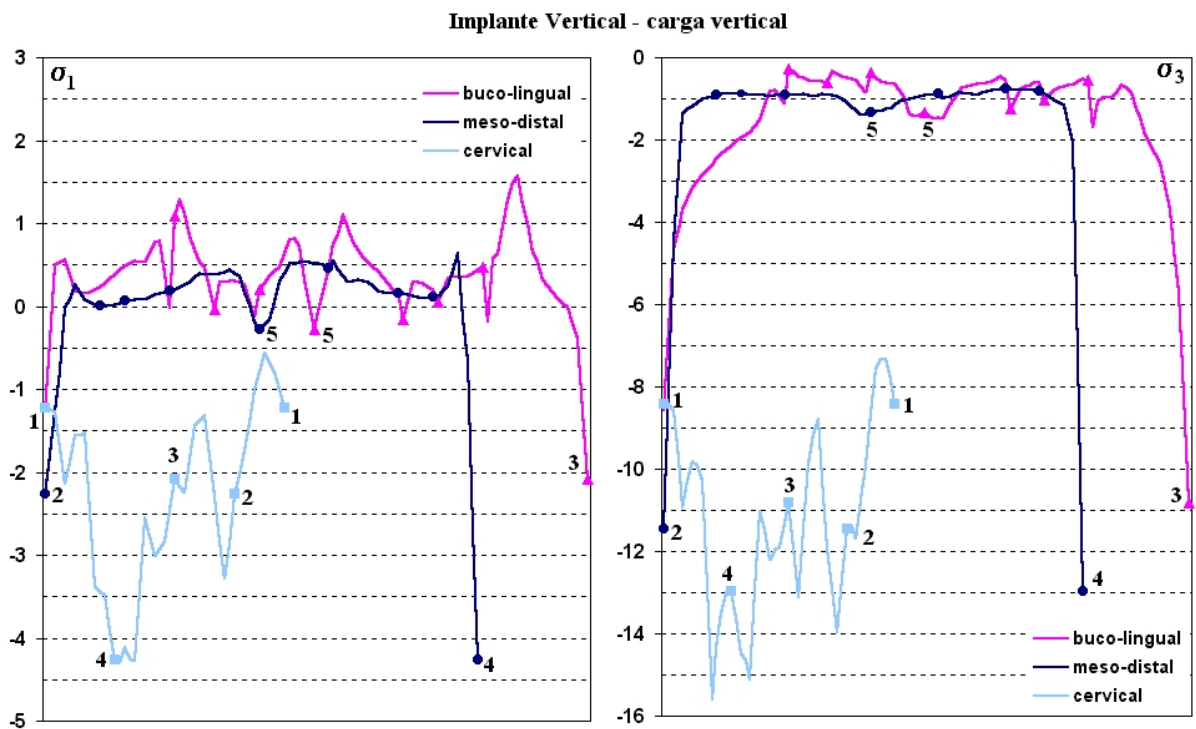


Figura 37: Tensões nos nós das linhas dos contornos buco-lingual, meso-distal e cervical do implante vertical sob carga vertical.

Para o carregamento vertical, os valores de tensões no contorno bucal-lingual do implante angulado mostram que há uma maior tração no lado lingual próximo ao topo cervical do implante (região de maior curvatura do implante) e maior compressão nas regiões apical e cervical. No implante vertical, as tensões de compressão são maiores na região cervical e vão diminuindo ao longo do corpo do implante.

No contorno buco-lingual do implante angulado observou-se tensões até 60% menores em relação ao implante vertical na região cervical, enquanto que na região apical os valores são até 50% menores para o implante vertical em relação ao implante angulado.

Para o contorno meso-distal, os maiores valores de tensões para os dois implantes ocorreram na região cervical, não havendo grande diferença entre os valores que, apenas na região apical, são até 50% menores para o implante vertical em relação ao angulado.

No contorno do topo cervical dos dois modelos predomina a compressão, sendo que no implante vertical esses valores são maiores em toda sua extensão. A Tabela 16 mostra destacadas estas maiores diferenças verificadas nos gráficos das Figuras 36 a 37 e nos níveis de tensões na Figura 38.

Tabela 16: Maiores tensões na análise do comportamento dos implantes sob carregamento vertical.

Regiões		Carregamento Vertical			
		Implante Angulado		Implante Vertical	
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)
Cervical	Bucal	0,45	-3,22	0,56	-8,56
	Lingual	2,90	-6,69	1,50	-10,81
	Mesial	0,51	-11,19	0,25	-11,46
	Distal	0,74	-11,28	0,63	-12,95
Apical	Bucal	0,22	-2,75	0,73	-1,36
	Lingual	0,72	-3,26	1,10	-1,47
	Mesial	0,41	-2,82	0,39	-1,40
	Distal	0,13	-3,17	0,53	-1,37

Simulando uma situação do implante ainda não consolidado sob carregamento vertical, buscando representar uma situação mais desfavorável onde se tem o assentamento do implante direto em contato com o osso cortical e o osso trabecular, verificou-se que as diferenças citadas anteriormente permaneceram, ocorrendo aumento das tensões de compressão na região cervical do implante vertical, como mostra a Figura 39 com os níveis de tensões em termos de σ_3 .

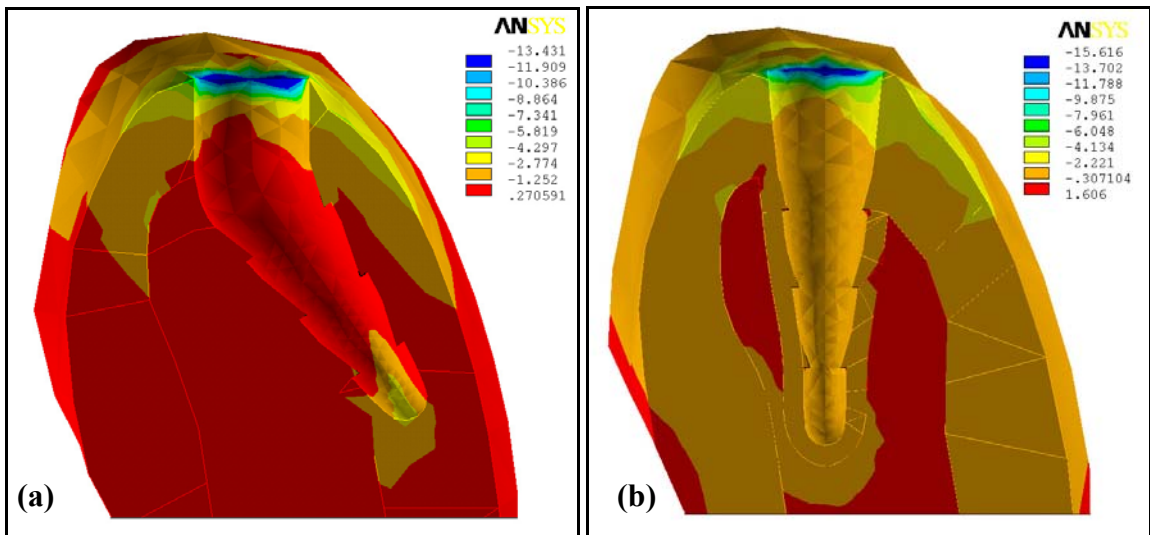


Figura 38: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga vertical para modelos com osso cortical contornando o implante.

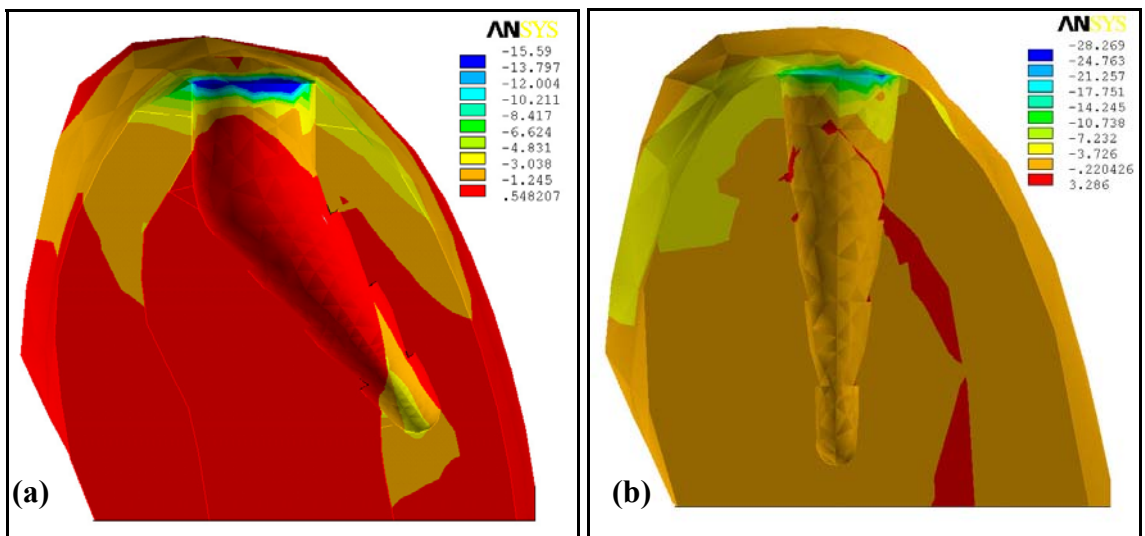


Figura 39: Níveis de σ_3 na seção bucal-lingual para os implantes angulado (a) e vertical (b) sob carga vertical para modelos com assentamento direto sobre cortical e trabecular.

6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Na análise da variação das restrições de deslocamento, pode-se concluir que ambas condições são válidas para a região de interesse da mandíbula, pois se observou que a diferença maior entre os resultados para as tensões ocorreu na região cervical do contorno meso-distal para os dois tipos de implante, ocorrendo um aumento das tensões de compressão nos modelos considerando o deslocamento relativo entre os côndilos permitido. Essas atingiram valores que ainda são menores que os máximos encontrados nesta região, que permaneceram sem grandes diferenças entre os dois casos analisados para os dois tipos de implantes.

Com a utilização do modelo simplificado, observou-se que, tanto para o implante angulado quanto para o vertical, nas regiões abaixo da cervical, as tensões atingiram valores próximos aos encontrados nos modelos considerando toda estrutura mandibular, mas na região cervical os valores das tensões de compressão foram menores para os modelos simplificados. A consideração de um modelo simplificado pode levar a valores que não apresentam muita confiabilidade em se tratando de análises visando relacionar o estado de tensões da vizinhança do implante com a reabsorção óssea.

Na análise do contorno ósseo para ambos implantes, verificou-se que nos modelos considerando o assentamento sobre as camadas ósseas cortical e trabecular simulando a situação quando da instalação do implante, ocorreu um aumento das tensões, principalmente de compressão, na região cervical em relação aos modelos com implante contornados apenas por osso cortical, assim como nas análises anteriores, levando à comprovação de que o carregamento precoce e a má qualidade óssea em torno do corpo do implante são prejudiciais ao desempenho e longevidade do implante. Vale ressaltar que, para o implante angulado, essas diferenças foram menores, pois, devido à sua geometria, pode-se conseguir uma ancoragem maior sobre o osso cortical, como no modelo aqui analisado, onde se tem toda face bucal e o ápice em contato com osso cortical.

Comparando-se os implantes em modelos com cortical óssea sob um carregamento horizontal, verificou-se que, para o implante angulado, as tensões de compressão foram menores na região cervical e maiores na região apical em relação ao

implante vertical. Para o carregamento vertical, a situação foi a mesma, ressaltando uma maior diferença na região cervical do implante vertical, onde as tensões de compressão em todas as faces desta região são maiores que no implante angulado. Com esses resultados podemos comprovar, em termos de distribuição de tensões, a eficiência do implante angulado, que apresentou resultados satisfatórios em relação a uma geometria de implante vertical que vem sendo aplicada com sucesso.

6.1. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como a comparação com outros sistemas de implantes não foi possível por não se encontrar na literatura estudos com as mesmas considerações de domínio, condições de contorno e carregamento, sugere-se aqui uma futura análise de outros sistemas de implantes submetidos às mesmas condições a fim de se verificar a eficiência dos mesmos em relação ao comportamento das distribuições das tensões no contorno dos implantes.

Comparação da distribuição de tensões entre modelos com implantes angulados e implantes verticais posicionados com uma inclinação correspondente.

Outra situação a ser considerada futuramente é o comportamento dos implantes em ambiente simulando o edentulismo total, onde se pode considerar uma prótese maxilar inferior completa fixada sobre quantos implantes se julgar necessário para a situação. Para um edentulismo parcial, pode-se considerar os outros elementos envolvidos na situação, tais como os dentes naturais remanescentes e seus respectivos ligamentos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABU-HAMMAD, O. A., HARRISON, A., WILLIAMS, D. The effect of a hidroxyapatite-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.
2. ADELL, R., LEKHOLM, B., ROCKLER, B., BRANEMARK, P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, v. 10, p. 387-416, 1981.
3. ADELL, R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J. Prosthet. Dent.*, v. 50, n. 2, p. 251-254, 1983.
4. ADELL, R., ERIKSSON, B., LEKHOLM, U. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in treatment of totally edentulous jaws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 5, n. 4, p. 347-359, 1990.
5. ALBREKTSSON, T., BRANEMARK, P. I., HANSSON, H. A. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop. Scand.*, 52(2): 155-170, 1981.
6. ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 1, p. 11-25, 1986.
7. ALBREKTSSON, T., JACOBSSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 57, n. 5, p. 597-607, 1987.
8. BABBUSH, C. A. Surgical atlas of dental implant techniques. Philadelphia: W. B. Saunders Co. 326p., 1980.
9. BARRA, L. P. S., TOLEDO, E. M., CRUZ, M., LEMONGE, A. C. C. Análise de tensões em implantes odontológicos – Relatório Final – NUMEC – Faculdade de Engenharia – Universidade Federal de Juiz de Fora, 2000.
10. BARRA, L. P. S., TOLEDO, E. M., CRUZ, M., LEMONGE, A. C. C. Análise de tensões na vizinhança de um implante Bioform. *Anais do XVI COBEM – Congresso Brasileiro de engenharia Mecânica*, vol. 1, p. 340-346, 2001.
11. BARRA, L. P. S., TOLEDO, E. M., SILVA, C. E. Experimentos na modelagem biomecânica de implantes dentários. *Anais do V Simpósio Mineiro de Mecânica Computacional*, v.1. p.119-127, 2002.
12. BINKMANN, E. *Enossale implantate aus aluminiumoxidkeramik*. *Zahnarzt Prax*, 31(8): 328-330, 1980.
13. BORCHERS, L., REICHAERT, P. Three-dimensional stress distribution around a dental implants at different stages of interface development. *J. Dent. Res.*, v. 62, n. 2, p. 155-159, 1983.
14. BRANEMARK, P. I., BREINE, U., ADELL, R. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *I. Experimental studies. Scan. J. Plast. Reconstr. Surg.*, v. 3, p. 81-100, 1969.

15. BRANEMARK, P. I., BREINE, U., ADELL, R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg – Suppl.*, v. 16, p. 1-132, 1977.
16. BRUGGENKATE, C.M., SUTTER, F., OOSTERBEEK, H.S., SCKROEDER, A. Indications for angled implants. *J. Prosthet. Dent.*, v. 67, p. 85-93, 1992.
17. BRUNSK, J. B. In vivo Bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv. Dent. Res.*, v. 13, p. 99-119, 1999.
18. BUSER, D., WARRER, K., KARRING, T. Formation of a periodontal ligament around titanium implants. *J. Periodontol*, v. 61, n.9, p. 597-601, 1990.
19. CANAY, S., HERSEK, N., AKPINAR, I., ZULFU, A. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants sith finite-element analysis. *Quintessence Int.*, v. 27, n. 9, p. 591-598, 1996.
20. CAPUTO, A. A. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., Inc, Chicago, Illinois, 1987.
21. CELLETTI, R., PAMEIJER, C. H., BRACCHETTI, G., VISANI, I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, v. 15, p. 563-573, 1995.
22. CESCHIN, J. R. *Implante na reabilitação Bucal*, Panamek Editorial, São Paulo, 1984.
23. CHERCHÈVE, R. *L'implantologie de sécurité, progrès em implantologie dentaire*. Paris: Maloine S. A., 177 p., 1977.
24. CLELLAND, N. L., GILAT, A., MCGLUMPHY, A., BRANTLEY, W. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutment for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 8, p.541-548, 1993.
25. CLELLAND, N. L., ISMAIL, Y. H., ZAKI, H. S., PIPKO, D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 6, n. 4, p. 391-398, 1991.
26. COSTANTI, E. U. *Investigação do estado de tensões em ossos usando o método dos elementos finitos*, Dissertação (mestrado) – Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, 1994.
27. COOK, S. D., KLAWITTER, J. J., WEINSTEIN, A. A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J. Dent. Res.*, v. 61, n. 8, p. 1006-1009, 1982.
28. CRUZ, M. *Análise tridimensional de tensões em torno do implante cuneiforme pelo método dos elementos finitos*. Dissertação (mestrado), Universidade Camilo Castelo Branco, Campinas, 2001.
29. CRUZ, M., REIS, C.C. *Implantes Angulados, Frontal e Lateral*. Recursos Morfológicos para usar aplicabilidade da técnica. Curso. Juiz de Fora – Clinest, p. 19-21, 1990.
30. CRUZ, M., REIS, C. C. Reposición quirúrgica del nervio maxilar inferior para la colocación de implantes. *J. Clin. Odont.*, v. 13, n. 2, p. 41-50, 1998.

31. CRUZ, M., REIS, C. C., MATTOS, F. F. Implant-induced expansion of atrophic ridges for placement of implants. *J. Prosthet. Dent.*, v. 85, n. 4, p. 377-381, 2001.
32. CRUZ, M., REIS, C. C., SILVA, V. C. Membrana aloplástica para isolamento tecidual na regeneração guiada dos tecidos. *Odontólogo Moderno*, v. 20, n. 6, p. 6-13, 1993.
33. DIXON, D. L., BREEDING, L. C., SADLER, J. P., MCKAY, M. L. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant design. *J. Prosthet. Dent.*, v. 74, p. 270-278, 1995.
34. EGER, D. E., GUNSOLLEY, J. C., FELDMAN, S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 15, n. 6, p. 819-823, 2000.
35. ERICSSON, I., LEKHOLM, U., BRANEMARK, P. I. A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin. Periodontol.*, v. 13, p. 307-312, 1986.
36. FERREIRA, P. C., MENDES, R. B., BARRA, L. P. S., TOLEDO, E. M. Análise de tensões em implantes odontológicos. *Principia – Caminhos da iniciação científica*, Editora da UFJF, vol. 6, p. 13-22.
37. HEKNEBY, M. the load of temporomandibular Joint: Physical calculations and analysis. *J. Prosthet. Dent.* 31: 303, 1974.
38. HENCH, L. L., WILSON, J. *Clinical performance of skeletal Prostheses*, Chapman & Hall, 2-6 Boundary Row, London, p. 237-254, 1996.
39. HOLMES, D. C., GRIGSBY, W. R., GOEL, V. K. Comparison os stress transmission in the IMZ implant system with polyoximethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 7, p. 450-458, 1992.
40. INOU, N., FUJIWARA, H. Y., MAKI, K. Functional Adaptation of Mandibular Bone, *Computational Biomechanics*, Springer-Verlag, p. 23-42, 1996.
41. IPLIKÇIOGLU, H., AKÇA, K. Comparative evaluation of supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone, *Journal of Dentistry*, v. 30, p. 41-46, 2002.
42. JUNG, Y. C., HAN, C. H., LEE, K. W. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 11, n. 6, p. 811-818, 1996.
43. JUNQUEIRA, L. C., CARNEIRO, J. *Histologia Básica*, 8ª edição, Editora Guanabara Koogan, p. 241-245, 1995.
44. KIRSCH, A., MENTAG, P. J. The IMZ endosseous two phase implant system: a complete oral rehabilitation treatment concept. *Oral Implantology*, v. XII, n. 4, p. 577-585, 1986.
45. KOPP, C. D. Branemark Osseointegration: Prognosis and Treatment Rationale, *Dental Clinics of North America*, v. 33, n. 4, 701-711, 1989.

46. KREKMANOV, L., KAHN, M., RANGERT, B., LINDSTRÖM, H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 15, n. 3, p. 405, 2000.
47. LLOMBART, D., LLOMBART, J. A. Aplicaciones del análisis estructural al estudio de las interferenciaia oclusales. *Revista Int. De Métodos Numéricos para Cáculo y Diseno em Ingenieria*, v. 12, n. 4, p. 497-513, 1996.
48. LOZADA, J. L., ABATE, M. F., PIZZARELLO, F. A. Comparative three-dimensional analys of two finite-elemente edosseous implante designs. *J. Oral Implantology*, v. 20, n. 4, p. 315-321, 1994.
49. MCQUEEN, D., SUNDGREN J. E., IVARSSON, B., LUNDSTROM, I. Clinical applications of biomaterials. John Willey & Sons Ltda, p. 179-185, 1982.
50. MOURA, C. R. Teoria e técnica de Begg, São Paulo: Panamed Editorial, p. 5-51, 1983.
51. MOYERS, R. E. Eletromyographic analysis of certain muscles involved in temporomandibular movement. *Am. J. Orthod.*, 36:481, 1950.
52. MURPHY, W. M., WILLIAMS, K. R., GREGORY, M. C. Stress in bone adjacent to dental implants. *J. Oral Rehabilitation*, v. 22, p. 897-903, 1995.
53. OLIVEIRA, E. J. Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro, 127p., 1997.
54. PAPAVALIOU, G. KAMPOSIOIRA, P., BAYNE, S. C., FELTON, D. A. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J. Prosthet. Dent.*, v. 76, n. 6, p. 633-640, 1996.
55. PARR, G. R., GARDNER, L. K., TOTH, R. W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosthet. Dent.*, v. 54, n. 3, p. 410-414, 1985.
56. PYLANT, T., TRIPLETT, R. G., KEY, M. C., BRUNSVOLD, M. A. A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in partially edentulous patient. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 7, n. 2, p. 195-202, 1992.
57. RIEGER, M. R., FARRED, K., ADAMS, W. K., TANQUIST, R. A. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, v. 61, p. 223-228, 1989.
58. ROBINSON, M. The temporomandibular joint: Theory of reflex controlled non-lever action of the mandible. *J. Am. Dent. Assoc.* 33: 1260, 1946.
59. ROYDHOUSE, B. D. S. The temporomandibular Joint: Up-ward force of the condyles on the cranium. *J. Am. Dent. Assoc.* 50: 166, 1955.
60. SODRÉ, G. F. Análise de Tensões em Implantes Odontológicos via Método dos Elementos Finitos, Dissertação (mestrado), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 1999.
61. SYKARAS, N., IACOPINO, A. M., MARKER, V. A. Implant materials, desings, and surface topographics: their effect on osseointregation. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 15, n. 5, p. 675-690, 2000.

62. TAKUMA, M., TSUTSUMI, S., FUKUNAGA, S., TAKAMORI, Y. Stress distribution around alumina, hidroxyapatite and plasma-spayed titanium dental implants. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*, v. 28, p. 73-82, 1988.
63. TORTAMANO NETO, P. *Estudo das tensões transmitidas à mandíbula por um implante osseointegrado variando-se a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada por meio do método dos elementos finitos*. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 1992.
64. VAN ZYL, P. P., GRUNDILING, N. L., JOOSTE, C. H., TERBLANCHE, E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 10, n. 1, p. 51-57, 1995.
65. WEINSTEIN, A. M., KLAWITTER, J. J., ANAND, S. C., SCHUESLER, R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J. Dent. Res.*, v. 55, n. 5, 1976.
66. WHEELER, R. C. *Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*, 5. ed., Philadelphia: W. B. Saunders, c 1974.