

MAURO CESAR ALVARES CRUZ

***ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DE TENSÕES
EM TORNO DO IMPLANTE CUNEIFORME
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS***

**Dissertação apresentada à Universidade Camilo
Castelo Branco - Centro de Pós-Graduação,
para obtenção do grau de Mestre em
Odontologia.**

Área de Concentração: Implantodontia

**Campinas
2001**

MAURO CESAR ALVARES CRUZ

***ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DE TENSÕES
EM TORNO DO IMPLANTE CUNEIFORME
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS***

**Dissertação apresentada à Universidade Camilo
Castelo Branco - Centro de Pós-Graduação, para
a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.**

Área de Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Thomaz Wassall

**Campinas
2001**

**Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca e
Centro de Documentação do Centro de Estudos
Odontológicos "São Leopoldo Mandic"**

C957a Cruz, Mauro Cesar Alvares.
Análise tridimensional de tensões em torno do implante
cuneiforme pelo método dos elementos finitos / Mauro . –
Campinas: [s.n.], 2001.
137 p.: il.

Orientador: Thomaz Wassall.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Camilo Castelo
Branco.

1. Implantes dentários. 2. Biomecânica. 3. Análise de
elementos finitos. I. Wassall, Thomaz. II. Universidade
Camilo Castelo Branco. III. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Apresentação da dissertação, ao Curso de Mestrado em Odontologia, subárea de Implantodontia, em 26 de outubro de 2001, à comissão examinadora constituída pelos Professores doutores:

Prof. Dr. Thomaz Wassall

Prof. Dr. Saturnino A . Ramalho

Prof. Dr. Elson Magalhães Toledo

A **Clóvis da Cruz Reis**, homem de coragem, de luta, desbravador, bandeirante, nobre de sentimentos e ideais, cientista, visionário, filósofo, poeta e criança. Deixou-nos um legado na Odontologia capaz de mudar seus rumos. Viveu à frente de seu tempo, meu pai.

AGRADECIMENTOS

À **UNICASTELO - Universidade Camilo Castelo Branco**, pela seriedade da instituição e pela qualidade do curso.

À **minha mulher, Dra. Lena Cruz**, cujo incentivo me trouxe a este mestrado.

Ao **Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira**, que viabilizou carinhosamente a minha participação.

Ao **Coordenador do Curso, Prof. Dr. Thomaz Wassall**, pela compreensão e aceitação.

Às **funcionárias da Universidade, Sílvia Luíza de Lima Souza e Silvana Aparecida Gomes**, pela atenção e carinho durante todo o curso.

Ao **Prof. Dr. Antônio Vicente de Souza Pinto**, companheiro de antigas lutas, com quem aprendi muito e continuo aprendendo.

À **Profa. Dra. Midori N. Pinto**, que emprestou o corpo e a alma ao curso.

Ao **corpo docente, Prof. Dr. Saturnino A. Ramalho, Prof. Dr. José Massaioshi, Prof. Dr. Ney Soares de Araújo, Prof. Dr. Luiz Antônio Violim Dias Pereira e Profa. Dra. Ruth Helena da Silveira Pedreira**, pela deferência, atenção e desprendimento em prol do curso.

Aos **meus colegas** de curso, que me receberam e me honraram com a amizade e o respeito.

Ao **NUMEC, Núcleo de Pesquisa em Métodos Computacionais em Engenharia, Dep. de Estrutura da Faculdade de Engenharia da UFJF, Profs. Dr. Elson Magalhães Toledo, Dr. Luiz Paulo da Silva Barra, Dr. Afonso Lemonge**, pelo espírito científico, de renovação, de conquista e pelo apoio amplo e irrestrito neste trabalho. **Aos alunos e estagiários Paulo César Ferreira, Rosenil Mendes, Vinícius Venâncio Viana, Edna Guimarães Carneiro e Carlos Eduardo da Silva**, que contribuíram de diferentes maneiras para esta realização.

Ao **LNCC, Laboratório Nacional de Computação Científica, por intermédio do Prof. Dr. Elson Magalhães Toledo**, pelo suporte computacional.

Ao **CRITT – Centro Regional de Inovação e Transferência de Tecnologia –** por intermédio de seu diretor, **Dr. Maurílio da Costa Souza, e Dr. Ricardo Thielmann**, que possibilitaram a realização deste trabalho.

Ao SEBRAE/MG – Serviço de Apoio às Micro e Pequenas Empresas de Minas Gerais – pela viabilização de todo o processo do trabalho.

Ao Clinest – Centro Clínico de Pesquisa em Estomatologia – pela participação e apoio científico.

À MAXTRON, pela possibilidade desta conquista.

À Dra. Gleide da Saude Ferreira Sodré, pelo seu desprendimento e apoio.

À Rita M^a Rodrigues, pelo trabalho e apoio nesta caminhada.

Ao meu staff, Vani de Castro N. Barbosa, Marcilene do Amaral Santos, Denise Scheffer Barbosa, Claudia Lira Lisboa e Anelise da Silva Machado, por terem suportado com dedicação e carinho os pesos deste período.

Ao Dr. Luiz Augusto Nagem, pelo apoio técnico e suporte científico com a realização das tomografias.

À Profa. Marise Pimentel Mendes, pela correção ortográfica.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	09
LISTA DE TABELAS	11
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
RESUMO	14
1. INTRODUÇÃO	16
2. REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 OSSEOINTEGRAÇÃO	17
2.2 CRITÉRIOS E ÍNDICES DE SUCESSO DOS IMPLANTES	21
2.3 FATORES DE INSUCESSO DOS IMPLANTES	26
2.4 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DOS IMPLANTES	28
2.5 FATORES BIOMECÂNICOS	33
2.6 ANÁLISE ESTRUTURAL APLICADA À ODONTOLOGIA	39
2.7 CONDIÇÕES E RESULTADOS DA ANÁLISE ESTRUTURAL APLICADA AOS IMPLANTES	45
2.8 O OSSO COMO MATERIAL ESTRUTURAL	70
2.9 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO E APOIOS	76
3. PROPOSIÇÃO	80
4. MATERIAIS E MÉTODOS	81
4.1 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS - MEF	81
4.2 CRITÉRIOS DE RESISTÊNCIA	82
4.3 CARACTERÍSTICAS DA MODELAGEM	84

4.3.1	GERAÇÃO DO MODELO DE UMA MANDÍBULA EDÊNTULA	85
4.3.2	MODELAGEM VIA MEF	88
4.3.3	CARGAS E APOIOS NA MANDÍBULA	91
4.4	PROPRIEDADES DOS MATERIAIS	95
4.5	SISTEMA DE IMPLANTES	97
4.6	POSICIONAMENTO DO IMPLANTE	99
4.7	CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO	100
4.8	CONDIÇÕES OPERACIONAIS	101
5.	RESULTADOS	102
5.1	RESULTADOS GLOBAIS DA ANÁLISE	103
5.2	DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS	104
5.3	DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÍNIMAS	109
5.4	DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES	113
6.	DISCUSSÃO	117
7.	CONCLUSÃO	122
	ABSTRACT	123
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	124
	ANEXO	

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Resultado da tomografia computadorizada da mandíbula adotada.	86
Figura 2	- Definição do posicionamento das seções transversais em relação ao eixo longitudinal da mandíbula.	86
Figura 3	- Seção transversal 32, adotada para posicionamento do implante.	87
Figura 4	- Montagem do modelo computacional da geometria da mandíbula: pontos, linhas, superfícies e volumes.	87
Figura 5	- Modelo computacional geométrico da mandíbula.	87
Figura 6	- Elemento tetraédrico quadrático.	88
Figura 7	- Mandíbula discretizada: malha de elementos tetraédricos quadráticos.	89
Figura 8	- Implante Bioform, modelo 413, discretizado em elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos.	90
Figura 9	- Restrições aos deslocamentos impostas para a análise.	92
Figura 10	- Exemplo do esquema de distribuição das forças aplicadas na região do masseter.	94
Figura 11	- Direções das forças aplicadas.	95
Figura 12	- Localização dos tipos de materiais utilizados na modelagem da estrutura óssea.	96
Figura 13	- Vistas do implante Bioform 413.	99
Figura 14	- Localização das Seções Horizontais e Verticais: SH1, SH2, SH3, SH4, SV1 e SV2.	103
Figura 15	- Resultado global na mandíbula: a) Deslocamentos; b) Tensão S1; c) Tensão S3; d) Tensão de Von Mises.	104

Figura 16 - Tensão Principal S1, seções axiais.	106
Figura 17 - Detalhes da tensão S1 para a parte superior da camada cortical, seções verticais.	107
Figura 18 - Tensão Principal S1, vista superior e seções transversais.	108
Figura 19 - Tensão Principal S3, seções axiais.	110
Figura 20 - Detalhes da tensão S3 para a parte superior da camada cortical, seções verticais.	111
Figura 21 - Tensão Principal S3, vista superior e seções transversais.	112
Figura 22 - Tensão de Von Mises, seções axiais.	114
Figura 23 - Detalhes da tensão de Von Mises para a parte superior da camada cortical, seções verticais.	115
Figura 24 - Tensão de Von Mises, vista superior e seções transversais.	116

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados da malha utilizada.	90
Tabela 2 - Componentes dos vetores distância (em mm).	93
Tabela 3 - Cossenos diretores das forças musculares resultantes (lado direito).	94
Tabela 4 - Propriedades elásticas dos materiais.	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS¹

ν	- Coeficiente de Poisson
\varnothing	- Diâmetro
α, β, γ	- Ângulos entre o vetor considerado e os eixos x, y, z respectivamente
[K]	- Matriz de rigidez da estrutura
[P]	- Vetor de forças aplicadas
[u]	- Vetor de deslocamentos desconhecidos
3D	- Tridimensional
ATM	- Articulação Têmporo Mandibular
CAD	- Computer Aid Design - Desenho Auxiliado por Computador
cos	- Cosseno
E	- Coeficiente de elasticidade longitudinal
etc.	- Etecétera
FIG.	- Figura
ITI	- International Team for Oral Implantology
l	- Comprimento
LNCC	- Laboratório Nacional de Computação Científica
M	- Músculo Masseter
MEF	- Método dos Elementos Finitos
mm	- Milímetro
MPa	- Mega Pascal
N	- Newton
n.	- Número
p.	- Página

¹ De acordo com a NBR 10522: Abreviação na Descrição Bibliográfica, de 1988, da Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT.

P_0	- Força axial no implante
P_l	- Músculo Pterigoideo lateral
P_m	- Músculo Pterigoideo medial
$r_M, r_T, r_{Pl}, r_{Pm}, r_{P_0}$	- Distâncias das componentes M, T, Pl, Pm, P_0 ao eixo x(1-2)
S1 e S3	- Tensões principais
SH1, SH2, SH3, SH4	- Seções perpendiculares ao eixo do implante
SV1 e SV2	- Seções verticais
T	- Músculo Temporal
TAB.	- Tabela
u	- Vetor unitário na direção do eixo do implante
v.	- Volume
VM	- Critério de resistência de Von Mises
X	- Produto vetorial
x, y, z	- Eixos coordenados
σ_c	- Tensão de escoamento na compressão
σ_r	- Tensão de ruptura
σ_T	- Tensão de escoamento na tração
σ_{VM}	- Tensão de Von Mises
$\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}$	- Componentes de tensões normais
$\sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{xz}$	- Componentes de tensões cisalhantes
C_r	- Cromo
C_o	- Cobalto
Mb	- Molibidênio

RESUMO

O comportamento biomecânico dos implantes dentais tem um importante papel na sua relação com o organismo e, conseqüentemente, na sua longevidade dentro da estrutura óssea. A análise pelos Elementos Finitos é uma excelente ferramenta, capaz de estudar este comportamento e fornecer dados que ajudem a conhecer e a melhorar o projeto dos implantes. Neste trabalho avaliou-se o comportamento da geometria do implante cuneiforme por este método. Foi criado um modelo mecânico de uma mandíbula edêntula utilizando uma tomografia computadorizada, no qual inseriu-se o implante na região do primeiro pré-molar esquerdo e sobre ele foi aplicada uma carga axial de 100N. As condições de apoio foram as mais próximas possíveis das condições naturais, utilizando-se da ação da musculatura e dos apoios condilares. Realizou-se a análise considerando o osso como um material homogêneo, isotrópico e linearmente elástico. Os resultados obtidos foram analisados de per si e comparados com estudos da literatura. As conclusões que foram extraídas destas análises são pertinentes às questões de metodologia de modelagem e apoios da estrutura mandibular, verificando-se que, quanto mais refinado é o modelo, mais confiáveis serão os resultados. Tais conclusões são pertinentes também ao comportamento da geometria cuneiforme que, de uma maneira geral, distribuiu uniformemente as tensões, sem concentrações no ápice ou no corpo do implante. Como outros estudos, os resultados apresentaram concentrações na região do colo do implante, ou seja, na cortical óssea, mas com valores bem próximos às encontradas na região da cortical,

em que foram aplicadas as cargas geradas pela ação muscular, isto é, sob efeito da musculatura.

1 - INTRODUÇÃO

O implante dental está submetido constantemente às cargas multidirecionais, pois o ambiente bucal é gerador permanente das mesmas.

A maneira como estes implantes distribuem estas tensões no osso é ponto fundamental da relação osso / implante e, conseqüentemente, da sua longevidade. Este comportamento biomecânico é diretamente dependente da sua geometria, ou melhor, do seu projeto, que inclui fatores como a forma, o material utilizado, o tipo e o material da prótese.

Considerando de uma maneira geral que o material, tanto da prótese como dos implantes, é aproximadamente semelhante quanto as suas propriedades, na maioria das técnicas descritas, o estudo da forma do implante e sua interrelação com o organismo pode trazer contribuições interessantes.

Com a introdução do conceito de união dos implantes com o osso, criando uma interface rígida, a chamada osseointegração, a técnica dos implantes cresceu enormemente. Em função da maneira como esse conceito foi apresentado e dos resultados alcançados, os trabalhos científicos proliferaram em número e qualidade. Várias áreas, no entanto, são campos abertos à investigação com diferentes metodologias. O método dos elementos finitos, introduzido nas análises de estruturas aeronáuticas, como uma extensão das técnicas da análise matricial de estruturas reticuladas com o posterior entendimento de suas bases matemáticas e

sua contínua evolução, tem contribuído, hoje, sobremaneira para o estudo de diferentes situações no campo da análise de tensões.

Assim, este estudo propõe investigar a geometria do implante cuneiforme, com relação a sua forma de distribuição de tensões na estrutura óssea, via método dos elementos finitos.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Como esta revisão enfoca diferentes assuntos, desde problemas básicos de biologia até aspectos avançados de biomecânica e engenharia, para melhor compreensão, dividimos em tópicos este capítulo.

2.1 - OSSEOINTEGRAÇÃO

As técnicas de implantes utilizando os princípios da osseointegração apresentada por BRÂNEMARK et al., em 1969, reúnem hoje uma série de procedimentos muito importantes e indispensáveis no contexto da odontologia. Como definida por BRÂNEMARK et al. (1977), a osseointegração *“é uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido à carga funcional”*. Há, portanto, a ausência de um elemento amortecedor das cargas oclusais que incidem sobre o implante e que são transmitidas ao osso. Quando o dente natural sofre ação de um carregamento corono apical, o ligamento periodontal funciona, permitindo somente tensões de tração na interface dente osso.

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 pressões fortes sejam exercidas diretamente sobre o tecido ósseo, o que provocaria a sua reabsorção.

Como na osseointegração este fenômeno não ocorre, e toda a carga tem de ser transmitida diretamente ao osso, a forma como isto acontece, portanto, é de extremo interesse. Os sistemas de implantes já estudados e testados mostraram uma concentração de tensões na crista óssea e no ápice do implante, sendo somente parte do carregamento transferido para o corpo do implante. Sabemos, portanto, que a magnitude das tensões geradas na estrutura óssea será menor nos dentes naturais que nos implantes.

Nas primeiras tentativas com os implantes, devido às suas condições de superfície, cirúrgicas e de carregamento, obtinha-se freqüentemente uma camada de tecido conjuntivo fibroso entre eles e o osso, que acreditava-se poder funcionar à semelhança do periodonto amortecendo as cargas.

CHERCHÈVE (1977) descreveu implantes com interface fibrosa e técnicas cirúrgicas e de próteses para executá-los.

BABBUSH (1980) apresentou vários tipos de implantes descrevendo as suas técnicas e esse tipo de relação implante organismo, isto é, uma interface fibrosa.

CESCHIN (1984), em uma revisão da literatura, descreveu várias morfologias usadas desde o início do século XX até os anos 80, cujas propostas da relação implante osso eram de uma interposição fibrosa.

Os estudos revelaram, no entanto, que esta camada de tecido conjuntivo fibroso apresentava pouca semelhança com o ligamento periodontal e predispunha ao colapso do tecido conjuntivo, fato este que muitas vezes resultava na perda clínica do implante a curto prazo.

ALBREKTSSON & JACOBSSON (1987) concluíram que a formação de tecido conjuntivo na interface resultava de problemas variados associados à implantação de um material estranho ao organismo, sob condições adversas. Se fatores como a biocompatibilidade, geometria do implante, condições da superfície e de carregamento e técnicas cirúrgicas forem devidamente controlados, a osseointegração será uma reação fisiológica previsível e, uma vez obtida, a ancoragem óssea direta poderá manter-se por períodos de décadas ou mais.

Os autores concluíram que, para ocorrer a manutenção desta condição, além de uma série de fatores do paciente, os carregamentos dos implantes e a maneira como eles são transmitidos ao osso são muito importantes e desempenham um papel fundamental, visto não haver amortecimento ou compensação destas cargas, gerando grande concentração de tensões no osso.

Dentro da osseointegração, tentativas têm sido feitas para se superar este aspecto biomecânico. Segundo KIRSCH & MENTAG (1986), o sistema de implantes IMZ introduziu, em 1978, um dispositivo dentro do próprio implante para compensar as tensões, na tentativa de imitar o periodonto natural. Ele consistia de uma porção interna de um material altamente resiliente que periodicamente era substituído.

HOLMES et al. (1992) demonstraram que este recurso adotado pelo sistema IMZ não melhorava o padrão de distribuição das cargas.

SPIEKERMANN et al. (1995) apresentaram uma série de casos com controle, utilizando o elemento intra móvel.

PAPAVASILIOU et al. (1996), em uma análise do comportamento biomecânico de implantes unitários, via MEF avaliou o desempenho do sistema

implante / elemento intra móvel de material resiliente (Delrin), relatando uma redução nas tensões quando comparado com o grupo controle, sem o elemento intra móvel.

Um estudo utilizando uma análise tridimensional de elementos finitos, desenvolvido por ABU-HAMMAD et al. (2000), avaliou o efeito de uma camada de material resiliente em torno do colo do implante na distribuição de tensões. Cinco modelos foram gerados de implantes ocos (Tipo ITI - *Hollow Cylinder*). No modelo 1, o implante foi construído totalmente de titânio, e nos outros (2 a 5) foi acrescentado um colar de Hidroxiapatita - Polietileno Reforçado, um compósito com a habilidade de se osseointegrar, segundo HOBKIRK (1986) citado pelo autor e WOLFE & HOBKIRK (1989). Assumiu-se uma interface rígida entre o implante e o osso incluindo a porção elástica. Os modelos foram submetidos a uma carga axial e lateral de 100N. Os resultados demonstraram uma redução de tensões somente em um modelo que apresentava um corte de 0,25mm de espessura comparado com o controle. Os outros, com colares menores ou mais estreitos, apresentaram uma concentração maior. Os autores concluíram que, apesar disso, não havia vantagens clínicas, visto que, após uma pequena perda óssea no colo, o implante se comportou como o grupo controle.

BUSER et al. (1990) realizaram estudos experimentais em macacos, com o objetivo de avaliar a formação de ligamento periodontal ao redor dos implantes com células advindas do próprio ligamento. Teoricamente, o implante com o sistema do ligamento periodontal igual aos dentes naturais teria uma condição biomecânica mais favorável. Foram instalados implantes no maxilar inferior de 5 macacos, no qual as porções apicais dos dentes removidos ficaram retidas. Após 12 meses em repouso, os implantes foram removidos e analisados histologicamente. Foram encontradas fibras do ligamento periodontal, semelhantes ao periodonto natural, nas

áreas do implante próximas à raiz retida. Não se sabe, todavia, qual o seu comportamento sob a ação de carregamentos.

WARRER et al. (1993) descreveram a formação de ligamento periodontal em torno de diferentes tipos de implantes de titânio. Implantes ocos e rosqueados foram introduzidos em mandíbulas de macacos em contato com as raízes dos dentes. Ocorreu crescimento de uma camada de cemento em contato com os implantes e fibras do ligamento periodontal unindo o cemento e o osso adjacente. A morfologia e as dimensões destes tecidos eram iguais às do dente natural.

Mais recentemente, CHOI (2000) utilizou cultura de células do ligamento periodontal de três cães sobre implantes de titânio e fez a instalação dos implantes na mandíbula destes cães. Após 3 meses de espera, as análises histológicas revelaram que em várias áreas havia uma camada de tecido semelhante ao cemento, com fibras colágenas inseridas. Ele concluiu que células cultivadas do ligamento periodontal podem formar um tecido semelhante ao verdadeiro ligamento periodontal em torno dos implantes.

2.2 - CRITÉRIOS E ÍNDICES DE SUCESSO DOS IMPLANTES

Os critérios de sucesso dos implantes osseointegrados têm sido tema de diversos autores. BRÅNEMARK et al. (1977) registraram um índice de 100% de estabilidade de próteses fixas implanto suportadas para o maxilar inferior e 94% para o maxilar superior em um estudo de 10 anos.

Um estudo de 15 anos foi conduzido por ADELL et al. (1981) entre 1965 e 1980, no qual um total de 2768 implantes foram inseridos em 371 pacientes. A maioria destes pacientes tinha um longo período de edentulismo e a perda óssea em muitos já atingia um grau avançado, podendo comprometer a ancoragem dos implantes. Foi registrada perda óssea marginal no primeiro ano após a instalação das próteses. A média de perda óssea registrada foi de 1,2mm, decrescendo anualmente após o primeiro ano de carregamento. Para o maxilar inferior foi registrado um índice de 91% de próteses estáveis e 81% para o maxilar superior. Os autores concluíram que o tratamento com próteses fixas implanto suportadas implica não apenas na reabilitação morfo-funcional, mas também proporciona um impacto positivo na situação psico-social do paciente.

Reformando os critérios propostos em 1979 pelo Consenso de Harvard, patrocinado pelo National Institute of Health (USA) (SCHNITMAN & SHULMAN, 1979), e levando-os para os novos conceitos de osseointegração estabelecidos por ADELL et al. em 1981, ALBREKTSSON et al. (1986) propuseram novos critérios. O implante bem sucedido, deveria atender aos seguintes pontos:

- apresentar-se imóvel quando testado clinicamente;
- ao exame radiográfico, não demonstrar nenhuma evidência de radiolucência periimplantar;
- a perda óssea vertical 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.

ERICSSON et al. (1986) divulgaram resultados de implantes osseointegrados em pacientes parcialmente edêntulos, cujas próteses foram conectadas a implantes e dentes. Nenhuma falha foi divulgada para uma série de 41 implantes tipo Brånemark inseridos em 10 pacientes. O período de avaliação variou de 6 a 30 meses. Nenhuma perda óssea foi observada em torno dos dentes. Ao redor de três implantes em dois pacientes, a perda óssea excedeu a 1,0mm, chegando a 3,0mm em um deles.

Em 1989, SMITH & ZARB revisaram os critérios propostos por ALBREKTSSON et al., em 1986.

TETSCH et al. (1990), apresentaram as conclusões de um encontro no qual um grupo de pesquisadores em 1989 estabeleceram um consenso dos critérios, envolvendo desde o material dos implantes, os procedimentos cirúrgicos, esterilidade, controle de pacientes, etc.

ADELL et al. (1990) divulgaram os resultados de um estudo com acompanhamento de 15 anos de 700 pacientes totalmente edêntulos, nos quais foram instalados 4636 implantes. O grau do sucesso foi avaliado e os resultados indicaram melhores índices para a mandíbula do que para a maxila. Segundo conclusões dos autores, o índice de estabilidade das próteses na maxila alcançou 95% entre 5 e 10 anos e 92% em 15 anos. Na mandíbula, os índices foram maiores, alcançando 99% em todos os intervalos de tempo.

Analisando-se o implante individualmente, os índices foram:

- Maxila - 84% a 92% em 5 anos, 81% a 82% em 10 anos e 78% em 15 anos;

- Mandíbula - 91% a 99% em 5 anos, 89% a 98% em 10 anos e 86% em 15 anos.

As variações nos índices referiram-se a diferentes resultados obtidos para grupos distintos, adotados na análise.

Em 1991, ALBREKTSSON & SENNERBY apresentaram a questão dos critérios de avaliação, relacionando os sistemas existentes até então e enfatizando a importância de se seguir critérios padronizados.

Considerando os critérios descritos em 1986, os índices de sucesso dos implantes têm se mantido altos, incrementando cada vez mais o seu uso.

PYLANT et al., em 1992, apontaram estes altos índices de sucesso registrados no tratamento do edentulismo total, salientando que, para o edentulismo parcial, apenas uma avaliação limitada já havia sido conduzida. Realizaram um estudo com 34 pacientes tratados com implantes tipo Brånemark, num total de 102 implantes, com controle variando de 6 a 49 meses. Foram usados os critérios descritos por ALBREKTSSON et al. (1986) para avaliação dos implantes. O índice de sucesso foi de 87,8% no maxilar inferior e 89,3% no maxilar superior. A perda óssea média por implante ocorrida na crista óssea foi de 1,9mm, com variação de $\pm 0,5$ mm. Os autores associaram a perda óssea marginal a vários fatores como, por exemplo, a remodelagem após a fase operatória, forças de carregamento excessivas e concentração de tensões na crista óssea.

A eficácia dos implantes instalados na região posterior dos maxilares foi tema de um trabalho apresentado por NEVINS & LANGER em 1993. Eles desenvolveram um estudo retrospectivo envolvendo 1203 implantes em pacientes

parcialmente edêntulos. Os implantes foram instalados em 200 maxilares superiores e 195 inferiores. Os resultados comprovaram a viabilidade clínica do uso dos implantes nesta região.

FREEST & SAVETT (1996) chamaram a atenção para os cuidados que deve ter-se para a coleta e comparação de dados que indicam os índices de sucesso dos implantes e preconizaram uma padronização universal na metodologia desta análise.

Para avaliação dentro dos critérios prescritos por ALBREKTSSON et al em 1986, o método de exame clínico periodontal e os exames radiográficos têm-se mostrado úteis, principalmente para mensuração da perda óssea em torno do colo dos implantes.

ADELL (1983) propôs que o sucesso do implante deveria ser julgado somente após o primeiro ano de função, porque grande parte da perda óssea ocorria durante os 12 meses seguintes à conexão da prótese. SMITH & ZARB (1989) sugeriram que um dos critérios de sucesso para implantes seria uma perda óssea marginal menor que 0,2mm anual, após o primeiro ano de função do implante.

JUNG et al. (1996) selecionaram um total de 62 implantes, instalados em pacientes parcialmente edêntulos para medir a perda óssea nos lados mesial e distal da crista óssea. O osso ao redor dos implantes foi observado por meio de radiografias intra bucais padronizadas a cada 3 meses durante os primeiros 12 meses de função do implante. Observou-se rápida perda óssea ao redor do pescoço de todos os implantes nos primeiros 3 meses (acima de 50%), progredindo mais lentamente ao longo do corpo do implante no período restante. A quantidade de perda óssea durante o período de observação variou de 1,32mm até 2,02mm.

2.3 - FATORES DE INSUCESSO DOS IMPLANTES

Os fatores de risco que podem levar à perda ou ao comprometimento dos implantes podem ser divididos em sistêmicos ou gerais, mecânicos e estéticos (RENOUART & RANGERT, 1999). Entre as falhas mecânicas incluem-se fraturas por excesso de carga, fadiga do material, corrosão e desgaste. As falhas gerais ou biológicas resultam de problemas como infecção, alterações sistêmicas ou outras reações do organismo.

Grande esforço tem sido concentrado no sentido de se aprimorar todo o protocolo relativo aos implantes, desde as técnicas cirúrgicas, técnicas de fabricação, condições de superfície, tipos de próteses e o estabelecimento de uma geometria mais funcional, capaz de melhorar o desempenho biomecânico a partir do conhecimento das diversas situações de carregamento originadas na cavidade bucal.

A complexidade deste processo é muito grande. Além dos aspectos inerentes ao próprio implante, há os fatores protéticos e os dos indivíduos, com suas próprias variações.

SMITH et al. (1992) relataram a importância do estado geral do paciente no índice de sucesso da osseointegração dos implantes.

SALONEN et al. (1993), avaliando as falhas ocorridas na osseointegração de 68 pacientes tratados com 204 implantes de diferentes sistemas, concluíram que *“as causas possíveis incluem idade avançada, saúde geral, complicações cirúrgicas e higiene oral comprometida”*.

Quando se instala um implante no organismo, ele é colocado em íntimo contato com vários tecidos corporais, com os fluídos localizados e circulantes, compostos de sais minerais, proteínas, carboidratos, lipídeos, etc, que compõem o bio-ambiente do implante. Além deste meio químico, o implante ainda está sujeito a uma combinação de cargas estáticas e dinâmicas, que geram estados de tensões extremamente complicados. Em 1992, REIS informou que estes últimos aspectos, por sua vez, estão na dependência de fatores psíquicos e sociais do paciente, que podem descontroladamente intensificá-los.

KIYAT et al. (1990) avaliando os aspectos psicológicos envolvendo os implantes num estudo longitudinal com 39 pacientes, alertaram para a importância destes fatores nos pacientes com tendências neuróticas. Eles relacionaram de maneira significativa a neurose com as falhas no tratamento e recomendaram, inclusive, a aplicação de testes de personalidade, de ansiedade e neuro-psicológicos para a determinação do *status* emocional e psicológico dos pacientes candidatos à terapia com implantes.

Com relação à adaptação do osso às cargas funcionais, pode-se dizer que os implantes correm maior risco de insucesso no primeiro ano (ADELL, 1983). 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 fisiológicas. Um dos fatores de falha é o carregamento além da carga ótima para o osso naquele momento, degradando a sua estrutura ao invés de permitir sua adaptação (RIEGER et al., 1990b; HOSHAW et al., 1994).

O implante pode, também, vir à falência devido à fratura dos componentes protéticos (BRANEMARK et al., 1977; ADEL et al., 1981).

WORTHINGTON et al. (1987), avaliando suas experiências de quatro anos com o sistema Brånemark, concluíram, a respeito dos problemas e complicações encontrados neste período, que a maioria foi causada iatrogenicamente e evitável por cuidadoso planejamento e aderência ao protocolo recomendado.

TOLMAN & LANEY (1992) encontraram, num estudo longitudinal, fatores cirúrgicos, protéticos e biomecânicos ligados às falhas e complicações dos implantes.

BINON (1995) reafirmou a importância destes componentes protéticos e sua relação com as formas dos implantes na obtenção e manutenção de reconstruções estáveis e duradouras.

Além destes aspectos, há os riscos estéticos, que podem ser divididos, segundo RENOUART & RANGERT (1999), em fatores de risco gengivais, dentais e ósseos, que podem não comprometer a estabilidade ou funcionalidade dos implantes e das próteses, mas que não permitem atingir os objetivos e expectativas do paciente.

2.4 - MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DOS IMPLANTES

Até pouco tempo, os critérios de avaliação do comportamento e do sucesso dos implantes utilizados eram baseados em estudos clínicos. Após a

instalação e o período de osseointegração, os implantes eram submetidos a carregamentos, sendo seu desempenho e funcionalidade avaliados em estudos em animais e controlados clinicamente em humanos.

BRÅNEMARK et al. (1969) apresentaram, em um estudo experimental em cães, o comportamento clínico e biomecânico de implantes osseointegrados.

Em 1977, BRÅNEMARK et al., em um estudo longitudinal de 10 anos, reportaram as condições de funcionamento e comportamento global dos implantes osseointegrados, estabelecendo critérios clínicos, obtidos por acompanhamento de longa data.

ADELL et al. (1981) descreveram um controle clínico de 15 anos, onde foram testados os implantes sob a ação de carregamento funcional. O desempenho dos implantes, neste trabalho, serviu de referências para inúmeros outros estudos.

ALBREKTSSON et al. (1986) analisaram o comportamento clínico dos implantes e sugeriram baseados nestes estudos, os critérios de avaliação e sucesso que foram revistos por SMITH & ZARB em 1989.

Por meio destas metodologias, estudos em animais e estudos clínicos, foram testadas geometrias, materiais, superfícies, técnicas cirúrgicas, respostas teciduais etc. Apesar da grande contribuição destes métodos e da sua necessidade como avaliação final, outros métodos de análise são hoje importantes, pois podem reduzir os custos, o tempo, e simplificar questões que, de outra maneira, levariam anos. Entre eles pode citar-se a fotoelasticidade e a análise numérica.

No tocante à fotoelasticidade, BRÅNEMARK et al. (1977) apresentaram uma análise utilizando-a, para verificar o comportamento biomecânico de implantes.

KINNI et al. (1987) analisaram, por este método, o padrão de transferência de tensões para o osso por implantes osseointegrados.

DEINES et al. (1993) fizeram uma análise de tensões de três geometrias de implantes comparadas com os dentes naturais utilizando análises fotoelásticas.

A análise numérica, pelo método dos elementos finitos - MEF, tem sido, no entanto, mais utilizada e com melhores resultados.

WEINSTEIN et al. (1976) utilizaram-na no estudo biomecânico de um implante cilíndrico poroso e COOK et al. (1982b) utilizaram-na para estudar um implante de liga de Cr-Co-Mb, também poroso.

BORCHERS & REICHART (1983) fizeram uma análise pelo MEF de distribuição de tensões em diferentes estágios do desenvolvimento da interface de implantes osseointegrados, desde os momentos iniciais da osseointegração até à consolidação total do processo após a remodelagem óssea, simulando índices diferentes de osseointegração.

ADAMS , citado por RIEGER et al. (1990), aplicou o MEF para otimização da forma dos implantes, aproveitando conceitos da área da engenharia.

SIEGELE & SOLTEZ (1989) estudaram diversas geometrias de implantes com o MEF, analisando os diferentes padrões de distribuição de tensões de cada um.

RIEGER et al. (1990a, b) analisaram diferentes geometrias utilizando o MEF.

VAN ROSSEN et al. (1990) estudaram elementos de absorção de tensões pelo método dos elementos finitos.

CLELLAND et al. (1991) avaliaram a distribuição de tensões pelo MEF em torno de implantes ocos.

HOLMES et al. (1992) descreveram uma análise do elemento absorvedor de tensões do implante IMZ com o MEF. Eles avaliaram o comportamento de elementos intra móveis de polyoximethyleno e de titânio com o método.

MIHALKO et al. (1992) estudando a perda óssea na crista e relacionando-a com a geometria dos implantes, utilizou o MEF.

Num estudo comparativo de duas geometrias de implantes, com revestimento com HA, um liso e outro com sulcos horizontais no corpo do implante, LOZADA et al. (1994) utilizaram uma análise tridimensional via MEF.

LEWINSTEIN et al. (1995) apresentaram um sistema de suporte protético para próteses em balanço desenvolvido com o auxílio do MEF.

VAN ZYL et al. (1995) estudaram mandíbulas totalmente edêntulas, com próteses em balanço sobre seis implantes por este método.

TORTAMANO NETO (1995) empregou-o no estudo de diferentes padrões de oclusão sobre próteses implanto suportadas.

Utilizando o MEF em próteses em balanço, MURPHY et al. (1995) analisaram as tensões geradas no osso adjacente aos implantes.

BAIAMONTE et al. (1996) estudaram a eficiência do MEF para a verificação dos padrões de tensão em torno dos implantes.

CANAY et al. (1996) estudaram dois tipos de geometrias de implantes, uma vertical e outra angulada, utilizando o MEF.

Em um estudo de uma mandíbula edêntula, MEIJER et al. (1996) utilizaram uma análise 3D com o MEF.

PAPAVASILIOU et al. (1996) utilizaram o MEF para o estudo biomecânico de implantes unitários.

VAILANCOURT et al. (1996) avaliaram, por este método, implantes recobertos com material poroso.

WILLIAMS & WILLIAMS (1997) avaliaram a influência da geometria e dos carregamentos aplicados aos implantes na resposta do tecido ósseo adjacente via MEF.

Comparando duas geometrias, um implante experimental e o de Branemark, SODRÉ (1999) utilizou uma análise bidimensional com o MEF.

LAS CASAS et al. (1999) ressaltaram a importância do método no estudo biomecânico das restaurações, em dentística.

ÇIFÇI & CANAY (2000) estudaram o comportamento dos materiais de revestimento das próteses fixas implanto suportadas na distribuição das tensões por este método.

GOUVEIA (2000) estudou o comportamento biomecânico de um dente maxilar (primeiro pré-molar superior) pelo método dos elementos finitos.

A fotoelasticidade fornece dados sobre a distribuição de tensões no sistema estrutural. A análise numérica, por sua vez, pode fornecer estes dados da estrutura tanto interna quanto externamente, além de quantificar este campo de tensões, o que possibilita a identificação de pontos críticos e dá valor a eles. Estes métodos, aliados à clínica, podem trazer grandes avanços.

2.5 - FATORES BIOMECÂNICOS

O tratamento do sistema estomatognático do paciente com a utilização de implantes dentais visa sua reabilitação tanto do ponto de vista estético, morfológico quanto funcional. Para tal, é importante que o implante possa responder às solicitações biomecânicas das cargas geradas no e pelo sistema.

As forças geradas têm origem nos movimentos musculares e são transmitidas no contato dente-a-dente ou por meio do bolo alimentar. Sabemos que os movimentos mandibulares apresentam padrões bem definidos, que são dependentes de dois fatores basicamente: os limites anatômicos do movimento (articulação têmporo-mandibular, superfícies articulares e ligamentos) e a ação fisiológica dos músculos (POSSELT, 1964).

O desequilíbrio do sistema estomatognático pode gerar cargas excessivas e desfavoráveis (BAUER & GUTOWSKI, 1976), levando a reabsorções ósseas (RAMFJORD & ASH, 1971) e perda dos dentes e dos implantes (BRÅNEMARK et al., 1986; BIDEZ & MISCH, 1993).

A direção e a magnitude das cargas variam de acordo com a região de cada dente, no contato oclusal. O contato oclusal entre dentes da região posterior gera forças predominantemente verticais e mais intensas, ao passo que, na região anterior, ocorrem forças menos intensas e com orientações verticais e horizontais, predominando um misto das duas (BIDEZ & MISCH, 1993; e WEINBERG & KRUGER, 1996).

As forças mastigatórias variam muito durante as etapas da mastigação e diversos autores têm avaliado sua magnitude. BREKHUS et al. (1941) constataram uma força de mastigação máxima em mulheres da ordem de 351,2N a 440,5N e em homens entre 525,8N e 631,8N. A força média em cada um ficou entre 88,3N e 132,4N.

HARALDSON et al. (1979) compararam a força oclusal de um grupo de mulheres, cujas dentições tinham sido restauradas com próteses sobre implantes, com outro grupo com dentição natural completa ou com próteses sobre dentes naturais. Foram encontrados valores bastante aproximados entre os dois grupos. A força máxima de mordida nos casos de implantes variou de 93,2N a 235,4N, e com dentes naturais, isto é, o grupo controle, entre 103,0N e 367,9N. Os valores médios de força máxima, portanto, foram 143,5N para o grupo com implantes e 169,2N para o grupo controle.

Um estudo por meio de um modelo matemático, baseado em uma relação linear entre a força exercida pelos músculos e a eletromiografia destes músculos, foi apresentado por PRUIM et al. em 1980, para calcular as forças musculares e articulares que atuam na mandíbula durante a mordida, sob condições estáticas. Os autores descreveram formas de avaliação da força muscular para cada grupo de músculos da mastigação e encontraram valores maiores que os descritos na literatura. Relataram, ainda, que a intensidade das forças variam segundo a posição, sendo maior na área de molares.

CARLSSON & HARALDSON, em 1986, relataram uma força vertical de mordida em pacientes portadores de próteses implanto suportadas com variações entre 42N e 412N, com uma média de 143N.

BRUNSKI (1988), em uma revisão da literatura com vistas a analisar as condições comportamentais dos projetos dos implantes com relação à biomecânica, afirmou que as forças verticais estão entre valores de 200N a 2.440N e as laterais na ordem de 30N (1N = 100gr, aproximadamente).

GOUVEIA (2000) realizou um estudo do comportamento mecânico do primeiro pré-molar superior via método dos elementos finitos e, entre outras conclusões, afirmou que as cargas geradas durante a mastigação são bem menores do que as de mordida e que variam para cada tipo de alimento.

Segundo WEINBERG (1993), os padrões de distribuição das tensões nas próteses implanto suportadas são diferentes qualitativamente dos encontrados nas próteses dento suportadas, e comparando estes padrões, concluiu que estas diferenças são devido à ausência do periodonto nos implantes. O autor afirmou que, devido ao micro movimento dos dentes e à forma da raiz, o centro de rotação fica no terço apical da raiz, enquanto que, no implante, este centro, devido à rigidez e a sua forma, encontra-se no terço cervical, isto é, na crista. Desta forma, enquanto no dente natural, além do sistema de amortecimento, a concentração de forças fica dentro da raiz, no implante ela concentra-se no colo, o que está de acordo com a perda óssea relatada nesta região.

KATONA et al. (1993) estabeleceram uma comparação entre dois pacientes, um real, outro simulado. Para o segundo, a localização do contato oclusal, orientação do implante e perda do suporte ósseo foram parametricamente analisadas, utilizando-se uma vista linguo vestibular de um canino superior direito. Os cálculos foram acompanhados pelo exame clínico. Analisando todas as variáveis envolvidas, os autores chegaram a algumas conclusões, como a que, para se

minimizar o momento, deve-se adotar uma posição do implante o mais alinhado possível com a direção da carga.

Quando se considera um sistema osso / implante sob ação de carregamento, é importante compreender não apenas o mecanismo de transferência de tensões na interface, mas também a resposta biológica dos tecidos interfaciais. Acredita-se que a habilidade para manter-se uma interface osso / implante saudável é o ponto crítico para a sobrevivência do implante. Embora os índices de sucesso para muitas geometrias de implantes sejam bons, as falhas são sempre um problema a ser considerado. Entre elas, as mais importantes e freqüentes são as conseqüentes da perda óssea, mobilidade e inabilidade do implante para exercer a função desejada. Portanto, a resposta biológica aos estímulos mecânicos é extremamente importante para a longevidade ou não dos implantes. Ela se traduz, como vimos, na destruição ou deposição óssea, decidindo a viabilidade fisiológica do osso e, conseqüentemente, do implante.

ADELL et al. (1981) em um estudo longitudinal de 15 anos com implantes tipo Branemark, descreveram o fator biomecânico como um dos possíveis causadores da perda óssea periimplantar, observada neste tempo.

COOK et al. (1982a) apresentaram um estudo das características da interface de um implante poroso. A concentração de tensões, na região da cortical, foi atribuída como causa da perda óssea encontrada clinicamente.

BORCHERS & REICHART (1983) avaliaram as condições da interface em diferentes estágios num estudo via MEF e descreveram a estreita relação entre a concentração de tensões no colo e a perda óssea adjacente.

Em 1988, TAKUMA et al., avaliaram três superfícies de implantes quanto ao seu comportamento biomecânico e relacionaram a perda óssea clínica, descrita na literatura com os dados de distribuição de tensões encontrado.

Em dois estudos apresentados, em 1990, RIEGER et al. analisaram implantes instalados em mandíbulas via MEF, encontrando concentrações de tensões exatamente nas áreas onde clinicamente observava-se perda óssea.

Em dois estudos, MEIJER et al. (1992, 1996) correlacionaram estes dois achados, concentração de tensões e perda óssea.

PYLANT et al. (1992), estudando pacientes parcialmente edêntulos, encontraram dados semelhantes aos descritos para os totalmente edêntulos quanto à ação das tensões e a reabsorção óssea.

HOSHAW et al., em 1994, realizaram um estudo para investigar estes efeitos de carregamento mecânico dos implantes sobre a modelagem e remodelagem óssea na interface osso-implante. Eles inseriram 2 implantes em cada tíbia de 10 cães adultos, num total de 20 implantes. Os implantes instalados no lado direito não foram carregados, servindo como grupo controle, enquanto os do lado esquerdo foram submetidos a carregamentos controlados. Diferenças bastante significativas foram observadas entre os implantes carregados e não carregados. A maioria dos implantes carregados apresentaram perda óssea no osso marginal, revelando uma crescente resposta de modelagem reabsortiva, enquanto que, para os implantes não carregados, não foi registrada perda óssea.

Nas regiões adjacentes à interface dos implantes carregados, foi observada a formação de tecido mineralizado, revelando a ocorrência de

remodelagem óssea. Para se detectar os pontos de concentração das tensões, foi elaborado um modelo geométrico à semelhança da relação implante-osso e procedeu-se a análise pelo método dos elementos finitos. Os resultados revelaram área de tensões de compressão com valores máximos junto à crista óssea adjacente ao implante. Tensões de menor magnitude foram observadas na região das roscas, na interface osso / implante, e tensões ainda menores foram observadas em outras regiões do modelo.

As regiões onde foram encontradas tensões máximas, no modelo de elementos finitos, coincidiram com aquelas em que registrou-se perda óssea nos estudos clínicos. Como para os implantes não carregados não foi observada perda óssea na crista, os resultados obtidos, tanto no estudo experimental, quanto na análise com elementos finitos, permitiram associar-se a perda óssea a causas mecânicas. Estes resultados indicaram a resposta de modelagem e remodelagem óssea face a implantes submetidos a carregamentos, revelando a influência dos estímulos mecânicos na resposta biológica do organismo. Também demonstraram a viabilidade da utilização do método dos elementos finitos para analisar estruturas biológicas.

LOZADA et al. (1994) apresentaram um estudo comparativo com uma análise tridimensional via MEF de dois tipos de geometria de implantes e, em ambas, ocorria concentração de tensões no colo, equivalente a perda óssea clínica.

MURPHY et al. (1995) também descreveram o fator biomecânico alterando a fisiologia e causando perda óssea.

LEWINSTEIN et al. (1995) apresentaram um sistema de suporte de próteses para reduzir este efeito biomecânico no osso.

AKPINAR et al. (1996), estudando a relação tensão-deformação em dois diferentes sistemas de implantes com próteses em balanço, confirmaram o fator biomecânico como provável responsável pela perda óssea peri-implante.

JUNG et al. (1996) acompanharam radiograficamente a perda óssea em torno de implantes durante 12 meses, relacionando-a com a biomecânica entre outros fatores.

CARLSSON et al. (2000), num estudo longitudinal de 15 anos, avaliando 44 pacientes reabilitados com próteses fixas implanto suportadas, concluíram que o fator biomecânico é de menor importância na perda óssea no nível do colo dos implantes. Eles atribuíram ao fumo e à má higiene um peso maior do que à biomecânica.

2.6 - ANÁLISE ESTRUTURAL APLICADA À ODONTOLOGIA

A arquitetura do sistema estomatognático está preparada para receber as cargas funcionais, originadas pelas funções desta área, principalmente da mastigação. O conhecimento do comportamento desta estrutura e os efeitos das tensões provocadas por estas cargas são de bastante interesse, quer sejam relativos aos ossos alveolares, quer sejam de todos os ossos que compõem o sistema e os adjacentes a este.

Até agora, como foi dito na literatura, muitos dos trabalhos nesta área foram baseados em estudos empíricos. Ainda pouco se tem aproveitado das análises mecânicas para qualificar e quantificar o estado de tensões no interior

destas estruturas. Existe, portanto, um vasto campo de exploração científica neste aspecto, que pode tornar mais sólidas as bases do conhecimento sobre estes problemas.

Um estudo interessante com o método dos elementos finitos foi conduzido por WEINSTEIN et al. em 1976, no qual afirmaram o seguinte:

- os limites de forma e tamanho impostos pela anatomia, a seleção de biomateriais e as interações entre os implantes e os tecidos de suporte são considerações importantes no projeto dos implantes;
- embora uma grande variedade de geometrias de implantes fossem propostas e muitas clinicamente testadas, somente algumas poucas provaram ser efetivas;
- muito pouco se tem aplicado dos conhecimentos técnicos da engenharia de projeto na concepção dos implantes;
- a técnica dos elementos finitos pode avaliar estes projetos sem os riscos e os custos associados com os ensaios clínicos empíricos.

KOOLSTRA & VAN EIJDEN (1992) desenvolveram um estudo comparativo da aplicação e validade dos modelos mecânicos tridimensionais do sistema mastigatório. Eles compararam os resultados obtidos do modelo com dados de sete pacientes, utilizando um medidor da força de mordida. As medidas foram tomadas em três diferentes pontos, área de canino, segundo pré-molar e segundo molar. Em uma segunda coleta, foram mantidas as forças de 250N na região do segundo pré-molar, variando-se a angulação da carga. Estes dados foram comparados com os obtidos na análise numérica, levando às seguintes conclusões: a) o modelo permite apurada e satisfatória descrição do grau de atividade dos músculos da mastigação, durante a mordida, em várias direções; b) o modelo

também obteve uma satisfatória previsão da força máxima gerada em todas as direções; c) não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dados do modelo e dos indivíduos da pesquisa. No entanto, o modelo foi incapaz de prever comportamentos individuais.

KORIOTH et al. (1992), em um estudo tridimensional com elementos finitos da distribuição de tensões em uma mandíbula humana dentada, ressaltaram a confiabilidade do método e a sua importância em obter dados de regiões e situações difíceis ou impossíveis de se explorar por outros meios.

Alguns aspectos biomecânicos de planos de implantes e modelos diferentes de prótese foram estudados com a ajuda de medidas *in vivo*, por meio de um medidor de tensões e análise de elementos finitos, por BENZING et al. (1995). As medidas *in vivo* foram realizadas para verificar as relações de deformações ocorridas em uma estrutura de prótese apoiada de duas formas diferentes. Medidores de deformações lineares foram anexados às extensões dos implantes. Como as medidas de deformações *in vivo* não podem ser feitas dentro do osso, a análise de elementos finitos foi usada para conhecer a distribuição de tensões ao longo da interface osso / implante.

Os resultados deste estudo revelaram que a relação encontrada entre os valores de deformações para os dois modelos de prótese analisados experimentalmente foi praticamente idêntica à relação entre os valores de tensão máxima fornecida na análise de elementos finitos dos referidos modelos. Assim, os autores concluíram que, apesar das simplificações adotadas para a análise linear via elementos finitos, este método de análise possui confiabilidade, sendo adequado para auxiliar investigações na área da implantodontia.

Um estudo comparativo foi desenvolvido por BAIAMONTE et al., em 1996, com o objetivo de comprovar a eficácia da modelagem de elementos finitos para analisar sistemas de implantes dentais. Em muitos trabalhos anteriores, foi assumido que o modelo gerado apresentava apenas uma natureza qualitativa e que as magnitudes das tensões e deslocamentos eram indicações da localização dos efeitos, não devendo ser interpretados quantitativamente. KEYAK et al. (1993), citados pelos autores, mostraram resultados muito bons quando dados experimentais de tensão *versus* deformação *in vitro* de um fêmur foram comparados com a análise de um modelo de elementos finitos construído para o fêmur. Este trabalho inseriu o MEF sob bases quantitativas em aplicações ortopédicas.

BAIAMONTE et al. objetivaram, neste estudo, descrever os resultados da comparação de dados experimentais e de elementos finitos de implantes dentais osseointegrados no maxilar inferior de uma *macaca mulatta*, e mostrar que a modelagem precisa destes implantes e sua análise via elementos finitos tridimensionais podem produzir dados quantitativamente confiáveis.

Seis implantes endósseos de titânio revestidos com hidroxiapatita foram inseridos no maxilar inferior do animal (*macaca mulatta*) e a osseointegração foi permitida por um período de dois anos. Então, o animal foi sacrificado e o maxilar inferior removido para testes mecânicos.

Após efetuados os testes mecânicos e o processamento numérico, verificou-se a compatibilidade dos valores de deformações obtidos nos dois processos. O deslocamento angular experimental foi cerca de 3% menor que aquele calculado por elementos finitos. Os autores ressaltaram também as vantagens oferecidas pelo MEF como, por exemplo, a capacidade de fornecer uma vista

completa do campo de deslocamentos, podendo resultar em implicações clínicas práticas.

LLOMBART & LLOMBART (1996), em um trabalho da área de engenharia, sobre as possibilidades de se avaliar estruturas aplicadas no estudo da oclusão, destacaram que o MEF pode beneficiar a odontologia nos seguintes aspectos:

- na determinação do estado de tensões no interior da estrutura óssea, após a instalação de implantes dentais;
- na avaliação da resistência da mandíbula frente a impactos por acidentes, quando a estrutura é submetida a cargas excepcionais e as possíveis formas de fraturas decorrentes;
- na ortodontia, quando forças são aplicadas aos dentes, criando um estado de tensão anormal ao qual o organismo reage biologicamente, alterando o *status quo*. A qualificação e a quantificação destas forças em cada ponto poderia ser obtida com uma metodologia usual em engenharia, mediante a técnica de elementos finitos em um material com características viscoelásticas;
- nas próteses fixas, nas quais os elementos pânticos e básicos funcionam da mesma maneira que uma ponte civil e suas condições de funcionalidade e estruturais podem ser conhecidas por estudos numéricos;
- no estudo da ação das forças oclusais e musculares sobre a ATM e suas conseqüências.

O MEF foi desenvolvido inicialmente para resolução de problemas estruturais, na década de 50, na indústria aeronáutica. A partir daí, o seu uso ampliou-se muito, sendo utilizado, hoje, em áreas bastante distintas, entre as quais

se pode citar estudos de transferência de calor (CAMARÃO, 1994) a mecânica dos sólidos, mecânica dos fluidos, eletromagnetismo, biologia (TOLEDO, 1996), área têxtil (KAUSS, 1998) e, com especial interesse para nós, nos estudos da biomecânica (BIDEZ & MISCH, 1993), área que trata dos estudos do movimento mecânico dos corpos biológicos, como na ortodontia (COBO et al., 1993) e várias outras áreas da odontologia. Estes estudos incluíram também a interação entre os organismos vivos e outros materiais como as próteses.

LAS CASAS et al. (1999) afirmaram que o uso de métodos numéricos e análises biomecânicas é relativamente novo, com os primeiros trabalhos publicados a partir da década de 70.

MERZ et al. (2000), utilizando o MEF em uma análise tridimensional para avaliar o comportamento das conexões sob a ação de carregamentos, afirmaram que, enquanto os testes mecânicos apenas nos dão se e onde o sistema poderá se quebrar, o MEF dá informações precisas da mecânica própria do sistema. Ele pode mapear a situação interna das tensões e mostrar onde se situam os pontos fracos do sistema.

Estes estudos têm se avolumado nos últimos anos e diversos autores têm chegado a bons resultados, contribuindo sobremaneira, não só para o conhecimento do comportamento dos implantes, mas para a melhoria do seu projeto.

2.7 - CONDIÇÕES E RESULTADOS DA ANÁLISE ESTRUTURAL APLICADA AOS IMPLANTES

Um dos objetivos do estudo de WEINSTEIN et al. (1976) foi analisar se um modelo bidimensional poderia ser eficiente quando comparado com um modelo experimental. Foi efetuada uma análise de tensões planas de um implante, assumindo-se uma interface rígida, e como segundo caso adotou-se uma interface com interdigitação óssea, na qual a porosidade foi considerada com um módulo elástico $E=51\text{MPa}$, por ser impossível implementar a geometria da superfície porosa. Tal impossibilidade deve-se às limitações impostas pelo tamanho da malha usada, em função das propriedades físicas do osso e das propriedades geométricas da superfície porosa. Todos os materiais foram considerados linearmente elásticos e isotrópicos.

Dados experimentais foram obtidos por meio da instalação de um implante semelhante na mandíbula de um cão e removido após seis meses. A peça foi então submetida à análise de deslocamento com uma máquina de testes de deformação. A comparação dos resultados revelou que a interface totalmente rígida não corresponde à realidade. Este modelo, devido à maior rigidez, apresentou menores deslocamentos comparados com os dados experimentais. Melhores resultados foram obtidos para a interface de interdigitação óssea, na qual a resposta de deslocamento do implante apresentava boa aproximação em relação aos valores obtidos experimentalmente, além de possuir uma distribuição de tensões mais uniforme. Este estudo mostrou também que o tipo de interface influi

significativamente nos resultados, devendo ser cuidadosamente avaliado para que o modelo analisado numericamente forneça resultados mais próximos do modelo real.

Análises numéricas com elementos finitos foram realizadas em dois trabalhos por COOK et al., em 1982, com o objetivo de avaliar as propriedades mecânicas da interface osso / material poroso. Avaliações clínicas revelaram que uma interface totalmente osseointegrada é apenas uma idealização (MURPHY et al., 1995; WADAMOTO et al., 1996). Estes autores desejavam avaliar a interface osso / material poroso utilizando-se de estudos tridimensionais e comparar os resultados com dados obtidos em testes mecânicos realizados em implantes instalados em mandíbulas de cães. O desenvolvimento de um modelo que represente exatamente o comportamento biomecânico de uma interface porosa é difícil devido à complexidade da geometria das rugosidades, segundo estes autores.

Para desenvolver um modelo para a interface assumiu-se que, após o crescimento ósseo na seção 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 de partículas esféricas usadas para produzir a superfície porosa. 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 dividido pelo número de vigas em toda a extensão da interface. Uma vez que o metal do implante é aproximadamente dez vezes mais rígido que o osso, foi assumido que cada viga sofreria um deslocamento máximo na extremidade livre, igual ao sofrido pelo implante.

Como a geometria da região interfacial não poderia ser representada por uma malha de elementos finitos, a equação para o equilíbrio da interface foi resolvida numericamente, aplicando-se o valor da deflexão máxima obtido no cálculo analítico, e um módulo elástico interfacial foi calculado. Assumiu-se que o osso preencheu todos os vãos da secção rugosa, pois na determinação da deflexão máxima as vigas em balanço foram distribuídas ao longo de toda a superfície do implante.

Estudando-se a deflexão máxima sofrida por cada viga, com base na deflexão devido à flexão e ao cisalhamento, foi calculado um módulo elástico interfacial. Uma análise via elementos finitos foi então efetuada, utilizando-se inicialmente o módulo elástico interfacial $E=859$ MPa. Depois, admitindo-se que o crescimento ósseo não ocorre em toda a extensão da região rugosa, novos cálculos foram efetuados, variando-se o número de vigas em balanço. Este procedimento determinou o módulo elástico interfacial para crescimento ósseo correspondente a 57,6%, 52,7% e 22,7%. Novos processamentos via elementos finitos foram efetuados com os três módulos elásticos e os valores de deslocamento no topo do implante foram comparados com os medidos experimentalmente. O melhor resultado obtido foi para $E=193$ MPa, correspondente a 22,7% de crescimento ósseo. Uma investigação do valor ótimo do módulo elástico interfacial em relação aos dados experimentais revelou um valor de 120 MPa.

Conforme afirmado por outros autores (MURPHY et al., 1995; WADAMOTO et al., 1996), este estudo permitiu concluir que a osseointegração realmente não ocorre na totalidade da superfície interfacial. O valor do módulo elástico ótimo seria fornecido para uma situação inferior a 22,7% de osseointegração. Porém, este índice de osseointegração não deve ser tomado como

base face às simplificações introduzidas neste cálculo, como, por exemplo, uniformidade da distribuição das partículas do material poroso, carregamento uniformemente distribuído entre o número de vigas em balanço (na realidade, as vigas próximas ao ponto de carregamento serão mais solicitadas), suposição de que todas as vigas sofrerão a mesma deflexão, e provavelmente simplificações em relação ao carregamento aplicado (não foram fornecidos dados sobre direção, sentido e magnitude do carregamento). Mas o módulo de elasticidade $E=120\text{MPa}$ pode ser uma boa aproximação do que ocorre na interface osso / material poroso do modelo real, uma vez que está fundamentado em resultados experimentais. Os autores ressaltaram também a habilidade do MEF para modelar estruturas anatômicas geometricamente complexas.

Com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões nos implantes em diferentes situações da interface, BORCHERS & REICHART, em 1983, desenvolveram um estudo via MEF com uma análise tridimensional de um implante de óxido de alumínio localizado na região de molares inferiores. Quatro estágios de desenvolvimento da interface osso / implante foram simulados:

- imediatamente após a inserção do implante, quando ele está circundado por osso esponjoso;
- com a formação de uma lâmina de osso cortical ao redor do implante;
- com uma camada de tecido conjuntivo na interface entre o osso esponjoso e o implante;
- com uma camada de tecido conjuntivo entre a lâmina cortical e o implante.

Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Não foi permitido o deslizamento entre o tecido conjuntivo e o implante ou entre o osso e o implante. Uma força de 200N foi aplicada

primeiramente como carga axial e depois como lateral no nó central do topo do implante. Os resultados revelaram, na primeira situação, picos de tensões de compressão na crista óssea adjacente ao implante. Estas concentrações foram ligeiramente diminuídas, na segunda situação, com a presença da lâmina de osso cortical. Os autores concluíram que a concentração de tensões na crista óssea, resultante do carregamento lateral e axial combinado, poderia ser causa da reabsorção óssea observada nesta região. Estas tensões poderiam ser altas o suficiente para impedir a aposição óssea, uma vez que o limite de tensões favorável à indução da formação do osso foi excedido localmente e outro tipo de reação poderia ser estimulada, como a reabsorção óssea. Este limite de tensões foi determinado em experimentos em coelhos, sendo de ordem de 3MPa a 4MPa, e acredita-se que em seres humanos ele seja da mesma magnitude (HASSLER et al., citados por BORCHERS & REICHART, 1983).

Os resultados mostraram que as maiores tensões ocorreram no período mais crítico para o sucesso dos implantes, que seria antes da corticalização em torno do implante. Daí, vê-se mais uma vez a importância do carregamento gradativo ou progressivo para a indução da aposição óssea e a remodelagem, garantindo um sistema mais estável a longo prazo.

A presença da lâmina cortical melhorou a distribuição das tensões, reduzindo a magnitude das máximas. Nas duas últimas situações, a presença do tecido conjuntivo promoveu uma distribuição mais uniforme das tensões, mas, por outro lado, fisiologicamente induz à perda do implante, segundo os autores.

TAKUMA et al., em 1988, efetuaram um estudo com o MEF para avaliar diferentes tipos de materiais e desenhos de implantes. Afirmaram que o caráter

empírico da geometria dos implantes pode ser responsável por regiões de altas e baixas concentrações de tensões. O MEF, por poder representar aproximadamente geometrias complexas contendo vários materiais de módulos elásticos diferentes, possibilita estudos desta natureza. Eles estudaram um implante cilíndrico liso de alumina, um cilindro com rosca de titânio e um também cilíndrico liso com revestimento de hidroxiapatita. Concluíram que, em todos os casos, a perda óssea na crista deveu-se à concentração de tensões nesta área.

BRUNSKI, em 1988, chamou a atenção para a importância de se entender o projeto dos implantes como um processo em que se avaliem os biomateriais e a biomecânica, incluindo as forças geradas pelo paciente, a forma de sua transmissão na interface e a resposta tecidual.

Três geometrias foram avaliadas por RIEGER et al., em 1989, com o objetivo de comparar as distribuições em cada caso pelo MEF. Foram analisados o implante cilíndrico serrilhado KYOCERA™, o implante cônico com rosca Battelle™ e o implante cônico Miter™.

O modelo consistia de osso cortical somente e cada geometria foi testada atribuindo-se dez diferentes módulos de elasticidade para o material do implante, variando do mais deformável, equivalente ao policarbonato, ao menos, a safira, passando pela dentina, titânio etc. Foram assumidos uma interface rígida e comportamento elástico linear, homogêneo e isotrópico, tendo sido aplicado um carregamento de 110N axialmente.

O padrão de distribuição de tensões revelou que, para as três geometrias, ocorreu uma concentração de tensões na crista óssea, quando materiais menos rígidos foram utilizados. À medida que o módulo de elasticidade crescia, havia uma

redução das tensões na crista óssea e o surgimento no ápice. Uma melhor distribuição ocorreu quando o material utilizado foi o titânio, porém, os autores concluíram que, embora a rigidez do material seja importante, não é um fator governante. Uma geometria que seja eficiente na transferência de carregamento parece ser o fator determinante na distribuição apropriada de tensões.

Neste mesmo ano, estes autores, também baseados no MEF e utilizando estas mesmas geometrias, avaliaram questões de interface quanto à aderência. Concluíram que se a aderência total é favorável do ponto de vista bioquímico, não o é no que se refere à biomecânica. Sugeriram então, que estudos devem ser feitos para se melhorar a geometria.

O sucesso dos implantes depende da biocompatibilidade do material de que é feito e da biofuncionabilidade do seu sistema. VAN ROSSEN et al., em 1990, afirmaram que é possível se reduzir a alta concentração de tensões mudando-se as suas propriedades físicas e mecânicas.

SYKARAS et al. (2000) fizeram uma revisão da literatura de várias geometrias de implantes disponíveis e ressaltaram a importância do projeto. Afirmaram que, com o avanço dos conhecimentos de biologia molecular e dos biomateriais, novos conceitos de projetos vão aflorar, criando melhores relações com o meio biológico.

Segundo WOLFF, citado por TAKUMA et al. (1988), o osso esponjoso remodela sua arquitetura em resposta às tensões aplicadas. Altas concentrações de tensões podem resultar em reabsorção ou remodelagem óssea, enquanto tensões baixas podem levar à atrofia. Resumindo as leis básicas de WOLFF com relação à

resposta óssea às tensões, NIGG & GRIMSTOM (1995) escreveram: *“As leis físicas são o principal fator de influência na modelagem e remodelagem óssea”*.

FROST (1990b) realçou a ação da unidade multicelular básica (BMU) sob efeito das tensões geradas no tecido ósseo e afirmou (1990a) a capacidade de adaptação estrutural do esqueleto a estas cargas.

CRUZ et al. (1993) descreveram a remodelagem óssea na região de molares e pré-molares superiores por meio da indução do aumento de cargas funcionais, geradas pela musculatura mastigatória por estimulação de aparelhos ortodônticos e transmitidas ao osso por um material resiliente. Afirmaram que o tipo de carga aplicada no osso tem influência no seu comportamento.

RIEGER et al. (1990b), em um estudo de seis geometrias de implantes, deram ênfase aos valores de tensões capazes de causar perda ou ganho ósseo. Os autores se referiram ao valor ótimo de tensões abaixo do qual ocorre atrofia e acima do qual acontece aposição do tecido ósseo e reabsorção patológica.

Os seis sistemas de implantes utilizados foram BrånemarkTM, Core-VentTM DenarTM, MiterTM, DriskellTM e um implante experimental. Foram admitidos osseointegração total e um ambiente de somente osso cortical. Uma carga axial de 110N foi aplicada no topo dos implantes.

HASSLER et al., citado por RIEGER et al. (1990b), apresentaram valores para se mensurar a resposta óssea. Um limite de 1,38MPa foi adotado abaixo do qual ocorreria atrofia óssea. A manutenção óssea ótima estaria em 1,72MPa. A reabsorção patológica óssea ocorreria para tensões superiores a 4,83MPa.

O implante tipo Brånemark apresentou uma concentração de tensões em seu ápice e no tecido ósseo adjacente ao pescoço. A tensão máxima de 3,30MPa foi observada no pescoço desse implante. Baixas tensões ocorreram ao longo da metade superior do corpo. A possibilidade de atrofia óssea foi levantada pelos autores para este sistema. Segundo eles, se esse implante fosse utilizado como implante único, pelo menos $\frac{1}{4}$ do tecido ósseo adjacente poderia estar hipocalcificado. Se utilizado em função de grupo, ou seja, acoplado a um grupo de implantes, a situação seria mais crítica, pois tensões mais baixas estariam atuando e o sistema de ancoragem estaria comprometido.

Outro implante que também apresentou uma distribuição de tensões deficiente foi o Core-Vent, com concentração no pescoço (tensão máxima de 4,56MPa) e no ápice. A reabsorção patológica seria, portanto, improvável com estes valores, podendo, no entanto, ocorrer hipocalcificação de aproximadamente metade do tecido ósseo adjacente.

Uma distribuição de tensões ainda menos favorável foi apresentada pelo Denar, sendo as máximas localizadas no pescoço (tensão máxima de 5,15MPa) e no ápice do implante. Reabsorção patológica poderia ocorrer na crista óssea e as altas tensões no ápice também seriam um problema. Poderia haver, ainda, hipocalcificação de quase metade do osso cortical adjacente ao corpo.

Para o Miter, conforme observado também clinicamente na literatura, poderia haver reabsorção no colo, pois foram registrados valores de tensões de 5,47MPa no pescoço do implante. Diferente do ocorrido com os demais, a distribuição de tensões foi satisfatória ao longo de todo o corpo do implante. Este implante funcionaria bem como um implante único.

O implante Driskell registrou a maior tensão no colo, ou seja, 5,98MPa. Nesta região ocorreria reabsorção patológica, enquanto que 1/3 do tecido ósseo adjacente ao corpo poderia estar hipocalcificado.

O implante experimental apresentou concentração de tensões no pescoço e no ápice do implante, sendo que, na maior parte do tecido ósseo adjacente, havia distribuição de tensões. Aproximadamente 1/5 do tecido ósseo adjacente poderia estar hipocalcificado, com boas chances de remodelagem óssea nesta região. A tensão máxima foi 2,87MPa, sendo a menor registrada neste estudo.

Também citado por RIEGER et al. (1990b), ADAMS ilustrou que a geometria cilíndrica dirigia grande parte do carregamento axial para o ápice do implante e recomendou o uso de geometria cônica para melhorar a distribuição de tensões. Neste estudo, as duas geometrias cônicas (implante Miter e experimental) comprovaram as conclusões deste autor. Estes dois implantes foram os únicos que registraram uma distribuição de tensões favorável ao longo de seu corpo, sendo o Miter melhor que o experimental. O implante experimental também se sobressaiu, em relação ao Miter, registrando o menor valor de tensão máxima dos seis avaliados.

Novamente, RIEGER et al. (1990a) utilizaram a modelagem de elementos finitos em outro estudo. Neste, o padrão de distribuição de tensões foi determinado para onze implantes, com o propósito de separar uma lista de características que poderiam ser usadas para desenhar um implante ideal. O potencial do método dos elementos finitos para analisar campos de tensões e deformações complexos em torno de implantes foi ressaltado pelos autores e utilizado como instrumento em um processo geométrico interativo. Muitos sistemas de implantes têm sido propostos e

testados clinicamente. Todos estes sistemas exercem a função de suporte de próteses, porém, o grande problema ainda é encontrar uma geometria que ofereça uma distribuição de tensões fisiologicamente compatível com as características do tecido ósseo, afirmaram os autores.

Entre os implantes avaliados, estavam dois comerciais, bastante conhecidos (ByoceramTM, TitanodontTM), um considerado experimental (Battelle ExperimentalTM) e oito outros sistemas. Com relação ao material que compõe os implantes, foram testados três tipos: liga de titânio, safira mono cristalina e materiais cerâmicos vítreos.

Foi assumido um comportamento linearmente elástico, isotrópico e homogêneo para todos os materiais. Cada implante recebeu axialmente uma carga de 110N. Foi assumida aderência contínua do tecido ósseo (osseointegração total). O deslocamento no contorno ósseo foi impedido axialmente e radialmente ao longo do seu eixo.

Segundo os autores, conclusões interessantes puderam ser obtidas da análise destes onze modelos de implantes. Implantes cilíndricos tendem a concentrar tensões no topo e no ápice. Um dos implantes analisados apresentava roscas retas, profundas, estreitas e bastante espaçadas. A intenção era que estas roscas trabalhassem a flexão como lajes contínuas em balanço, simulando “grosseiramente” a função do ligamento periodontal. Elas realmente trabalhavam a flexão, verificando-se, porém, grande concentração de tensões na extremidade livre do balanço. Estas tensões, sendo transmitidas para pequenas áreas do tecido ósseo, poderiam concentrar-se, causando a reabsorção óssea. O oposto também ocorreria, pois o espaço livre entre as roscas apresentava tensões muito baixas, que

poderiam conduzir à atrofia óssea. Assim, acontecia em regiões muito próximas dois efeitos negativos, que certamente comprometeriam a estabilidade do implante.

De acordo com a assertiva dos autores, tensões muito baixas são tão problemáticas quanto as muito altas. Afirmaram ainda que, enquanto é dito que implantes curtos aumentam as tensões transmitidas ao osso, não foi comprovado que os longos possam ser realmente mais benéficos. Para reduzir as tensões de punção no ápice do implante, as geometrias cônicas são mais benéficas que as cilíndricas, pois promovem melhor distribuição de tensões ao longo do corpo.

Com relação ao aspecto do comprimento, MEIJER et al. (1992) encontraram valores de distribuição de tensões mais favoráveis em implantes mais longos. SODRÉ (1999) também confirmou estes dados numa avaliação comparativa do implante de Branemark com um experimental, utilizando diferentes situações de ancoragem óssea.

SIEGELE & SOLTÉSZ, em 1989, avaliaram via MEF, a influência da forma dos implantes na distribuição de tensões no osso mandibular. Eles compararam diferentes formas básicas de implantes, cilíndrico, cônico, escalonado, cilíndrico com rosca e cilíndrico oco sem rosca. Foram assumidas duas condições de interface: osseointeração total, isto é, interface rígida (transferência total de carga), e somente contato (compressão). Nas duas situações, no entanto, assumiu-se que o colo dos implantes teria uma camada de tecido fibroso de 0,1mm de espessura na região da cortical (2mm). Os autores quiseram eliminar o efeito da concentração de carga na cortical óssea. Os implantes, portanto, estavam inseridos somente em osso medular. Não foi feita a modelagem de toda a mandíbula, mas somente de um bloco ósseo de 15mm de altura por 20mm de diâmetro. Todos os implantes foram

modelados com 10,5mm de comprimento por 5mm de diâmetro externo. Foram aplicadas cargas de 100N, vertical, e 25N, horizontal.

Os autores concluíram que, para a interface rígida, a distribuição das tensões foi aproximadamente uniforme entre as diferentes formas dos implantes, ocorrendo menores valores nas geometrias cilíndricas lisa e com rosca (2MPa), enquanto que o escalonado e o cilindro oco apresentaram a maior tensão de compressão (5MPa), o que eles atribuem à descontinuidade geométrica e às bordas agudas.

No caso da interface não rígida, somente contato com o osso, as diferenças entre os modelos foram significativas, e o de geometria cônica, devido ao pequeno raio de curvatura na região apical, segundo eles, apresentou um índice máximo de tensão (25MPa), equivalente a 2,5 a 5 vezes maior que as outras geometrias. Os menores valores foram encontrados nos modelos com geometria cilíndrica lisa (7,5MPa) e com rosca (6MPa).

Em 1991, CLELLAND et al. publicaram um trabalho no qual a análise tridimensional de elementos finitos foi utilizada para determinar o padrão de tensões no interior do implante endósseo Screw-VentTM e no tecido ósseo adjacente. O modelo geométrico consistia de um parafuso cilíndrico, confeccionado de titânio comercialmente puro e estrutura óssea. Para o osso foram assumidas propriedades elásticas, homogêneas e isotrópicas. O titânio e sua ligas são mais rígidos que o osso, porém, entre os materiais biocompatíveis, são os que apresentam melhor desempenho e módulo elástico mais próximo do módulo do osso, segundo os autores. Isto permite uma distribuição de tensões mais homogênea na interface.

Carregamentos simulados (22N na direção vertical e 13N na direção horizontal) foram aplicados no topo do implante, individualmente e combinados.

Para o carregamento vertical de 22N foram registradas tensões de compressão máximas de 7,55MPa, localizadas no pescoço do implante, na região da crista óssea. As tensões máximas de tração foram da ordem de 1,33MPa. Tensões muito baixas foram observadas no ápice do implante. O carregamento horizontal de 13N registrou tensões máximas de tração e compressão de aproximadamente 12,45MPa. O carregamento combinado gerou tensões máximas de 19,57MPa no corpo próximo ao pescoço do implante. Ocorreu concentração de tensões próximo à crista óssea, sendo registrada tensão máxima de 8,89MPa no tecido ósseo.

Tomando como base o limite de resistência do titânio comercialmente puro, 259,90MPa, os autores concluíram que o implante Screw-Vent™ seria capaz de resistir a carregamentos superiores aos utilizados neste estudo e que a concentração de tensões na crista óssea poderia induzir a reabsorções patológicas nesta região.

DEINES et al. (1993) fizeram uma análise comparativa entre o dente natural, raízes de molar e pré-molar, e três geometrias diferentes de implantes, cilíndrico com rosca (Nobelpharma™) cilindro com rosca afilado na região apical (Screw-Vent™) e cilindro sem rosca (Integral™). Eles não encontraram muita diferença no padrão de distribuição de tensões entre os implantes, apesar da rosca ter distribuído um pouco melhor na região do corpo, reduzindo a concentração no ápice. As raízes dos dentes, no entanto, tiveram um comportamento elevadamente

superior, tanto nas cargas verticais quanto laterais. Os autores atribuíram os resultados à forma cuneiforme das raízes.

Pesquisadores têm realizado estudos radiográficos de longo tempo para determinar a perda óssea na crista. ADELL et al. (1981) divulgaram valores médios para perda óssea de 0,5mm durante a remodelagem (início do período de função do implante) e 0,1mm/ano no período de acompanhamento. HENRY et al., citados por CLELLAND et al. (1991), calcularam valores médios para a perda óssea marginal de $0,9 \pm 0,4$ mm no primeiro ano, $0,1 \pm 0,4$ mm no segundo ano e $0,05 \pm 0,2$ mm no terceiro ano de função do implante.

SOLTÉSZ & SIEGELE, citados por MEIJER et al. (1992), demonstraram que regiões de concentração de tensões, observadas em modelos estudados, coincidiram com zonas de reabsorção verificadas no maxilar de cães tratados com o mesmo tipo de implante. A importância das tensões mínimas foi também relatada, baseando-se no fato de que as moderadas estimularam aposição óssea, as muito baixas causaram atrofia do tecido ósseo e as muito altas induziram à reabsorção patológica.

WOLFE & HOBKIRK, em 1989, afirmaram que admite-se um valor ideal de tensão, em que a reabsorção é igual à aposição óssea. Valores acima ou abaixo desses níveis levam à atrofia óssea. Há uma carga limite, uma vez que valores elevados provocam destruição óssea.

A influência da biomecânica na longevidade do tecido ósseo adjacente a implantes odontológicos foi novamente avaliada por MEIJER et al., em 1992. Os autores desenvolveram uma análise bidimensional de elementos finitos de um implante inserido em osso maxilar para comparação de diferentes situações, nas

quais foram variados a altura óssea do maxilar inferior, os tipos de carregamento (implante único, implantes conectados por uma barra, extensão de balanço na barra) e os comprimentos do implante. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As forças normais de mastigação foram simuladas com a aplicação de um carregamento vertical de 100N. Uma interface continuamente aderida (osseointegração total) foi considerada, sem permitir o movimento relativo entre implante e osso.

Devido às simplificações feitas para a configuração do modelo em duas dimensões e em relação às propriedades do tecido ósseo, os valores das tensões não são necessariamente idênticos aos reais. Entretanto, este modelo é conveniente para a comparação da distribuição de tensões relativas entre as várias situações avaliadas. De qualquer maneira, sabe-se que a distribuição e a magnitude das tensões variam à medida que se desenvolve o processo de aposição ou reabsorção óssea, embora não se conheça a maneira como este fato ocorre.

Quando o tipo de carregamento foi variado, todas as situações apresentaram concentração de tensões no pescoço do implante, onde estavam localizadas as tensões máximas atuantes no sistema. Quanto à influência do comprimento do implante, observou-se que, à medida que este crescia, ocorria a redução no valor da tensão máxima. O aumento da altura do maxilar inferior também resultou na redução das tensões máximas.

Os autores concluíram que a concentração de tensões na crista óssea ocorreu em todas as situações analisadas. Este fato não foi modificado com a variação dos parâmetros adotados, porém, uma redução das tensões máximas e uma melhor distribuição de tensões podem ser obtidas para uma maior altura óssea

e a adoção de implantes mais compridos, dentro das possibilidades anatômicas. Melhor distribuição das tensões também pode ser obtida pelo controle do número e localização dos implantes e do tipo de prótese, que irão influenciar na distribuição do carregamento.

LOZADA et al., em 1994, analisaram duas geometrias de implantes utilizando o método dos elementos finitos. Eles criaram um modelo tridimensional, consistindo de uma seção do maxilar inferior composta por osso esponjoso e uma camada interfacial de osso cortical e dos implantes. A diferença entre as geometrias era a presença, em um dos modelos, de quatro ranhuras circulares abaixo do topo do implante.

Com os resultados obtidos, os autores concluíram que, para ambas as situações, ocorria concentração de tensões na crista óssea adjacente ao implante. Estas tensões, localizadas em um pequeno volume de osso, apresentavam altas magnitudes, e as diferenças significativas observadas nos dois modelos referiram-se à sua distribuição na crista óssea.

MURPHY et al., em 1995, também utilizaram o MEF para avaliar a distribuição de tensões no osso adjacente a um implante BrånemarkTM para diferentes situações de carregamento. A geometria do modelo era constituída do implante e osso esponjoso, considerando-se também uma camada de 1mm de osso cortical no topo, no ápice e na interface. O implante modelado tinha 10mm de comprimento e 3,75mm de diâmetro. Carregamentos que variavam de 10N a 200N foram aplicados axialmente na extremidade do topo do implante e numa extensão de balanço.

Em todas as situações de carregamento, as tensões máximas estavam localizadas na região marginal da crista óssea adjacente ao implante. Quando a estrutura óssea era composta apenas de osso esponjoso, observaram-se tensões mais baixas em relação à inclusão da camada de osso cortical na crista. Os autores alegaram que isto ocorreu devido à compressibilidade do osso esponjoso, que absorvia a energia e dissipava as tensões. Quando a camada de osso cortical foi incluída na crista óssea, as tensões máximas cresceram de um fator de 3. A inclusão de uma camada de osso cortical no ápice, e depois também na interface, não apresentou diferenças significativas em relação à presença da camada apenas na crista óssea. Este estudo foi uma tentativa de extrapolar os resultados para explicar a reabsorção óssea vista em torno do pescoço dos implantes. Os autores concluíram que os resultados desta investigação estavam consistentes com outros trabalhos divulgados e ressaltaram a importância do MEF como um sistema não destrutivo e eficiente para investigar o comportamento mecânico de sistemas implante / estrutura óssea submetidos a carregamento.

A grande concentração de tensões no osso cortical adjacente ao pescoço do implante também foi verificada por LEWINSTEIN et al., em 1995, quando realizavam uma análise da distribuição de forças em diferentes sistemas de próteses. Os autores também associaram as altas tensões geradas em pontos específicos como uma das causas de reabsorção óssea observadas nestas mesmas regiões.

BENZING et al. (1995) concluíram que a maior concentração de cargas nas próteses implanto suportadas se dá nos implantes distais e com maior intensidade nos modelos com balanço.

TORTAMANO NETO, em 1995, fez um estudo pelo MEF das tensões transmitidas à mandíbula por uma prótese completa implanto suportada, na qual se variava o padrão oclusal, com o objetivo de se constatar qual a ação dos diferentes padrões e qual seria o melhor distribuidor das tensões. Ele concluiu que, para cada padrão oclusal, há um de distribuição de tensões e que elas não são uniformes em todo o corpo do implante e variam também com a posição deste. Relatou também que os picos de tensões ocorreram nos implantes mais distais.

MEIJER et al., em 1996, referiram-se às influências biomecânicas como um dos fatores responsáveis pela longevidade dos implantes. Descreveram, neste trabalho, que as forças geradas durante o processo de mastigação atuam nas próteses e são transferidas para os implantes, induzindo um estado de tensões no tecido ósseo adjacente. O tecido ósseo, por sua vez, remodelou sua estrutura em resposta a estas tensões mecânicas. Variações no estado interno de tensões determinarão se uma remodelagem óssea construtiva ou destrutiva ocorrerá. Baixos índices de tensões em torno de um implante podem resultar em atrofia por desuso, similar à perda óssea no osso marginal após a remoção do dente natural. Por outro lado, tensões anormais concentradas no tecido ósseo de suporte podem resultar em reabsorção óssea e subsequente perda do implante. As forças mastigatórias podem atuar em próteses suportadas por vários implantes ou em implantes únicos e podem ser constituídas por carregamentos não uniformes.

O objetivo deste estudo foi investigar, por meio de uma análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões quando o sistema não é uniformemente carregado e determinar a diferença entre o modelo de implante conectado por uma barra (prótese) e implantes únicos. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Foi assumida

aderência contínua na interface osso / implante (osseointegração total), não sendo admitido deslocamento relativo entre ambos. Foi simulado um carregamento horizontal de 10N, vertical de 35N e oblíquo (120° com o plano de oclusão) de 70N. Além disso, considerou-se a situação de carregamento uniformemente distribuído, aplicado no centro e lateralmente.

O diagrama de tensões principais revelou que, para todas as situações, as tensões máximas na estrutura óssea estavam localizadas em torno do pescoço do implante. A barra teve a função de diminuir a magnitude das tensões e promover a transferência de esforços, e os implantes localizados próximo ao ponto de carregamento foram mais solicitados. Como os carregamentos oclusais *in vivo* são aleatórios, pode-se assumir uma característica de não uniformidade na sua aplicação. Neste caso, a utilização de implantes conectados é mais benéfica que a adoção de implantes únicos. É importante observar, portanto, como afirmou LAVELLE (1993), que a resposta biomecânica óssea está ligada também à prótese.

VAILLANCOURT et al., em 1996, avaliaram a relação da perda óssea no colo com a morfologia de implantes parcialmente porosos e relataram que ela ocorreu por desuso no colo polido deles.

Visando investigar a questão de tensões não fisiológicas induzidas no tecido ósseo por implantes carregados, PAPAVASILIOU et al., em 1996, efetuaram uma análise de elementos finitos em três dimensões, em que foram examinados os efeitos de: tipos de mandíbulas, ausência de suporte ósseo, direções e níveis de carregamentos. Segundo os autores, a instabilidade mecânica pode ser o fator chave na perda do implante.

A maneira como o osso é carregado é essencial para a sua resposta. O osso é normalmente submetido a carregamentos cíclicos. As tensões geradas podem ultrapassar os limites fisiológicos gerando reações orgânicas desfavoráveis. Estas tensões podem ainda ultrapassar o limite de elasticidade do tecido ósseo, dando origem a microfraturas.

Um maxilar inferior foi modelado juntamente com o implante cilíndrico IMZTM. Foi realizada uma análise estática linear, assumindo-se que todos os materiais eram isotrópicos e homogêneos. O modelo foi carregado com 20N e 200N aplicados axialmente e na direção oblíqua (12° em relação ao eixo do implante).

A resistência última do osso cortical humano estende-se de 72MPa a 76MPa na tração e de 140MPa a 170MPa na compressão. O limite elástico na tração é de aproximadamente 60MPa (PAPAVASILIOU et al., 1996). A resistência última para o osso esponjoso na tração está entre 22MPa e 28MPa (EVANS, citado por PAPAVASILIOU et al., 1996). Este autor declarou que, se as tensões no osso forem inferiores a 42% do limite de resistência (29MPa na tração), então elas podem atuar indefinidamente sem causar a fratura por fadiga. Os resultados mostraram, neste trabalho de PAPAVASILIOU et al., que tanto o carregamento axial quanto o oblíquo de 20N geraram tensões bem abaixo deste limite (12MPa a 15MPa). Para o carregamento de 200N foram registradas tensões superiores a 60MPa, particularmente se era aplicado obliquamente. Embora o carregamento de 200N não ocorra em função mastigatória normal, em casos isolados poderia produzir tensões prejudiciais na interface osso / implante. O carregamento oblíquo produziu altas tensões na direção de sua aplicação. Estas tensões foram aproximadamente dez vezes maiores que sob carregamento axial.

RANGERT et al., citados por PAPAVALIIOU et al. (1996), sugeriram que a força axial é mais favorável porque gera tensões mais baixas e mais uniformemente distribuídas ao longo do implante, e que os contatos que geram forças axiais, tais como em oclusão cêntrica, são mais indicados. Durante movimentos excêntricos, as próteses implanto suportadas deveriam permitir apenas um contato funcional mínimo, para evitar forças oblíquas com níveis de tensões elevados.

Outras conclusões foram obtidas neste estudo. Verificou-se que o tamanho da mandíbula não tinha efeito nos níveis de tensões sob condições de carregamento semelhantes. Além disso, as tensões máximas estavam concentradas na interface osso / implante, na camada de osso cortical. Os autores interpretaram esta situação como se as tensões tendessem a concentrar-se em regiões onde houvesse uma diferença significativa de módulo elástico entre materiais adjacentes. Pode-se realmente explicar este fato em termos da diferença de rigidez do material. Como o osso cortical é mais rígido que o esponjoso, tende a absorver a maior parte das tensões.

O padrão da distribuição de tensões e deformações em torno de duas geometrias de implantes rígidos foi investigado por AKPINAR et al., em 1996. As tensões produzidas ao redor dos implantes foram correlacionadas a algumas variáveis clínicas: oclusão, força de mordida, número de implantes disponíveis para suportar a prótese, posição do implante dentro da prótese, rigidez da prótese e geometria do implante. A geometria do implante é indicada pelos autores como fator determinante na transmissão apropriada de tensões para o osso adjacente, afetando o sucesso global do implante.

Desenhar um implante para suportar as cargas impostas é relativamente simples. Porém, o funcionamento desta geometria, em termos da distribuição do carregamento, é de primordial importância para garantir um nível adequado de tensões no tecido ósseo marginal, uma vez que a preservação da altura óssea é um dos principais fatores que determinam a estabilidade do implante. Uma geometria de implante que promova a transferência de tensões para áreas afastadas da crista óssea é mais favorável.

Os implantes investigados neste estudo foram acoplados ao dente natural simulando uma prótese fixa. Os implantes ITITM, parafuso sólido e parafuso oco foram utilizados. Dois modelos bidimensionais de elementos finitos foram construídos. Todos os materiais foram admitidos como linearmente elásticos, e foi assumida osseointegração total na região da interface. Uma força vertical de 14,72N foi aplicada em cada um dos cinco pontos selecionados na cúspide.

Os resultados foram analisados em termos das tensões e deformações máximas, sendo obtido também o deslocamento do dente natural. Na área do ápice do implante cilíndrico oco foram observados altos picos de tensões. Tensões mais baixas foram produzidas pelo implante sólido. A geometria do parafuso sólido, portanto, foi superior em termos da distribuição de tensões ao longo da interface osso / implante.

Para obter a distribuição de tensões em torno de implantes localizados na região do primeiro molar do maxilar inferior, CANAY et al., em 1996, formularam um modelo bidimensional de dois tipos de implantes, um vertical e outro angulado, e utilizaram o MEF. O uso de implantes angulados pode ser a solução para situações em que existam limitações anatômicas, nas quais a localização, a qualidade e o

contorno ósseo da região sejam desfavoráveis à instalação de implantes retos ou verticais. Pode-se, assim, aumentar os índices de aplicabilidade dos implantes e melhorar os resultados protéticos e estéticos.

Um sistema de implante Bonefit ITI™, que incluiu um angulado de 23° e um vertical, foi usado neste estudo. Um vínculo fixo entre osso e implante foi considerado ao longo da interface, significando que não há movimento relativo entre ambos quando o carregamento é aplicado e os implantes foram submetidos a uma força oclusal horizontal de 50N e a uma força vertical de 100N.

Quando as cargas verticais foram aplicadas no implante vertical e no angulado, as tensões, especialmente a de compressão, geradas ao redor da região marginal do angulado, foram cinco vezes maiores que aquelas geradas ao redor do vertical. Para o carregamento horizontal não ocorreram diferenças significativas de medidas nos contornos e valores de tensões dos implantes vertical e angulado. Podemos lembrar aqui que a grande maioria dos implantes verticais sofrem angulação após a instalação dos componentes protéticos.

STEGAROIU et al. (1998) realizaram um trabalho sobre a influência do tipo de prótese na distribuição de tensões em tecido ósseo adjacente a implantes. Foram indicadas como causas da perda do implante a higiene bucal deficiente, a baixa qualidade de tecido ósseo e os fatores biomecânicos. Para reduzir os índices de perda, foi indicado um controle apropriado destes fatores. Condições de carregamento desfavoráveis estão associadas a perda óssea em torno de implantes. Uma vez que o carregamento é transmitido ao implante pela prótese, o planejamento e execução cuidadosos desta são fatores importantes para se alcançar uma distribuição de tensões favorável no tecido ósseo.

Neste estudo, a análise 3D de elementos finitos foi conduzida para comparar a distribuição de tensões em um segmento do maxilar inferior com diferentes tipos de apoio (localização dos implantes). O modelo mecânico foi construído adotando-se osso cortical, osso esponjoso, implante de titânio e prótese de liga de ouro e porcelana. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Adotou-se uma interface totalmente osseointegrada. Os deslocamentos foram impedidos em todas as direções nos nós da borda inferior e até 1/5 da altura óssea. Um carregamento unitário (1N) foi aplicado nas três direções e o efeito de cada um foi avaliado individualmente.

Observou-se uma tendência de concentração de tensões em torno do pescoço do implante em todos os modelos, associando-se esta região àquela onde constata-se perda óssea em estudos e experiências clínicas. As tensões foram maiores para os carregamentos laterais, sendo importante planejar um contato oclusal que minimize os componentes de forças laterais. Quanto à estrutura da prótese, verificou-se que extensões em balanço geram tensões maiores em relação a outras com extremidades apoiadas.

Com relação aos fatores de perda óssea ao redor do colo dos implantes, parece que, de uma maneira geral, os autores concordaram que, nos casos de normalidade dos tecidos moles, esta perda não está ligada a fatores bacterianos e sim biomecânicos, como vimos. LEKHOLM et al., em 1986, apresentaram trabalhos avaliando esta condição de presença de bactéria na interface na região do colo e afirmaram não haver relação com a perda óssea. JANSEN et al. (1997) estudaram a interface implante / pilar e concluíram que ocorre colonização bacteriana com possibilidade de contaminação da interface óssea, já que o ombro do implante situa-se geralmente nesta área.

2.8 - O OSSO COMO MATERIAL ESTRUTURAL

Os ossos maxilares têm diferentes constituições que podem variar de indivíduo para indivíduo, de uma região para outra dos maxilares e com a idade, estado geral etc. LEKHOLM & ZARB (1985) descreveram uma interessante classificação quantitativa, baseada no volume ósseo disponível, e qualitativa, dividida em quatro tipos básicos diferentes, baseados na estrutura do tecido ósseo, osso cortical ou esponjoso e na densidade deste último.

Fica claro, portanto, que as propriedades físicas, como capacidade de sustentação, resistência, elasticidade, plasticidade, também têm uma grande variação. Mesmo para cada tipo, o osso é um material heterogêneo e anisotrópico. Estes parâmetros afetam diretamente os resultados de um tratamento com implantes. Têm sido adotados valores médios para estas propriedades dos materiais envolvidos, como o osso, o titânio, a alumina, o ligamento periodontal etc, com o fim de se realizarem investigações.

LLOMBART & LLOMBART, em 1996, correlacionando problemas de engenharia e odontologia, disseram que a análise destes últimos não deve ser realizada da mesma maneira que na engenharia. Devem ser feitas considerações adicionais, visto que há claramente uma diferença nas características dos materiais envolvidos.

Na engenharia civil, as condições de trabalho dos materiais estruturais em situação de serviço são tais que, na maior parte dos casos, a análise estrutural

realiza-se como se os materiais fossem perfeitamente elásticos e com comportamento linear, tanto individualmente, como no conjunto da estrutura. Esta estratégia é possível devido ao avançado nível de conhecimento acerca dos materiais de construção, obtido como consequência dos ensaios de laboratório, da experiência em relação ao comportamento real de obras realizadas em estado de serviço e das técnicas computacionais aplicadas na análise estrutural.

Variações estruturais ocorrem com o tempo, como resultado da evolução das características internas e dos fenômenos reológicos. Com o objetivo de conhecer e simular tais variações, são necessários avanços no grau de complexidade dos cálculos, fazendo com que as técnicas de análise sejam revistas e atualizadas.

Em alguns casos, o uso de equações não lineares torna-se necessário para simular os fenômenos adequadamente. Da mesma forma que há conhecimento e metodologia suficientes para abordar e tratar a análise estrutural no regime elástico e linear, existe também uma sólida base para buscar a resolução das incógnitas que surgem da análise que se efetua em um cálculo não linear.

Para o caso elástico linear, os dois coeficientes pertinentes aos cálculos estruturais neste tipo de equação são o módulo de YOUNG, ou coeficiente de elasticidade longitudinal (E), e o coeficiente de POISSON (ν). O coeficiente de elasticidade representa uma medida da rigidez de um material. Para um comportamento elástico linear (no qual a deformação é uma função linear de tensões), o módulo de elasticidade é definido como sendo a inclinação da porção linear do diagrama tensão deformação do material. O coeficiente de Poisson é

definido como o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e as longitudinais.

No campo da biomecânica, segundo LLOMBART & LLOMBART (1996), existem incertezas na medida do módulo de elasticidade do tecido ósseo, devido à diferença de comportamento entre os ossos de seres vivos e de cadáveres. Ensaio de laboratório foram realizados, determinando-se diagramas de tensão do tecido ósseo. Porém, o módulo de elasticidade obtido não representa a realidade, pois, pouco tempo depois da morte, o tecido ósseo apresenta comportamento elástico, o que não ocorre durante o estágio de vida. Tal fato tem levado à conclusão errada de que o material seja perfeitamente elástico. Além disso, outros parâmetros influenciam o comportamento do tecido ósseo em vida, dentre os quais podemos citar a temperatura, a idade e a resposta fisiológica do organismo, que é variável de indivíduo para indivíduo.

Um material é dito isotrópico quando apresenta as mesmas propriedades nas três direções (NIGG & GRIMSTOM, 1995).

REILLY & BURSTEIN, citados por BIDEZ & MISCH (1993), descreveram o osso como transversalmente isotrópico. A mandíbula, portanto, é descrita como transversalmente isotrópica, possuindo uma direção de maior rigidez orientada ao longo do seu arco. É descrita funcionalmente como um osso longo dobrado numa curva. Sabemos, pela anatomia, que a mandíbula tem uma camada de osso cortical mais espessa na borda inferior, que vai gradativamente diminuindo até a porção superior com uma camada de osso esponjoso internamente, sendo este mais compacto na região anterior (BIDEZ & MISCH, 1993).

Vários trabalhos foram realizados com o intuito de avaliar com razoável aproximação o módulo de elasticidade. BIDEZ & MISCH (1993) descreveram módulos de elasticidade diferentes para diversas morfologias da estrutura óssea. Conhecendo-se a ordem de magnitude em alguns casos, são adotados valores máximos e mínimos para uma determinada direção. A anisotropia, portanto, devido a estas características morfológicas, existe e não se manifesta como uma lei de fácil representação, o que gera dificuldades ao se construir o modelo mecânico e quando se realiza a discretização da estrutura para análise via MEF. A anisotropia, assim, introduz erros cujas magnitudes dependem do tipo de análise que se deseja realizar.

Além disto, nas estruturas de engenharia, freqüentemente é preciso considerar o fenômeno da fluência, estudando-se a evolução da deformação do material submetido a cargas permanentes. Em Odontologia cabem as mesmas considerações, sendo que podemos distinguir duas classes de fluência. Uma é muito similar à ocorrida em estruturas de engenharia civil, ou seja, puramente física, na qual acontece a evolução de deformações provenientes de carga permanente atuando em um material do tipo orgânico. A outra é chamada fluência biológica, surgindo como consequência de reação do organismo a tensões anômalas.

Analisando a adaptação funcional do osso mandibular via MEF, INOU et al., em 1996, encontraram uma estreita relação entre a distribuição das tensões e a densidade do osso. Eles afirmaram também que esta correlação mostrou a capacidade de adaptação funcional deste material, aumentando ou diminuindo sua estrutura de acordo com a carga que recebe.

DECHOW et al. (1993) fizeram um estudo comparativo entre as propriedades elásticas do osso mandibular e do supraorbital, encontrando diferenças significativas entre ambos, em virtude de suas diferentes funções.

Apesar de sua resistência e dureza, o osso é muito plástico, sendo capaz de remodelar sua estrutura interna em resposta a modificações ocasionadas pela aplicação de esforços. RIEGER et al. (1989b) e INOU et al. (1996) esclareceram que, em regiões onde ocorrerem tensões de compressão superiores a certos limites fisiológicos, haverá degradação da estrutura óssea. Por outro lado, em regiões com tensões de tração haverá reposição do próprio tecido ósseo, reintegrando a estrutura primitiva.

Segundo YAMAMOTO et al. (1986), o tecido ósseo, como um tecido vivo, está constantemente remodelando sua estrutura quando um estado de tensões interno é gerado. Um exemplo de remodelagem sob tensões de tração e compressão é aquele utilizado como o princípio da movimentação ortodôntica. Quando a força ortodôntica é aplicada, ocorre remodelagem do osso alveolar resultando no movimento do dente. As tensões de compressão, de um lado, provocam reabsorção na superfície interna do processo alveolar. No lado oposto onde ocorrem tensões de tração, há a reposição óssea, mantendo assim o equilíbrio biológico e o movimento fisiológico desejado.

LLOMBART & LLOMBART (1996), afirmaram que esta fluência biológica é praticamente impossível de prever e quantificar. Pode-se afirmar que um procedimento semelhante à metodologia aplicada em engenharia civil somente poderia ser desenvolvido, com alguma segurança, para cargas de curta duração, em que o fenômeno da fluência biológica não assumisse maiores proporções. Se todas

as cargas atuantes fossem permanentes, as simplificações introduzidas poderiam comprometer os resultados.

Considerando-se que as forças mastigatórias constituem um sistema dinâmico, com períodos de curta duração e cargas relativamente pequenas, pode-se admitir, com uma boa aproximação, que a estrutura óssea comporta-se razoavelmente bem dentro dos domínios da elasticidade, e que um diagrama linear entre tensões e deformações para o material ósseo também é possível.

Quanto às questões de linearidade da análise, ABDEL-LATIF et al., (2000), demonstraram que o padrão de deformação do osso mandibular altera consideravelmente sua forma durante os movimentos normais da mastigação. Isto demonstrou que, para um mesmo carregamento, os vetores que o descrevem terão direções diferentes em cada posição de abertura, o que indicou não satisfação com esta hipótese de linearidade, aumentando consideravelmente a complexidade das análises neste campo.

Também no apertamento dos dentes ocorre deformação do corpo mandibular, variando a direção e o padrão de distribuição das cargas sobre os dentes e implantes. No caso dos dentes, o movimento dentro do alvéolo faz uma compensação destas alterações, o que não ocorre nos implantes (KORIOTH & HANNAM, 1994).

2.9 - CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO E APOIOS

Com relação à metodologia utilizada nos maxilares para a análise com o MEF, diversos autores citados a seguir têm adotado a mandíbula como ambiente de estudo.

KNOELL (1977) apresentou um modelo matemático de uma mandíbula humana para estudos via MEF e afirmou que quanto mais refinada é a malha, melhor se reproduz a anatomia.

COOK et al. (1982a,b) utilizaram a mandíbula em dois trabalhos de análise biomecânica de próteses implanto suportadas.

SIEGELE & SOLTEZ (1989), no estudo relatado de diversas formas de implantes, escolheram a mandíbula para este fim.

Em dois diferentes trabalhos, RIEGER et al. (1989a,b) utilizaram a mandíbula como ambiente de trabalho.

TORTAMANO NETO (1995), em um estudo de avaliação de distribuição de tensões de diferentes padrões oclusais em próteses implanto suportadas, escolheu a mandíbula como ambiente de trabalho.

VAN ZYL et al. (1995), em uma análise de tensões, com MEF, de prótese em balanço, modelou uma mandíbula totalmente edêntula.

MEIJER et al. (1992, 1996) apresentaram análises tridimensionais em mandíbulas edêntulas via MEF.

KOOLSTRA & VAN EIJDEN (1992, 1997) modelaram e avaliaram as condições de trabalho na mandíbula, para trabalhos com o MEF.

SODRÉ (1999), para avaliar comparativamente dois sistemas de implantes: experimental e Branemark, usou a mandíbula como ambiente.

ABDEL-LATIF et al. (2000) modelaram uma mandíbula totalmente edêntula, tratada com implantes, para avaliar a sua deformação sob a ação funcional.

Esta opção deve-se, principalmente, pela mandíbula, ao contrário da maxila, estar separada do resto do esqueleto e permitir uma representação bem delimitada, uma modelagem mais precisa e, conseqüentemente, resultados mais aproximados. A forma de carregamento tem sido sempre, como representativo das cargas totais que incidem na mastigação, uma carga axial e uma inclinada, ou somente vertical ou axial.

Quanto às condições de apoio, KNOELL (1977), em um trabalho de avaliação das condições de modelagem e apoio da mandíbula, afirmou que, para se obter resultados mais confiáveis, deve criar-se condições as mais próximas possíveis da realidade, reproduzindo-se as ações dos músculos e as cargas que eles impõem à estrutura, contrapondo-se às cargas mastigatórias.

BORCHERS & REICHART (1983) apoiaram a mandíbula pela sua base, desprezando a ação muscular e o apoio condilar.

TAKUMA et al., em 1988, descrevem na metodologia a modelagem de somente uma porção da mandíbula em torno do implante. Eles aplicaram apoios nas quatro faces: mesial, distal, lingual e bucal do bloco ósseo.

SIEGELE & SOLTÉSZ, em 1989, avaliando vários sistemas de implantes, utilizaram também somente parte da mandíbula, não considerando o seu meio anatômico-funcional.

KOOLSTRA et al., em 1992, chamaram a atenção para este aspecto em um trabalho de avaliação da validade da aplicação de modelos tridimensionais da mandíbula comparados com dados clínicos. Novamente, em 1997, estes mesmos autores avaliaram os movimentos de abertura e fechamento da mandíbula determinados em modelos tridimensionais. Afirmaram que, com este modelo, aproximaram-se mais da realidade, com melhores resultados.

MEIJER et al. (1992) modelaram somente a porção anterior da mandíbula e fizeram apoio bilateral nas extremidades posteriores para permitir, segundo eles, a deformação da porção intermediária. Em 1996, estes mesmos autores, para a análise da distribuição de tensões em implantes isolados e ligados por uma barra, modelaram somente uma porção anterior da mandíbula e utilizaram os apoios nas extremidades. Afirmaram que estas condições, aliadas à análise tridimensional, são suficientes para a reprodução do comportamento funcional da mandíbula e a obtenção de resultados confiáveis.

INOUE et al. (1996) utilizaram uma modelagem mais precisa em comparação com a real estrutura morfo funcional da mandíbula, introduzindo apoios na região da articulação têmporo mandibular e forças musculares geradas pelos músculos de mastigação para criar um ambiente mais aproximado. Aplicaram as cargas geradas nos pontos de inserção dos músculos e consideraram suas resultantes na direção final destas cargas.

Com relação ao apoio nas articulações temporo-mandibulares, VOCHT et al. (1999) definiram as condições e situações em um estudo biomecânico das funções da ATM.

3 - PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho são:

- a - avaliar o comportamento do implante cuneiforme quanto à distribuição de tensões em um sistema osso / implante, por meio de uma análise tridimensional pelo MEF, e
- b - refinar a metodologia da análise aprimorando a modelagem, as condições de carregamento e apoio com o objetivo, neste aspecto, de dar maior precisão aos resultados.

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais e métodos empregados neste estudo estão separados em tópicos, englobando os recursos matemáticos do método dos elementos finitos, cortes tomográficos, as condições de modelagem, o sistema de implantes, as situações de carregamento e o suporte informático utilizado.

4.1 - MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS - MEF

Como foi visto, o MEF é uma ferramenta segura e eficiente para se estudar problemas estruturais. Ele é basicamente uma técnica desenvolvida para resolver numericamente problemas em sistemas contínuos, para os quais não é possível uma solução analítica, fornecendo soluções aproximadas.

No caso da análise de tensões, o MEF fornece a magnitude e a distribuição de tensões e deformações no interior e no contorno da estrutura, sendo, hoje, um método seguro para análises de estruturas uni, bi ou tridimensional quando submetidas a diferentes ações.

Em outras palavras, é uma técnica de análise numérica para a obtenção de soluções aproximadas para problemas complexos. Este método é utilizado para aproximar o comportamento de uma estrutura real de outra, com aproximadamente as mesmas propriedades físicas e geométricas, por meio da resolução de um sistema de equações algébricas lineares com um número de incógnitas, sendo este

um dos fatores que definem o grau de precisão da solução aproximada. A variável campo desconhecida é expressa em termos de funções aproximadoras em cada elemento. O meio contínuo real é substituído por um conjunto de elementos discretos, sendo cada elemento caracterizado por sua forma geométrica, número de nós e tipo de incógnita associado a cada nó, que depende da natureza do problema a ser resolvido. Os elementos são interligados pelos pontos nodais em seu contorno, constituindo uma malha.

Os deslocamentos nos nós são as incógnitas do problema, e o campo de deslocamentos é aproximado por funções de interpolação. O conjunto de equações algébrico / lineares, a partir do qual as incógnitas do problema podem ser determinadas, escreve-se como:

$[K] \times [u] = [P]$, onde: $[k]$ = matriz de rigidez da estrutura;

$[u]$ = vetor de deslocamentos desconhecidos;

$[P]$ = vetor de forças aplicadas.

Os deslocamentos são determinados nos pontos nodais por meio da solução da equação anterior. A partir da obtenção do campo de deslocamentos, podem ser obtidos os campos de tensões e deformações da estrutura para qualquer ponto no interior do corpo. Assim, torna-se possível conhecer os valores de tensões, deformações e deslocamentos em qualquer direção.

4.2 - CRITÉRIOS DE RESISTÊNCIA

Ao dimensionar uma estrutura, deve-se levar em conta o esforço ou o conjunto de esforços que determinam o seu colapso, o que pode ocorrer quando

uma de suas partes atinge a ruptura, ou quando se deforma excessivamente, tendo em vista o fim a que se destina a estrutura e os materiais que a compõem. O conhecimento do campo de tensões produzido em uma estrutura por ações externas possibilita uma avaliação, tanto quantitativa quanto qualitativa, do grau de solicitação a que a estrutura está submetida. Uma vez conhecido o estado de tensões em um determinado ponto, é necessário impor a condição de o material não se degradar, isto é, não atingir a ruptura (materiais frágeis), ou não se deformar excessivamente, ou não atingir o escoamento (materiais dúcteis).

Os valores de tensões limites são obtidos em ensaios de laboratório. Neste caso, o material é submetido à tração ou compressão simples, determinando-se a tensão de ruptura σ_r ou a tensão limite de escoamento σ_e . Como estas tensões são determinadas em ensaios uniaxiais e a maioria das situações práticas são estados bi ou triaxial de tensões, critérios de resistência são adotados para correlacionar esta situação com a dos ensaios uniaxiais.

O critério de resistência de Von Mises - VM é aplicável para materiais dúcteis. Todos os componentes de tensões normais (σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz}), como também os de tensões cisalhantes (σ_{xy} , σ_{yz} , σ_{xz}) em relação ao sistema de eixos coordenados **X**, **Y** e **Z**, são incorporados no cálculo da tensão de Von Mises, que resume o estado de tensão global em um ponto (PAPAVASILIOU, 1996). O critério estabelece que a tensão de Von Mises deve ser menor ou igual ao valor absoluto da tensão de escoamento de tração ou compressão. Matematicamente tem-se:

$$\sigma_{VM} \leq \sigma_T \quad \text{ou} \quad \sigma_{VM} \leq \sigma_C$$

σ_T = Tensão de escoamento na tração;
 σ_C = Tensão de escoamento na compressão.

onde

$$\sigma_{VM}^2 = \frac{1}{2} [(\sigma_{xx}-\sigma_{yy})^2+(\sigma_{xx}-\sigma_{zz})^2+(\sigma_{yy}-\sigma_{zz})^2+6(\sigma_{xy}^2+\sigma_{xz}^2+\sigma_{yz}^2)].$$

Em lugar de avaliarmos individualmente a influência de cada componente de tensão, usa-se a tensão de Von Mises como uma medida que engloba todos os componentes de tensões em torno de um ponto.

Esclarecemos, porém, que neste estudo não foram analisados os limites de resistência dos materiais envolvidos, como acontece nos problemas de engenharia. As tensões de Von Mises são aqui utilizadas para estabelecer parâmetros comparativos quanto ao grau de solicitação em regiões consideradas como críticas para o bom desempenho da estrutura, e como elemento de comparação qualitativa com outros trabalhos da literatura que utilizam este critério.

Para maior detalhamento, foram gerados também os gráficos das tensões principais máximas e mínimas em cada área da mandíbula e no entorno do implante.

4.3 - CARACTERÍSTICAS DA MODELAGEM

O ponto de partida para uma boa análise pelo MEF é uma modelagem precisa (KOOLSTRA et al., 1992; INOU et al., 1996; KNOELL, 1997). Esforços foram feitos para se atingir este objetivo, desde a escolha do ambiente até as condições de apoio e carregamento.

4.3.1 - GERAÇÃO DO MODELO DE UMA MANDÍBULA EDÊNTULA

Como ambiente para se avaliar o comportamento biomecânico dos implantes, escolheu-se o maxilar inferior totalmente edêntulo, visto ser esta uma opção da maioria dos autores com os quais se poderia fazer avaliações comparativas. A modelagem total da mandíbula, e não somente de parte dela é indispensável para se obter dados confiáveis e se aproximar o máximo possível das condições biomecânicas que ocorrem na realidade, como afirmou KNOELL em 1977.

Tomou-se como referência uma mandíbula real de cadáver para se obter todas as nuances da anatomia. Para a geração analítica do modelo da mandíbula, foi utilizado o resultado de uma tomografia computadorizada da peça anatômica (INOUE et al., 1996), que nos forneceu várias seções da mandíbula, conforme FIG.01. Utilizou-se para tal o Tomógrafo Helicoidal Pro - Speed - GE. As imagens do eixo e das seções transversais foram digitalizadas através de um *scanner* e então inseridas num programa de CAD (AUTOCAD), a partir do qual foi possível se extrair as coordenadas dos pontos que definiam sua geometria, conforme as FIG. 02 e 03. Estas coordenadas, em um sistema de coordenadas local (bidimensional), foram armazenadas em arquivos textos, posteriormente utilizadas para definir linhas (*splines*) que, rotacionadas e deslocadas para o sistema global (tridimensional), foram usadas para estabelecer a geometria do corpo mandibular, formado por dois materiais diferentes, o osso cortical e o esponjoso.

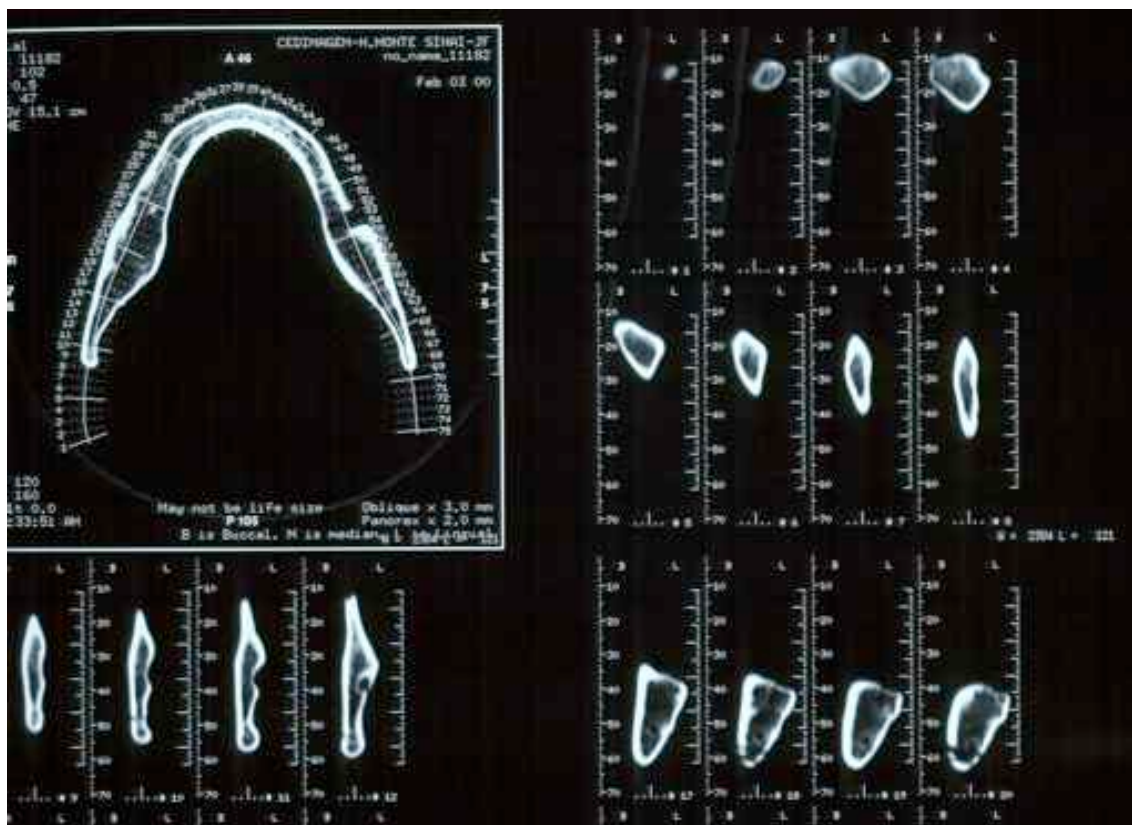


FIGURA 01. Resultado da tomografia computadorizada da mandíbula adotada.

A FIG. 04 ilustra os passos seguidos no processo acima descrito, que foi repetido para metade das seções geradas pela tomografia e, juntamente com a consideração de simetria, permitiu a geração do modelo geométrico tridimensional, conforme FIG. 05.

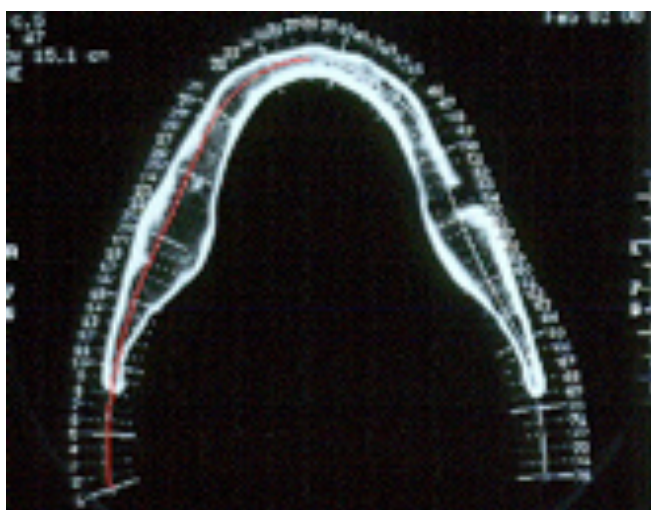


FIGURA 02. Definição do posicionamento das seções transversais em relação ao eixo longitudinal da mandíbula.

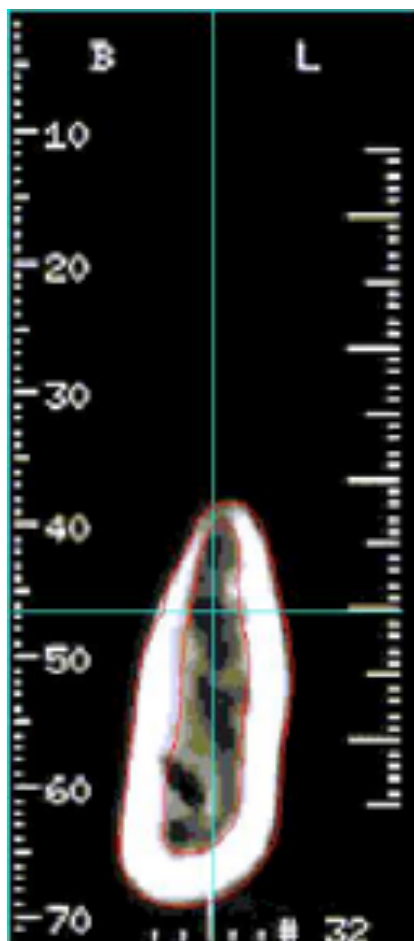


FIGURA 03. Seção transversal 32, adotada para posicionamento do implante.

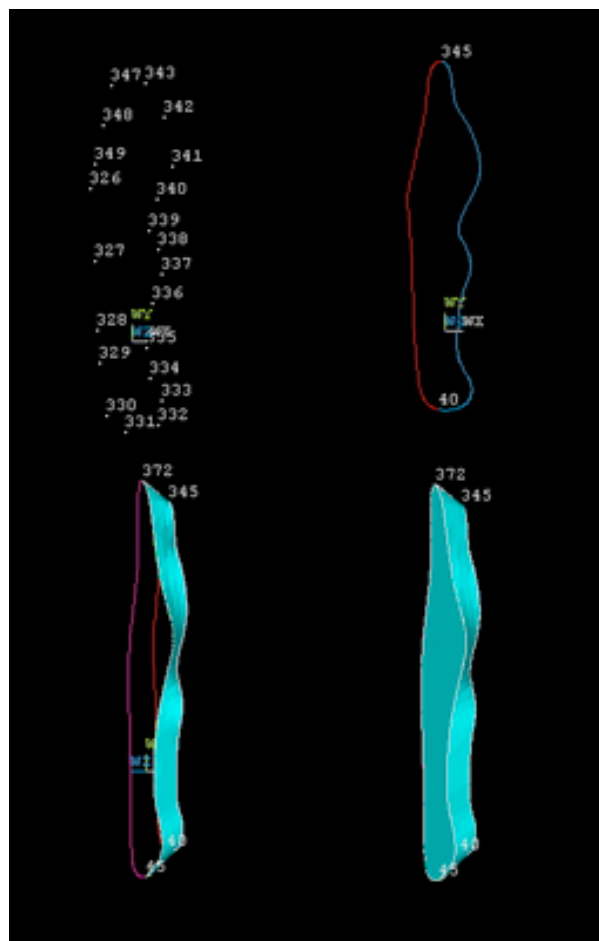


FIGURA 04. Montagem do modelo computacional da geometria da mandíbula: pontos, linhas, superfícies e volumes.



FIGURA 05. Modelo computacional geométrico da mandíbula.

4.3.2 - MODELAGEM VIA MEF

Considerando que o MEF é um método aproximado, um dos aspectos mais importantes na sua aplicação é a escolha do elemento a ser utilizado, tendo em vista que isto define o grau de refinamento da malha, que é diretamente proporcional ao grau de precisão dos resultados.

O uso de elementos com aproximações mais simples implica no emprego de um número maior deles para a obtenção de solução com grau de precisão adequado. Foram utilizados elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos (4 faces triangulares com 4 vértices e 10 nós), conforme FIG. 06, para a discretização do implante e da mandíbula a serem analisados, gerando malhas, conforme FIG.07. A escolha dos elementos com geometria quadrática possibilita uma melhor representação das superfícies do contorno dos sólidos em questão.

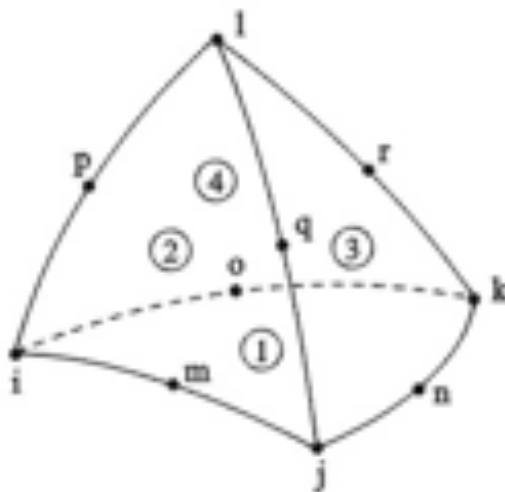


FIGURA 06. Elemento tetraédrico isoparamétrico quadrático.

Na análise realizada, esta malha possui 85.800 elementos com 120.870 nós, que resultou em um sistema de equações com 362.610 incógnitas. Deste total de elementos, 67.120, correspondentes a aproximadamente 276.960 deslocamentos – ou graus de liberdade (TAB. 1), encontram-se na região onde está localizado o implante, entre as seções 30 e 34, conforme a numeração da tomografia aqui utilizada (FIG. 02), e exposto conforme FIG. 07. Os demais elementos e correspondentes deslocamentos distribuem-se pela parte restante da mandíbula. Para a discretização do implante com o munhão, utilizou-se um número maior de elementos, conforme FIG. 08.

A maior concentração de elementos na região do implante deve-se a dois motivos. O primeiro é a grande irregularidade da geometria do implante, que, para estar bem representada, demanda um grande número de elementos. O segundo tem como origem os grandes gradientes de tensões nas proximidades do implante. Desta forma, para se obter uma boa aproximação destes campos, necessitou-se utilizar uma malha mais refinada do que no resto da estrutura.

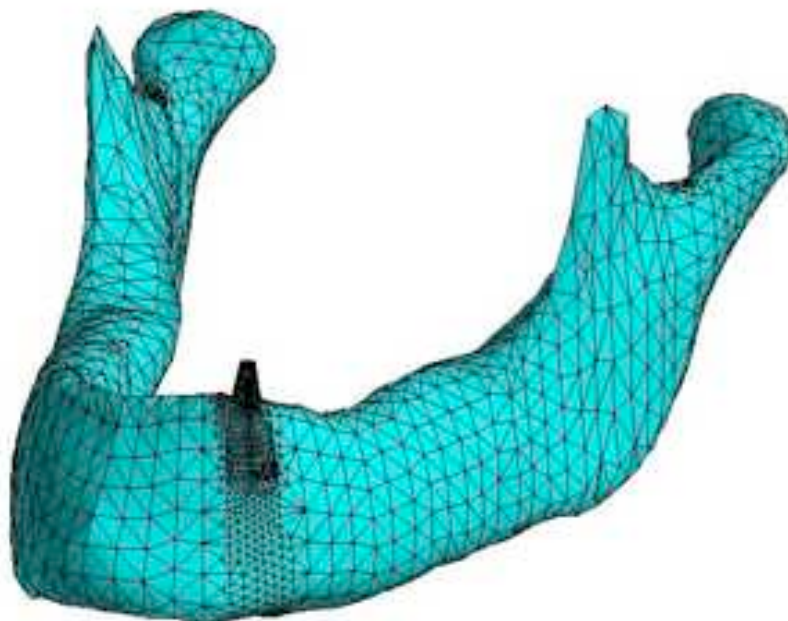


FIGURA 07. Mandíbula discretizada: malha de elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos.

TABELA 1
Dados da malha utilizada.

Região	Elementos	Nós	Graus de Liberdade
Implante BIOFORM 413	17.193	26.708	80.134
Seções 30 a 34 + Implante	67.120	92.320	276.960
Modelo completo	85.800	120.870	362.610

Para a realização de qualquer análise de tensões, depois de definida a geometria do modelo e gerada a malha, devem ser prescritas as forças solicitantes e as condições de apoio da estrutura. Para que o sistema de equações gerado pelo MEF tenha solução única, deve impedir-se deslocamentos de forma a evitar os movimentos do corpo rígido.

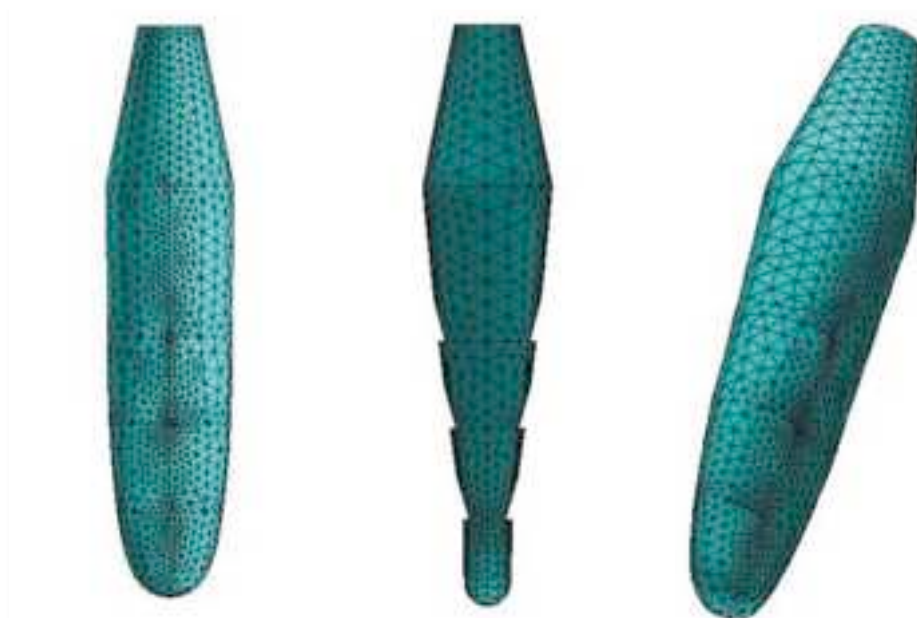


FIGURA 08. Implante Bioform, modelo 413, discretizado em elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos

4.3.3 - CARGAS E APOIOS NA MANDÍBULA

Na análise biomecânica da estrutura óssea da mandíbula, é necessária a determinação dos valores e direções das forças musculares envolvidas, das condições de apoio proporcionadas pela articulação temporo-mandibular, além da forma de aplicação dessas forças. ÇİFTÇİ & CANAY (2000) afirmaram que, para simular corretamente a situação clínica nestes casos, o modelo tem de fixar-se nos pontos em que os músculos da mastigação estão inseridos e não ser suportado pela base, como se estivesse apoiado em uma superfície.

É sabido que os músculos Temporal (T), Masseter (M), Pterigoideo medial (Pm) e Pterigoideo lateral (Pl) são os principais responsáveis pela mastigação, sendo que a determinação das magnitudes das forças resultantes das respectivas contrações ainda é objeto de pesquisa (PRUIM et al., 1980). No presente trabalho, foi adotada metodologia baseada na proposta apresentada por INOU et al. (1996), que, em relação ao carregamento, considerou para efeito da análise de tensões em uma mandíbula, que as intensidades das forças musculares são proporcionais às áreas das seções transversais dos músculos. Pode-se então escrever todas as 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, tal procedimento resultou nas seguintes relações:

$$M = 1,72 Pl \quad (1) \qquad T = 0,99 Pl \quad (2) \qquad Pm = 1,15 Pl \quad (3)$$

Conforme ilustrado na FIG. 09, inicialmente as restrições para deslocamentos impostas ao modelo global foram as seguintes:

Ponto1 - Impedimentos de translações nas direções x, y e z;

Ponto 2 - Impedimentos de translações nas direções y e z.

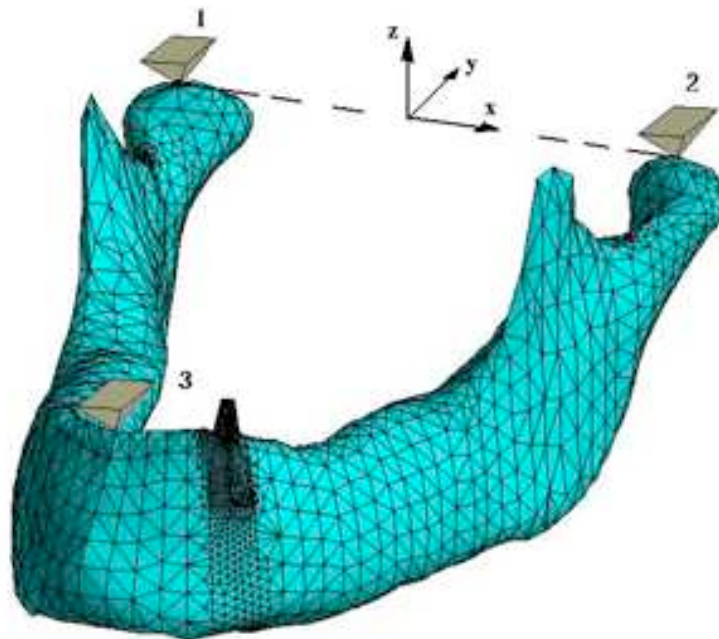


FIGURA 09. Restrições aos deslocamentos impostos para a análise.

Apenas com estas restrições não se impede que a mandíbula realize uma rotação de corpo rígido em torno do eixo $x(1-2)$, de modo que, uma vez determinada a força de oclusão a ser aplicada no implante (no presente caso 100N, na vertical), impõe-se a condição de equilíbrio de que o momento em torno de eixo 1-2 seja nulo. Esta equação pode ser escrita como:

$$2M \times r_M + 2P_m \times r_{P_m} + 2P_l \times r_{P_l} + 2T \times r_T + P_0 u \times r_{P_0} = 0 \quad (4)$$

Nesta equação, r_M , r_{P_m} , r_{P_l} , r_T , r_R são os vetores distância dos pontos de aplicação das cargas M , P_m , P_l , T e P_0 ao eixo $x(1-2)$, respectivamente, sendo P_0 a carga axial sobre o implante.

Nesta expressão, u designa o vetor unitário na direção do eixo do implante, e o símbolo \times denota produto vetorial. Os vetores posição das forças

musculares e da carga no implante para o caso aqui considerado estão indicados na TAB. 2.

TABELA 2
Componentes dos vetores distância (em mm).

Vetor Distância	Direção x	Direção y	Direção z
r_M	0,0	28,07	33,01
r_T	0,0	30,61	5,27
r_{PI}	0,0	9,56	6,31
r_{Pm}	0,0	27,67	38,97
r_{Po}	0,0	80,63	23,89

A equação (4), juntamente com as relações anteriormente descritas, (1) a (3), permitem que sejam determinadas as forças musculares incógnitas.

Embora a estrutura assim modelada esteja em equilíbrio, como foi mencionado antes, é preciso impor restrições de modo a não permitir os deslocamentos de corpo rígido, o que é feito com o impedimento da translação em z no Ponto 3. Esta última restrição fornece, portanto, uma maneira de se verificar a correção do procedimento, pois, uma vez que este apoio é dispensável à manutenção do equilíbrio, a reação por ele despertada deve ser nula.

As ações dos músculos Masseter e Pterigoideo Medial, obtidas nas equações (1) a (4), foram aplicadas como uniformemente distribuídas em regiões da mandíbula, determinadas por descrições geométricas obtidas em referências de fisiologia do sistema mastigatório (POSSELT, 1964; RAMFJORD & ASH, 1971; GRABER, 1972; BAUER & GUTOWSKI, 1976; KOOLSTRA & VAN EIJDEN, 1997). Para a aplicação da equação acima, as resultantes foram consideradas atuando no centróide dos nós das faces dos elementos que definem as respectivas áreas de

atuação destes músculos, conforme FIG. 10. As demais ações foram consideradas, simplificada, como concentradas.



FIGURA 10. Exemplo do esquema de distribuição das forças aplicadas na região do Masseter.

Também para a aplicação da equação (4), as direções das forças musculares foram obtidas, conforme proposto no trabalho de INOU et al. (1996), pelos cossenos diretores mostrados na TAB. 3, extraídos da geometria da mandíbula aqui considerada.

As direções das forças musculares resultantes são mostradas na FIG. 11.

TABELA 3
Cossenos diretores das forças musculares resultantes (lado direito).

Músculo	Cos (α)	Cos (β)	Cos (γ)
Masseter	-0,043	-0,011	0,999
Pterigoideo Medial	0,587	-0,165	0,792
Pterigoideo Lateral	0,714	-0,692	0,106
Temporal	-0,325	0,219	0,920

Para o caso da força na direção do eixo do implante, esses valores resultam em: M=59,23N, Pm=39,60N, Pl=34,44N e T=34,09N.

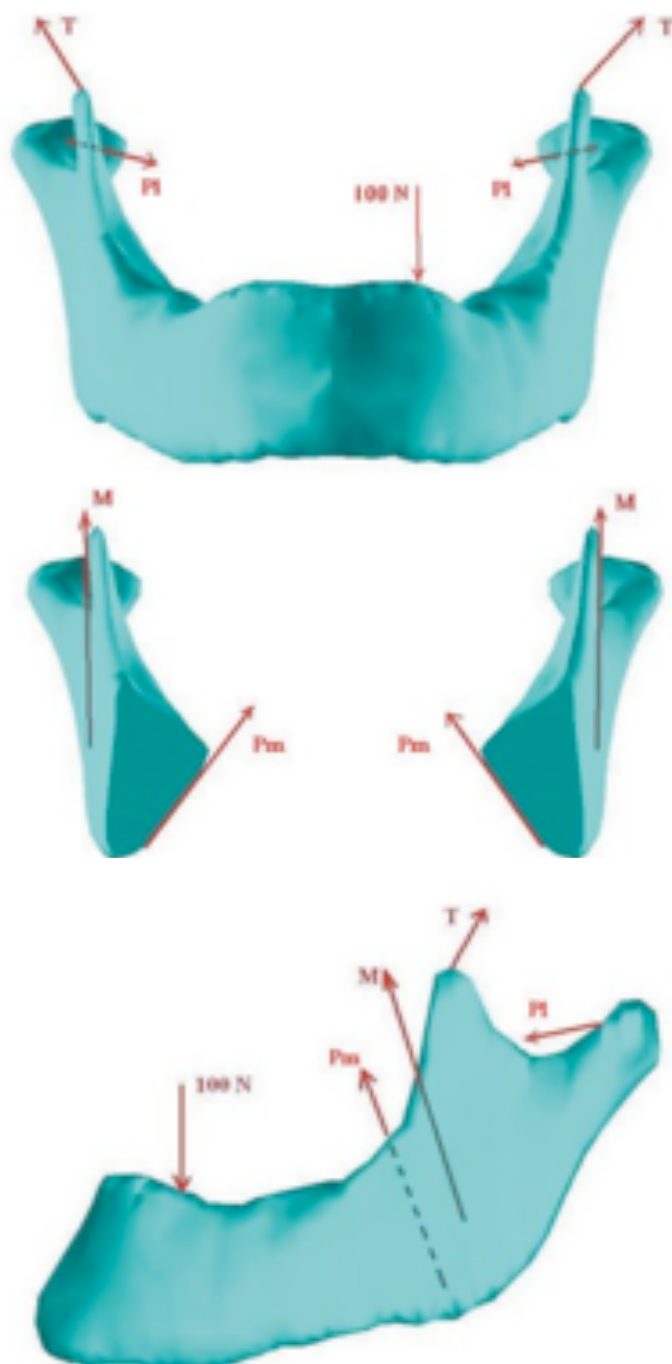


FIGURA 11. Direções das forças aplicadas.

4.4 - PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

Apesar de, segundo LEKHOLM & ZARB (1985), haver uma variação na tipologia óssea de quatro graus, que implica em comportamentos biomecânicos diferentes, adotou-se uma estrutura óssea padrão constituída de dois tipos de ossos:

o cortical e o trabecular, conforme FIG. 12. Em função da ausência de modelos mais precisos, a análise realizada tratou estes materiais como sendo de comportamento isotrópico homogêneo e linearmente elástico. Para as 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 material, que constituem o implante, são dadas na TAB. 4.

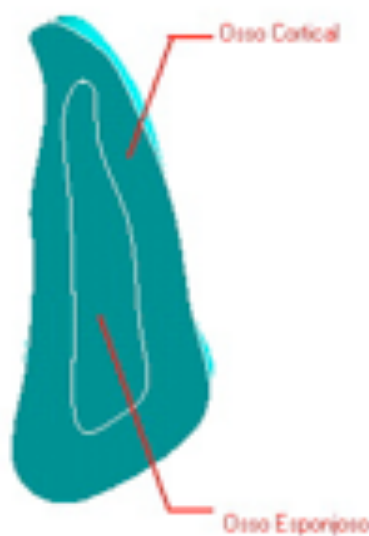


FIGURA 12. Localização dos tipos de materiais utilizados na modelagem da estrutura óssea.

TABELA 4
Propriedades elásticas dos materiais.

Material	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson	Referências
Osso cortical	13.700 MPa	0,30	COOK et al., 1982a,b; BORCHERS & REICHART, 1983; TAKUMA et al., 1988; VAN ROSSEN et al., 1990; MEIJER et al., 1992; COSTANTI, 1994; LOZADA et al., 1994; LEWINSTEIN et al., 1995; MURPHY et al., 1995; VAN ZYL et al., 1995; TORTAMANO NETO, 1995; AKPINAR et al., 1996; CANAY et al., 1996; MEIJER et al., 1996.
Osso medular	1.370 MPa	0,30	BORCHERS & REICHART, 1983; ROSSEN et al., 1990; MEIJER et al., 1992; LOZADA et al., 1994; MURPHY et al., 1995; TORTAMANO NETO, 1995; VAN VAN ZYL et al., 1995; AKPINAR et al., 1996; MEIJER et al., 1996.
Titânio	110.000 MPa	0,33	VAN ROSSEN et al., 1990; LEWINSTEIN et al., 1995; VAN ZYL et al., 1995; BAIAMONTE et al., 1996.

4.5 - SISTEMA DE IMPLANTES

Desde o aparecimento da implantologia, várias geometrias têm sido propostas (CHERCHÈVE, 1977; BABBUSH, 1980; CESCHIN, 1984; RING, 1995), buscando atingir um melhor desempenho, com vistas a inúmeros fatores que compõem a complexa relação organismo – implante – prótese – função. Mesmo após o aparecimento do conceito de osseointegração (BRÅNEMARK et al., 1969; 1977; ADELL et al., 1981), uma grande variedade de morfologias foram apresentadas na literatura, umas com efetivos resultados, outras nem tanto. Dentro do próprio sistema original da osseointegração, o de Brånemark, 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 comportamental, 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 projeto 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., 1990a,b; MEIJER et al., 1992; VAN ZYL et al., 1995; AKPINAR et al., 1996; MEIJER et al., 1996; PAPAVALIIOU et al., 1996).

O Sistema BRÄNEMARK, como é conhecido, 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 a 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^{® 2} (CRUZ et al., 1993; CRUZ & REIS, 1997), 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 princípios biológicos, baseados em contornos suaves.

Neste trabalho utilizou-se o implante vertical, a sua forma mais representativa, segundo o fabricante, que se assemelha à morfologia básica das raízes dos dentes.

² Maxtron - Juiz de Fora, MG.

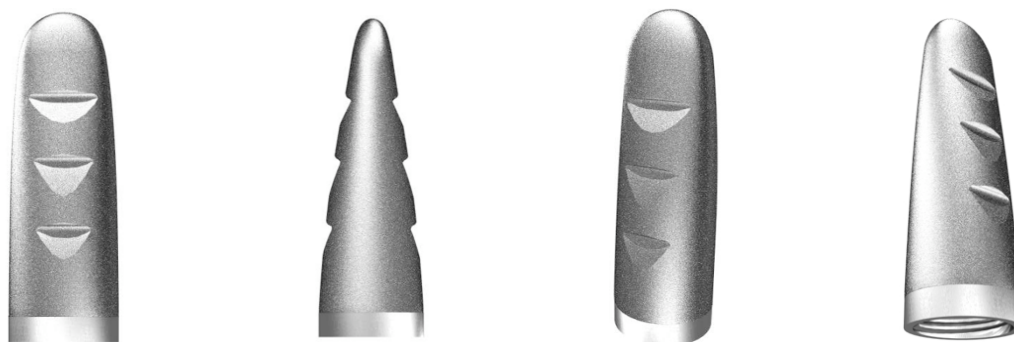


FIGURA 13. Vistas do implante Bioform 413.

Este modelo apresenta diâmetros de 3,3mm, 4,0mm, 5,0mm e 6,2mm, com comprimentos de 9 a 17mm. Escolheu-se, para estudo, medidas medianas, como as adotadas na literatura.

4.6 - POSICIONAMENTO DO IMPLANTE

Na mandíbula discretizada, foi definida uma posição para o implante BIOFORM modelo 413 ($\varnothing=4\text{mm}$, $l=13\text{mm}$) – escolhido na presente análise. Optou-se pela região dos pré-molares, usualmente utilizada na literatura, pela posição mediana entre as forças que atuam na mandíbula (KOOLSTRA & VAN EIJDEN, 1992; BRUNSKI et al., 2000). O implante ficou inserido em uma estrutura óssea composta de osso esponjoso revestido por uma camada de osso cortical, tocando o implante na região do colo com cerca de 2mm de espessura. Sua posição de referência foi a seção número 32, conforme FIG. 02 e mostrado em detalhe na FIG.03. Como a altura nesta seção é de aproximadamente 30mm, o implante ficou inserido na porção superior da estrutura óssea, não atingindo a camada cortical inferior.

Adotou-se também uma situação de osseointegração total, isto é, um contato direto e contínuo na interface osso / implante, sem permitir deslocamento relativo entre as superfícies dos dois materiais (RIEGER et al., 1989; 1990; VAN ROSSEN et al., 1990; LEWINSTEIN et al., 1995; TORTAMANO NETO, 1995; VAN ZYL et al., 1995; AKPINAR et al., 1996; BAIAMONTE et al., 1996; CANAY et al., 1996).

Outros estudos (WEINSTEIN et al., 1976; COOK et al., 1982a,b; MURPHY et al., 1995; WADAMOTO et al., 1996) demonstraram que, na realidade, esta situação de total osseointegração não existe. Porém, devido à complexidade da estrutura envolvida, ocorrem limitações na construção do modelo e na geração da malha de elementos finitos, não permitindo uma reprodução mais fiel do problema real, mesmo porque, não existe um padrão estabelecido de como este fenômeno se processa.

4.7 - CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO

As forças mastigatórias são constituídas por forças oclusais, pressão da língua, lábios, bochechas e bolo alimentar, o que gera vetores em todos os sentidos, mas, na região de molares e pré-molares, o contato oclusal gera forças predominantemente verticais. A força média em cada dente da região posterior varia de 88,3N a 134,4N (CLELLAND et al., 1991; OLIVEIRA, 1997). Adotou-se uma carga vertical de 100N aplicada axialmente no topo do implante (MEIJER, 1992, 1996; WILLIAMS & WILLIAMS, 1997), representando a carga de compressão vertical proveniente das forças oclusais.

4.8 - CONDIÇÕES OPERACIONAIS

As análises foram realizadas pelo código ANSYS (Swanson Analysis Systems), instalado em um PC com CPU de 400mhz e com 192Mb de memória RAM e no IBM-SP do Laboratório Nacional de Computação Científica - LNCC.

5 - RESULTADOS

Foi realizada uma análise de toda a mandíbula, sujeita às forças musculares, para o caso de uma força de oclusão de 100N na direção do eixo do implante. Como a região de interesse é localizada na vizinhança do implante, são apresentados resultados das tensões anteriormente descritas, entre as seções 30 e 40. Para visualizar estes resultados, eles são mostrados em quatro seções perpendiculares ao eixo do implante em diferentes profundidades: SH4 tangenciando a extremidade apical do implante; SH3 distando 2mm desta; SH2 a 4,5mm de SH3; e, por fim, SH1 a 5mm de SH2. Também são apresentados os resultados em duas seções contendo o eixo do implante, uma bucolingual e outra mesodistal. O posicionamento das referidas seções é mostrado na FIG. 14.

Inicialmente, entretanto, para uma visualização global dos resultados, são apresentados, na FIG. 15, os campos de deslocamentos e das tensões principais máxima e mínima (S1 e S3), bem como o campo das tensões de Von Mises, desenvolvidos na mandíbula para o carregamento descrito acima.

Nas figuras subseqüentes, são apresentados os valores das tensões de Von Mises e das tensões principais máxima e mínima (S1 e S3), detalhes das seções axiais para a região superior da camada cortical e as seções transversais de cada grupo de tensões. Nestas figuras, foi suprimida a representação do implante, uma vez que os resultados de interesse dizem respeito ao comportamento da estrutura óssea em seu entorno. Todas as tensões apresentadas estão em MPa.

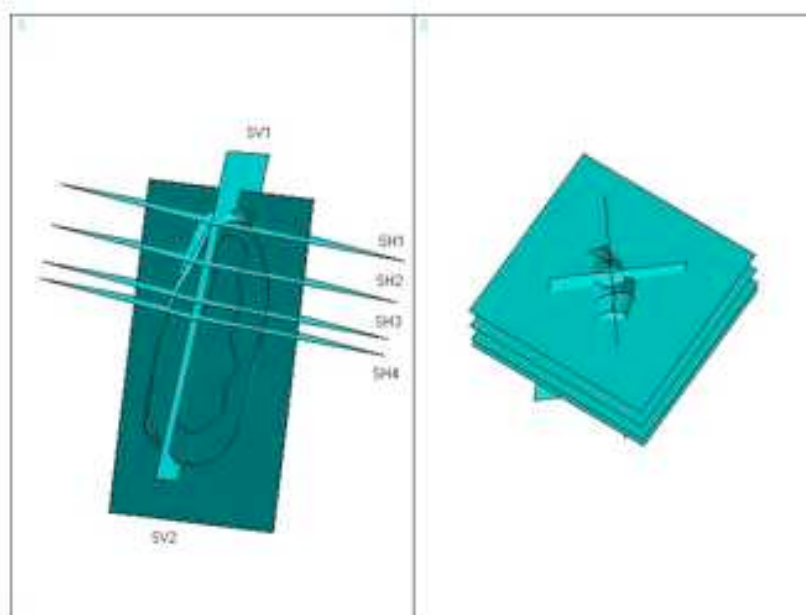


FIGURA 14. Localização das seções horizontais e verticais: SH1, SH2, SH3, SH4, SV1 e SV2.

5.1 - RESULTADOS GLOBAIS DA ANÁLISE

A mandíbula, sob a ação do carregamento e das forças musculares, confirmando resultados já citados na literatura, apresentou deformações detectáveis em toda sua estrutura. A região onde ocorreram os maiores deslocamentos foi a do ramo, principalmente nos côndilos (fig. 15a).

Na análise das tensões principais, considerando a máxima (S1), verificou-se uma maior concentração de tensões, de compressão na região das inserções musculares e tensões de tração bem distribuídas por toda a estrutura da mandíbula (fig. 15b). Para as tensões mínimas (S3), verificou-se uma predominância de tensões de tração com alguns focos localizados de compressão (fig. 15c). Considerando o critério de Von Mises, as tensões se distribuíram por todo o corpo mandibular com áreas de concentração próximas das regiões de inserção da musculatura, adotadas no modelo.

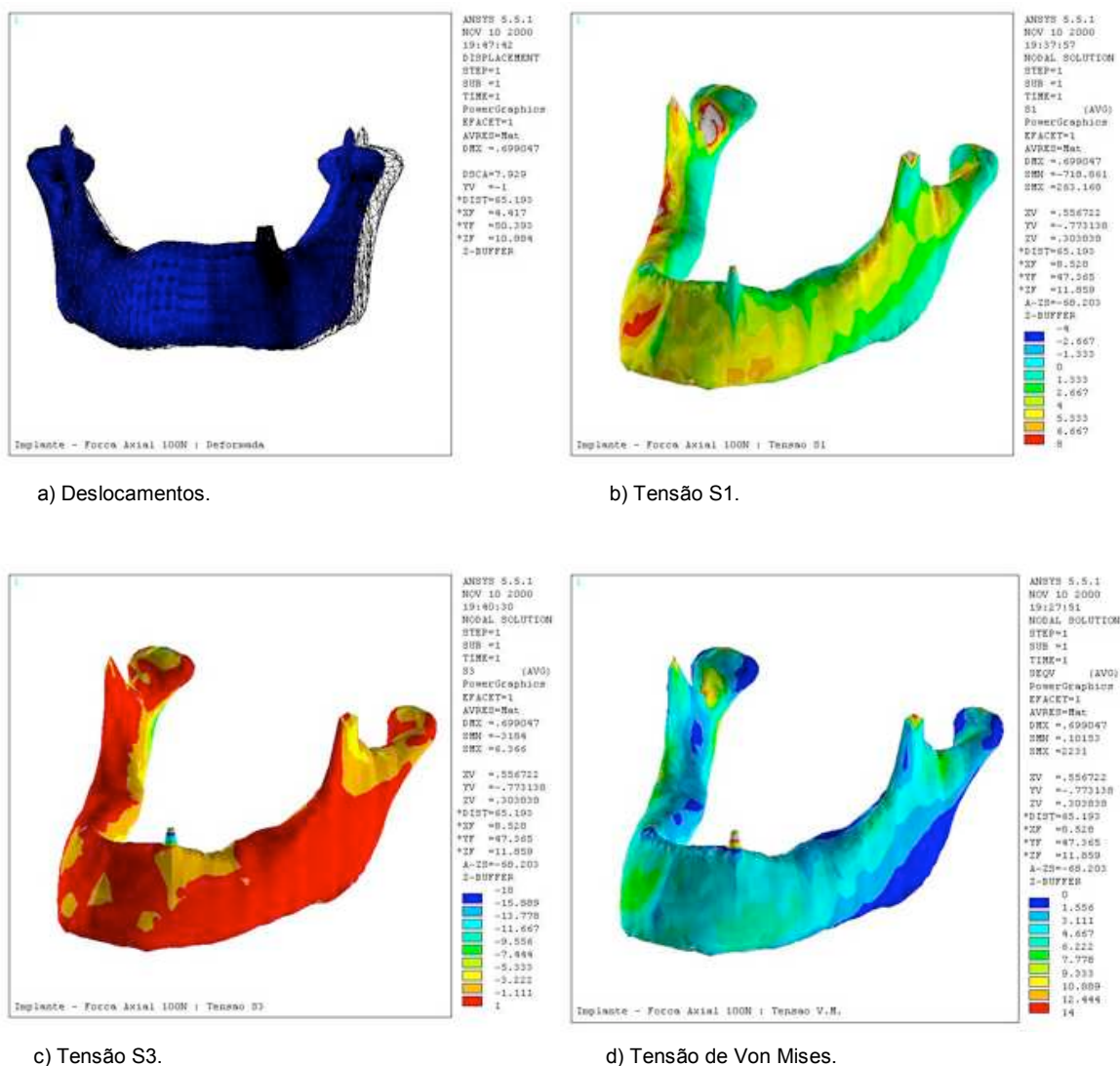


FIGURA 15. Resultado global na mandíbula.

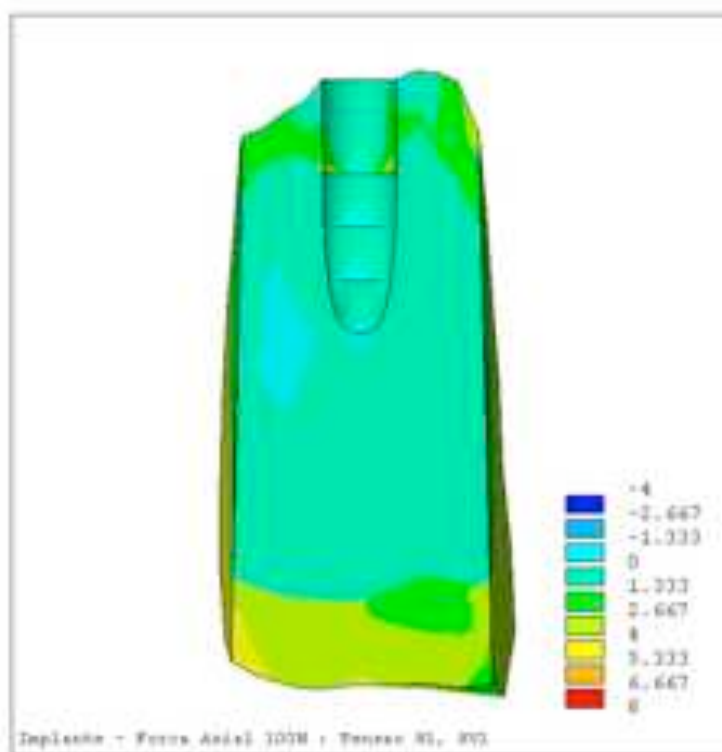
5.2 - DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS

A FIG. 16 mostra duas seções verticais, ou axiais, SV1 e SV2, representando respectivamente os cortes mesodistal e bucolingual. De uma maneira geral, ocorreu uma distribuição uniforme das tensões, tanto de compressão quanto de tração. Os valores de S1 oscilaram entre -1,333MPa e 1,333MPa. Observou-se algumas áreas com tensões próximas a zero, distantes do implante, nos relevos negativos da estrutura do implante e em seu ápice.

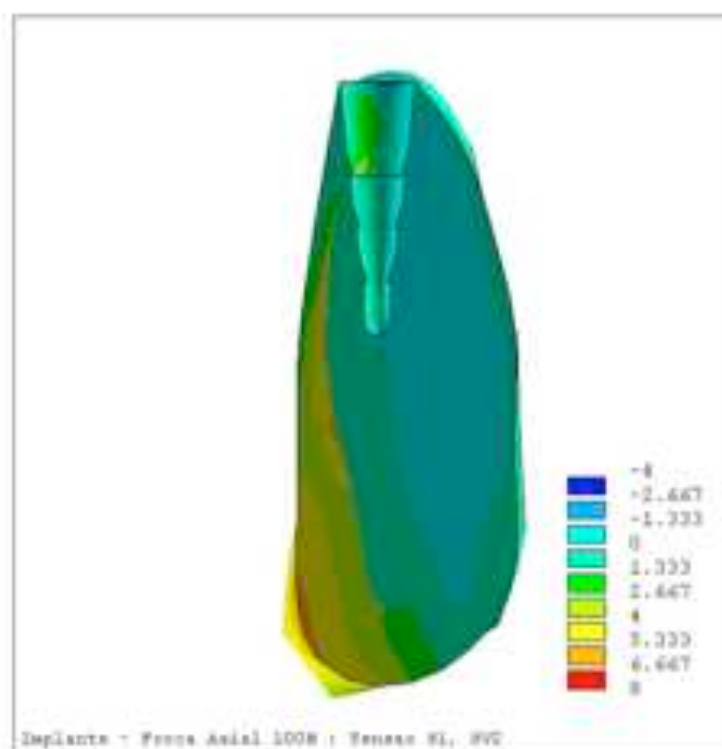
Pontos de concentração de tensões se apresentaram na região da cortical, junto ao colo do implante. A FIG. 17 mostra em detalhe estes pontos de tensões máximas, que variaram de -2,909Mpa, para as tensões de compressão na porção superior da cortical, até 6,664Mpa, para a tensão de tração na porção inferior da cortical. De uma maneira geral, no entanto, os valores tensionais oscilaram de -0,781MPa a 2,409MPa.

Novamente na FIG. 16, as seções SV1 e SV2 mostraram que valores altos de tensões ocorreram junto à basilar, resultantes do comportamento global da estrutura, independente da geometria do implante, o que demonstra mais uma vez a importância de se incluir a ação muscular na modelagem. A não consideração desses apoios poderia alterar os resultados das análises em torno dos implantes, levando a conclusões erradas.

As seções transversais (FIG. 18) complementaram a visualização dos resultados para as seções axiais e detalharam valores maiores de tensões em toda a cortical bucal do modelo.

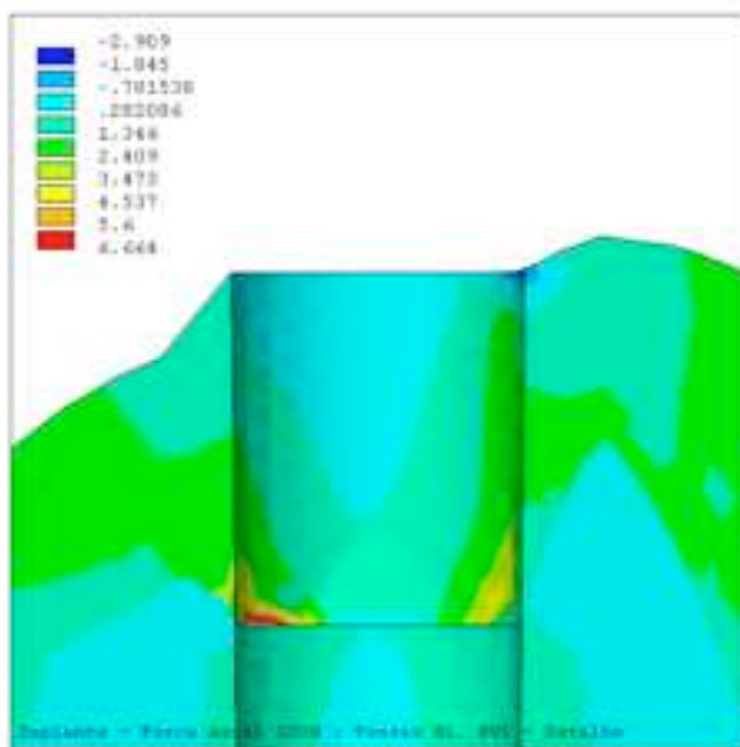


a) SV1

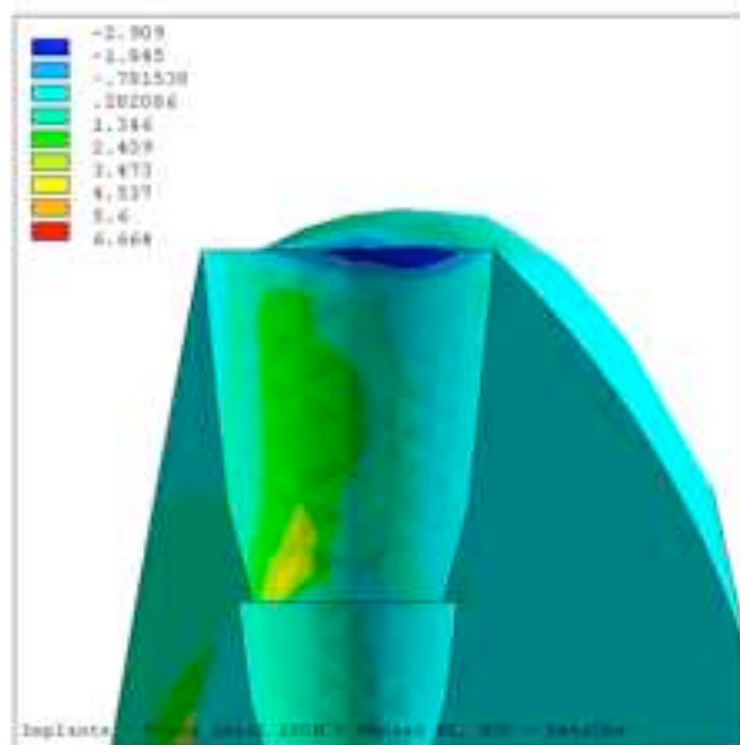


b) SV2

FIGURA 16. Tensão Principal S1, seções axiais.



a) SV1.



b) SV2.

FIGURA 17. Detalhes da tensão S1 para a parte superior da camada cortical, seções verticais.

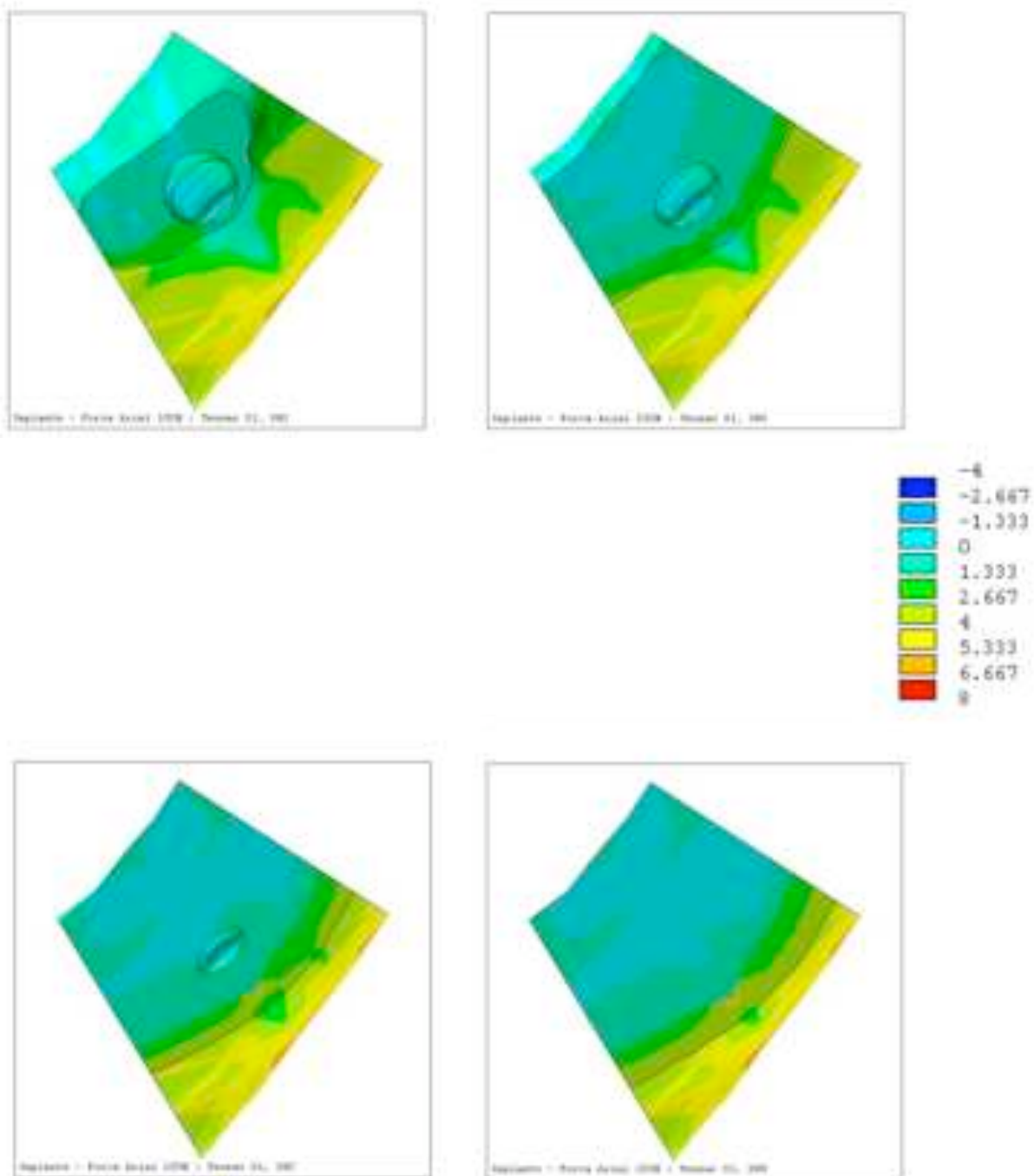


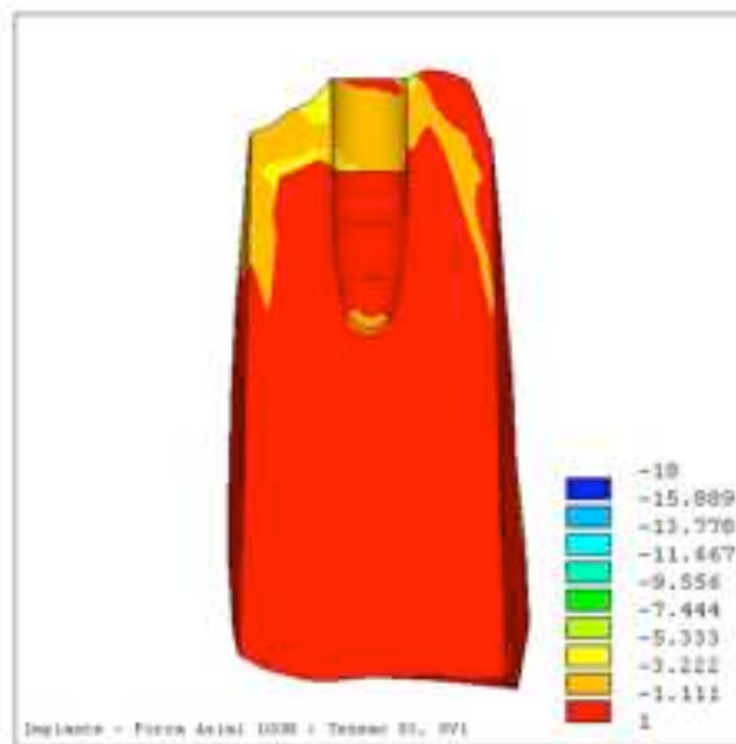
FIGURA 18. Tensão Principal S1, vista superior e seções transversais.

5.3 - DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÍNIMAS

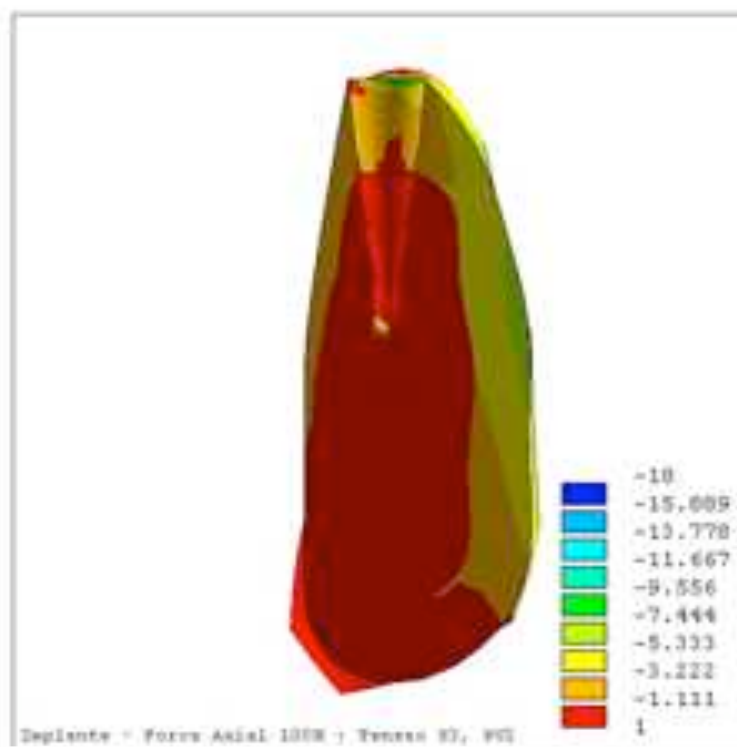
Nas duas seções axiais (FIG. 19) para análise das tensões principais mínimas (S3), observou-se uma variação suave de tensões de tração na região do corpo do implante, isto é, na porção localizada na camada de osso esponjoso, e uma concentração de tensões de compressão na região do colo, ou seja, na camada cortical.

No detalhamento (FIG. 20), observou-se, na porção superior da cortical, uma área de concentração maior junto à base de assentamento do implante. Esta área, como atingiu valores altos, poderia ser um ponto de perda óssea no colo do implante.

As seções transversais (FIG. 21) mostraram o padrão de distribuição das tensões mínimas desde a vista superior até além do ápice. Os valores complementaram os resultados das outras seções.

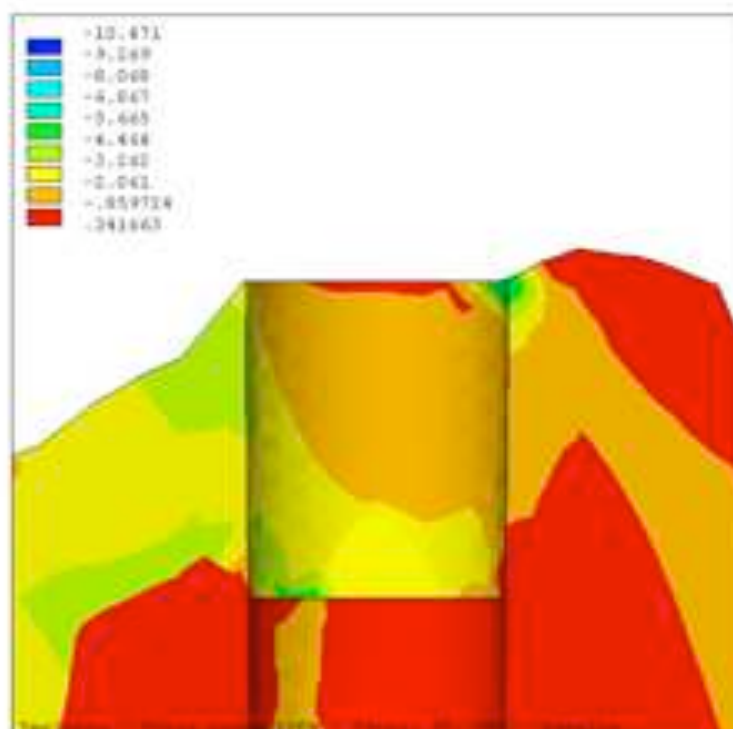


a) SV1.

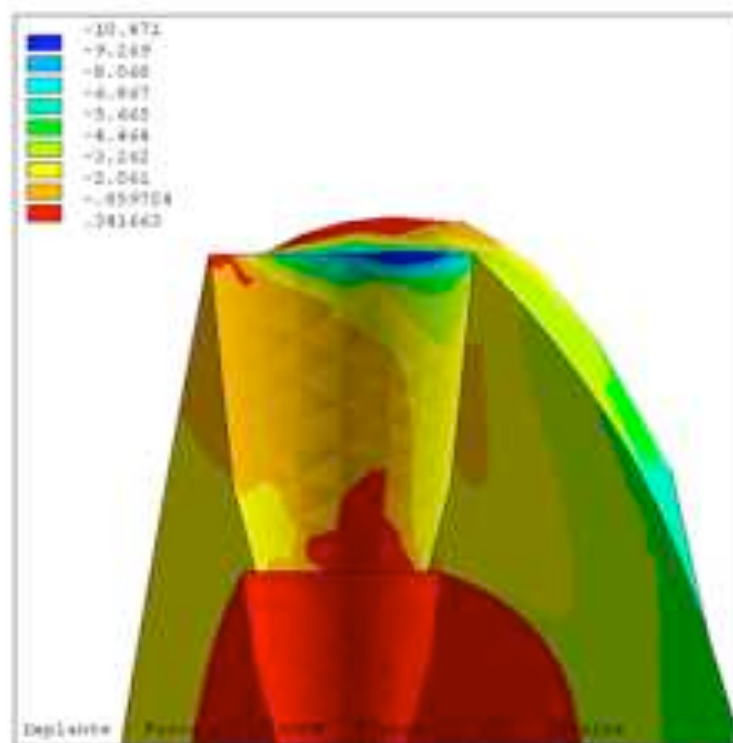


b) SV2.

FIGURA 19. Tensão Principal S3, seções axiais.



a) SV1.



b) SV2.

FIGURA 20. Detalhes da tensão S3 para a parte superior da camada cortical, seções verticais.

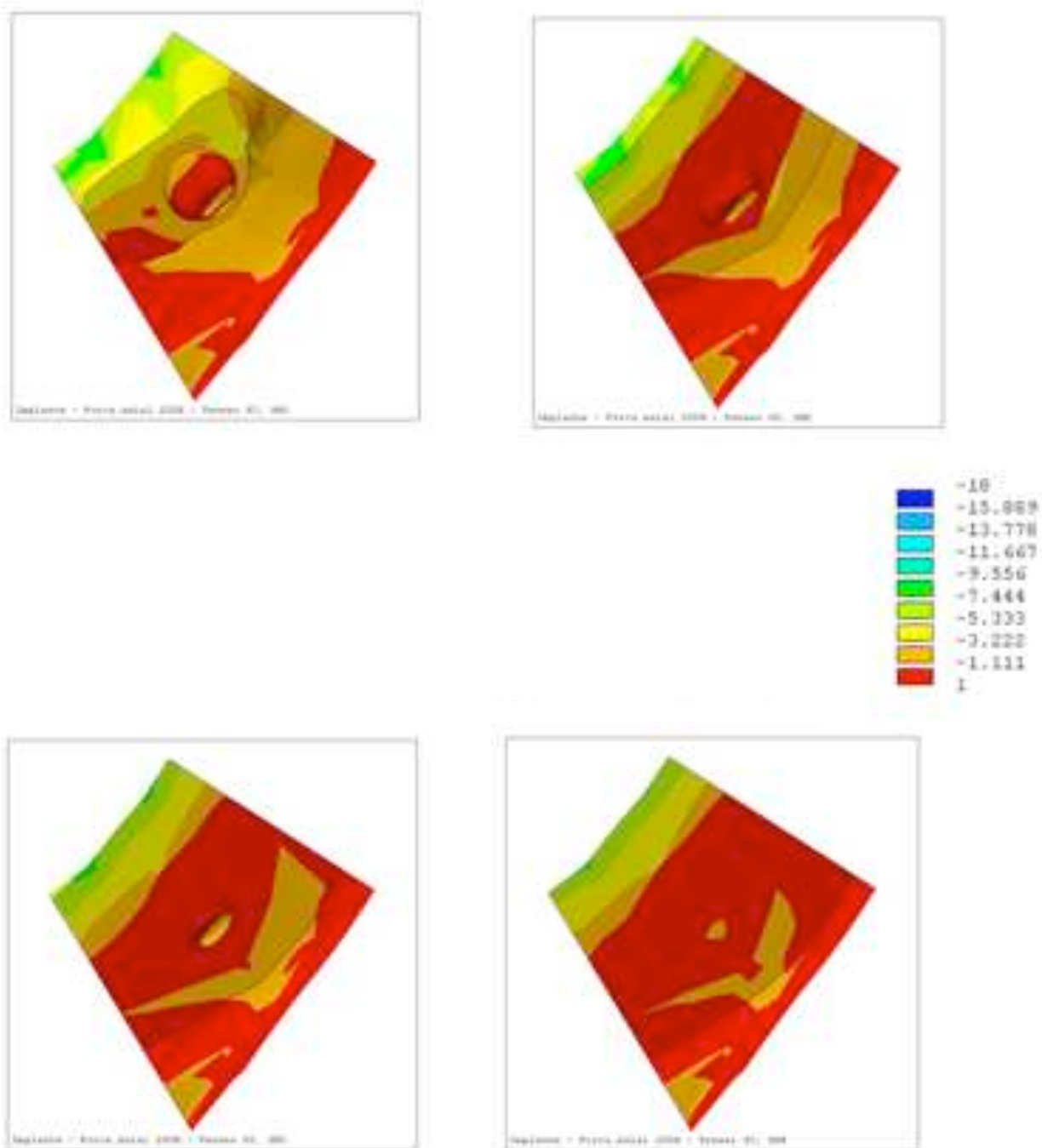


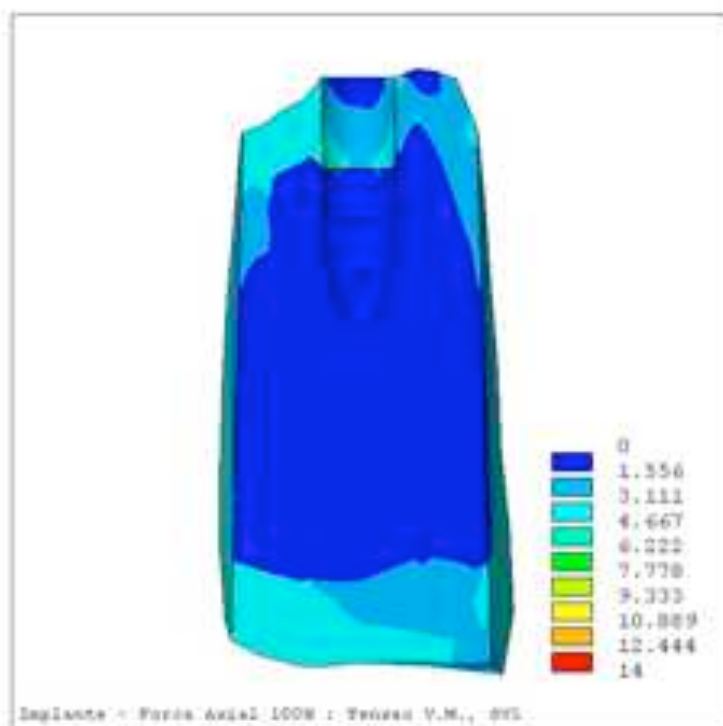
FIGURA 21. Tensão Principal S3, vista superior e seções transversais.

5.4 DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES

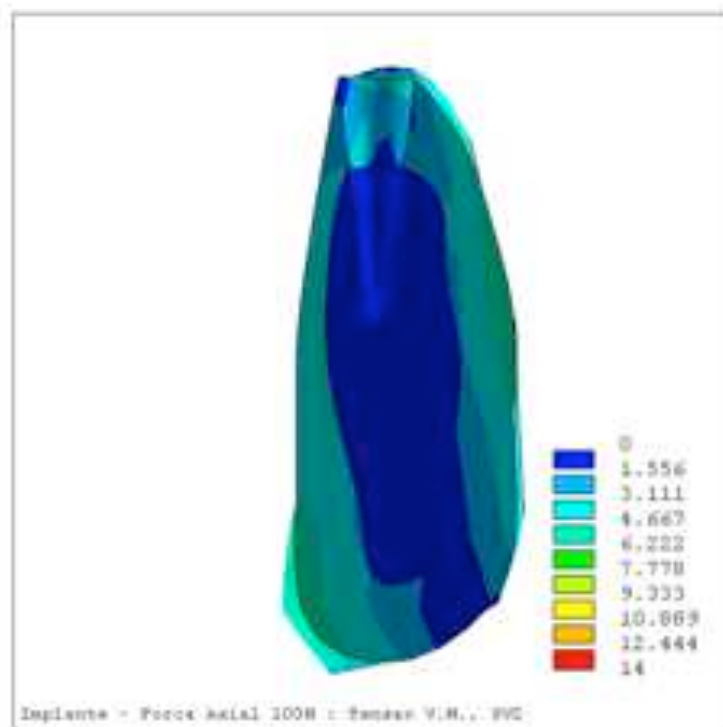
Para o critério de Von Mises, as tensões tiveram um padrão bastante uniforme de distribuição, não ocorrendo concentração no ápice. A área de maior concentração, como nas outras análises, ocorreu no colo, porém, sem atingir valores elevados, comparativamente com as tensões geradas pelos músculos.

A FIG. 22 mostra as seções axiais, nas quais o padrão de distribuição foi bastante uniforme. No detalhamento do colo, isto é, a região da cortical óssea, as concentrações de tensões ocorreram nas regiões já citadas das tensões principais. Somente um ponto junto à porção inferior da cortical na seção axial (FIG. 23a) apresentou um valor mais alto, 9,455MPa.

As seções transversais confirmaram os dados obtidos nas outras análises (FIG. 24). Com relação à análise comparativa destas tensões junto ao implante, pode observar-se que os maiores valores encontrados junto ao colo do implante não ficaram acima dos encontrados na cortical óssea distante do implante e causados pelas forças musculares (FIG.s 22, 23 e 24).

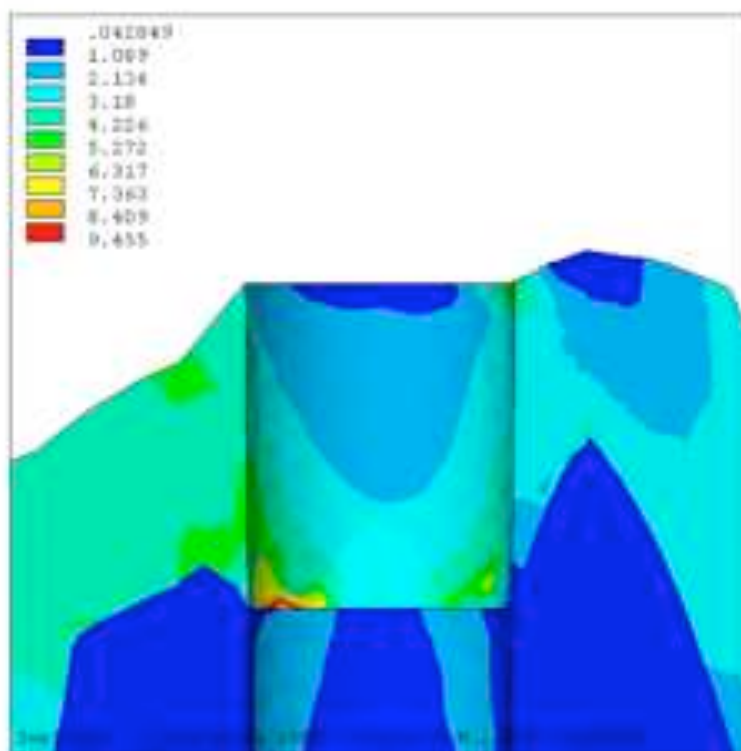


a) SV1.

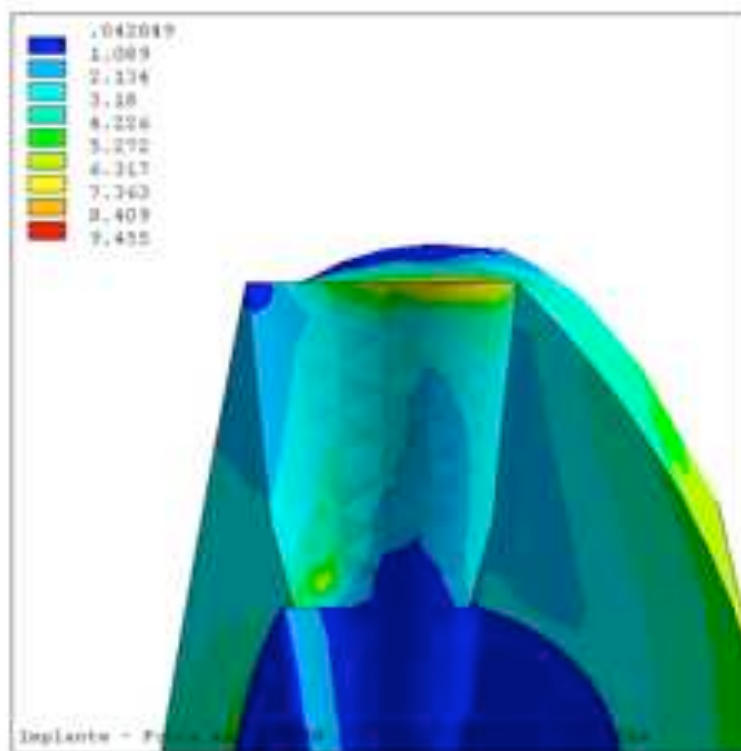


b) SV2.

FIGURA 22. Tensão de Von Mises, seções axiais .



a) SV1



b) SV2

FIGURA 23. Detalhes da tensão de Von Mises para a parte superior da camada cortical e seções verticais.

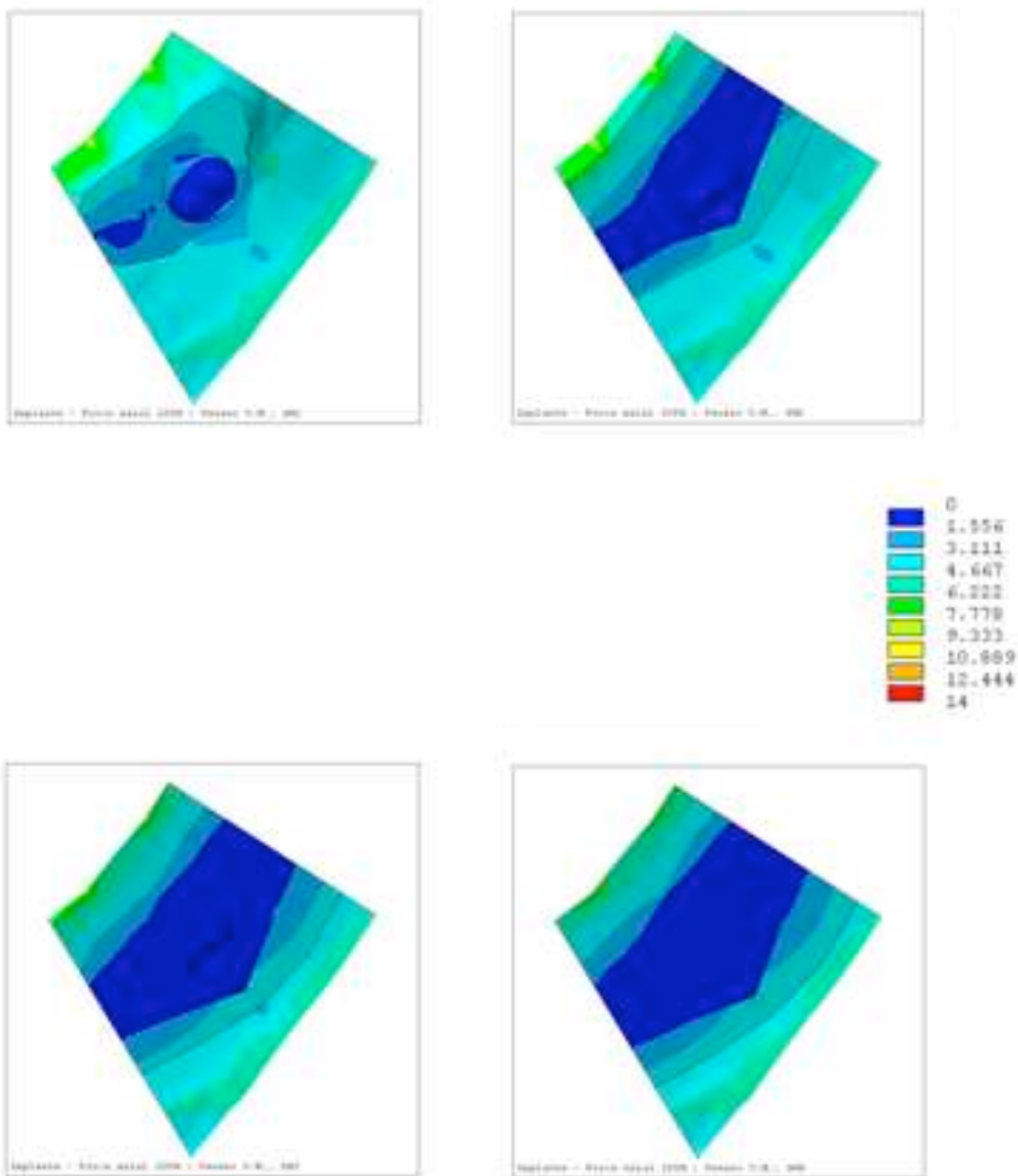


FIGURA 24. Tensão de Von Mises, vista superior e seções transversais.

6 - DISCUSSÃO

Para facilitar a comparação dos dados foram separadas, neste capítulo, as análises do comportamento global da mandíbula das realizadas na região em torno do implante.

Verificou-se que o comportamento da estrutura como um todo, conforme reportado na literatura (KNOELL, 1977; KOOLSTRA & VAN EIJDEN, 1992; KORIOTH et al., 1992; KORIOTH & HANNAM, 1994; INOU et al., 1996; KOOLSTRA & VAN EIJDEN, 1997), é um fator importante nos resultados, já que ocorre alteração da forma da mandíbula e tensionamento de todo o corpo mandibular durante a distribuição das cargas pelo implante.

Autores como KNOELL, 1977; KOOLSTRA & VAN EIJDEN, 1992; 1997; INOU et al., 1996; VOCHT, 1999, foram enfáticos em afirmar a importância da modelagem tridimensional e mais próxima da realidade anatômica para a precisão dos resultados. KNOELL (1977) recomendou o refinamento da malha para se captar as sutilezas anatômicas, melhorando os resultados, e afirmou ainda que o padrão de distribuição de tensões muda para cada região.

Além disso, KORIOTH & HANNAM (1994) demonstraram que as deformações mudam de instante a instante as condições de distribuição das cargas, implicando que as análises mais realistas deveriam ser dinâmicas e de caráter não linear.

Verificou-se, neste trabalho, que áreas de tensões causadas pela ação muscular podem ser bastante significativas e próximas às tensões em torno do implante, geradas pela carga aplicada.

Na situação real, a carga gerada na mastigação que incide sobre o implante tem origem na ação muscular e, portanto, a estrutura óssea no local da inserção destes músculos recebe também parte desta carga, que determina o padrão de distribuição de tensões obtidas nas análises.

Pôde verificar-se, portanto, que a modelagem e o tratamento adequado das condições de apoio têm papel importante no padrão de distribuição de tensões, e que modelagens e apoios simplificados (BORCHERS & REICHART, 1983; SIEGELE & SOLTÉSZ, 1989; MEIJER et al., 1996) podem alterar completamente os resultados. A análise comparativa nestes ambientes pode ter um valor analítico comparativo, mas sem aplicação clínica.

Considerando as tensões em torno do implante, foram gerados gráficos com maior detalhamento. Os resultados detalhados dos níveis das tensões principais e de Von Mises, mostraram conforme reportado na literatura (RIEGER et al., 1989a,b; 1990a,b; PYLANT et al., 1992; HOSHAW et al., 1994; MURPHY et al., 1995), que a região crítica para todos os implantes é a do colo, na cortical óssea. A concentração de tensões nesta região torna-a susceptível à ocorrência de reabsorção óssea, sendo este fato comprovado em avaliações radiográficas, estudos clínicos experimentais e também de análise numérica (BORCHERS & REICHART, 1983; TAKUMA et al., 1988; RIEGER, 1989a; RIEGER, 1990a,b; CLELLAND et al., 1991; MEIJER, 1992; WEINBERG, 1993; COSTANTI, 1994; AKPINAR, 1996; MEIJER, 1996; STEGAROIU et al., 1998).

Pôde verificar-se que uma maior concentração junto à cortical superior, pode ser relacionada ao padrão de reabsorção óssea nesta região, o que confirmaria achados de outros autores de causas biomecânicas destas perdas (RIEGER et al., 1990a,b; CLELLAND et al., 1991; MEIJER et al., 1992; PYLANT et al., 1992; HOSHAW et al., 1994; LOZADA et al., 1994; LEWINSTEIN et al., 1995; MURPHY et al., 1995; CANAY et al., 1996; JUNG et al., 1996; MEIJER et al., 1996; OLIVEIRA, 1997; STEGAROIU, 1998). No entanto, a concentração de tensões nesta área não ocorreu, como relatado em outros trabalhos (RIEGER et al., 1990b; CLELLAND et al., 1991; AKPINAR et al., 1996; JUNG et al., 1996; STEGAROIU, 1998), em toda a circunferência do implante, mas somente em um ponto.

O contorno geométrico do implante apresentou um bom desempenho em termos de distribuição de tensões. O formato cuneiforme ofereceu uma distribuição gradual do colo para o ápice. Mesmo dentro da cortical, a sua inclinação, no sentido apical, parece ter distribuído bem as tensões, como se pôde ver nas seções axiais, detalhadas para as tensões principais e de Von Mises. Apesar de não terem sido feitos estudos clínicos comparativos, estes resultados apontaram para boas perspectivas do comportamento biomecânico desta geometria.

Pôde constatar-se também que, tanto nos valores das tensões principais máximas quanto na de Von Mises, não ocorreu concentração em nenhuma região, além da já citada na cortical. Diferente da maioria das outras geometrias (RIEGER et al., 1989a, b; SIEGELE & SOLTÉSZ, 1989; RIEGER et al., 1990a,b; MEIJER et al., 1992; CANAY et al., 1996; MEIJER et al., 1996; SODRÉ, 1999), não houve concentração no ápice.

SIEGELE & SOLTESZ (1989) descreveram uma maior concentração no ápice da geometria cuneiforme, alegando sua menor área nesta região. Estes achados, porém, foram obtidos com uma interface não rígida, isto é, não osseointegrada e com uma modelagem bastante simplificada.

Neste trabalho, a geometria estudada provocou uma distribuição favorável de tensões em toda a extensão, ocorrendo concentração no colo, porém, em valores semelhantes às concentrações ocorridas na estrutura óssea cortical distante do implante e causadas pela ação muscular. RIEGER et al. (1990b) afirmaram que a geometria cônica distribui mais uniformemente as cargas. SODRÉ (1999) encontrou melhor distribuição em uma forma experimental cônica do que no implante cilíndrico.

Os resultados foram acordes aos descritos por DEINES et al. (1993) que encontraram uma melhor distribuição de tensões nas raízes de molares e pré-molares quando comparadas com vários tipos de implantes. A razão, segundo eles, deveu-se à cuneiformidade das raízes naturais.

AKPINAR et al. (1996) afirmaram que uma geometria que promova a transferência dos gradientes de tensões para áreas afastadas da crista óssea é mais favorável. Os resultados aqui mostraram que, apesar deste fato não ter ocorrido, isto é, não houve concentração em nenhuma outra área a não ser na cortical, os valores nesta área foram semelhantes aos encontrados na cortical sob a ação muscular. As regiões onde as tensões foram muito baixas, nas reentrâncias do implante, poderiam induzir a perda óssea por falta de estímulo (HASSLER et al., 1980; BORCHERS & REICHART, 1983; RIEGER et al., 1989a,b; 1990a,b), mas, de acordo com a análise, os valores ainda estariam perto do mínimo necessário ao estímulo ósseo. Além

disso, não foram consideradas as cargas dinâmicas e multidirecionais da oclusão normal.

Neste estudo, considerou-se o osso como um material homogêneo, isótropo e linearmente elástico e foi utilizada uma análise linear com a aplicação de carga estática, concentrada e axial. No entanto, sabe-se que o osso é não homogêneo e anisotrópico, apresentando características viscoelásticas e que, na verdade, as cargas mastigatórias são constituídas de esforços, atuando no espaço.

Apesar do MEF permitir análises quantitativas (KEYAK et al., 1993; BAIAMONTE et al., 1996), as comparativas com outros estudos só puderam ser feitas qualitativamente, visto serem diferentes as condições de análise, desde a modelagem, a ambientação, condições de apoio e de carregamento. Nas comparações qualitativas, portanto, a geometria estudada apresentou um bom desempenho, ocorrendo em relação às outras uma distribuição mais uniforme de tensões, apesar da concentração também encontrada na cortical (WEINSTEIN et al., 1976; COOK, 1982a,b; BORCHERS & REICHART, 1983; ADAMS, 1985; CARLSSON, 1986; RIEGER et al., 1989a, b; SIEGELE & SOLTÉSZ, 1989; RIEGER et al., 1990a, b; CLELLAND et al., 1991; HOLMES et al., 1992; MEIJER, 1992, DEINES, 1993; HOSHAW et al., 1994; VAN ZYL et al., 1995; AKPINAR, 1996; CANAY, 1996; JUNG et al., 1996; MEIJER, 1996; SODRÉ, 1999; CARLSSON, 2000).

7 - CONCLUSÃO

Por meio dos resultados obtidos neste estudo podemos concluir que:

- a - a geometria cuneiforme, analisada devido às condições diferenciais do osso cortical e esponjoso, obedeceu ao padrão encontrado na literatura de maior concentração de tensões na cortical. Os valores, no entanto, ficaram próximos dos encontrados na cortical, gerados pelas ações musculares, e não ocorreu concentração significativa no ápice do implante.

- b - as tensões geradas pela ação da musculatura na cortical atingiram valores iguais ao entorno do implante, mostrando a influência delas no padrão de distribuição de tensões e, portanto, a necessidade de sua modelagem apurada. Confirmou-se também que a mandíbula sofre deformações sob a ação do carregamento e das forças musculares, e que a metodologia utilizada na modelagem, as condições de apoio e carregamento, o tipo de malha e o refinamento de variações anatômicas e funcionais são importantes na precisão dos resultados.

ABSTRACT

The osseointegrated dental implant biomechanical behavior plays an important role in its relationship with the organism and consequently in its longevity inside the bone. The Finite Element Method is an excellent way to study this aspect of the implants and to obtain data to enhance the implant design. In this work, the cuneiform geometry was studied through this method. A mechanical model of an edentulous mandible was prepared, by the means of a computed tomography and the implant was inserted in the first left pre-molar region. On the center of the abutment an axial load of 100N was applied. The supporting system of the mandible was as close as possible to the natural conditions. The bone was assumed to be homogeneous, isotropic and linearly elastic. The data obtained were analyzed and qualitatively compared with the literature. The conclusions are pertinent to the methodology problems associated with the modeling and supporting system showing that the more refined the model, the more reliable the results. They are also pertinent to the implant behavior. The cuneiform geometry distributed the stress in a uniform pattern. The stress concentration occurred only in the neck of the implant, i.e., in the cortical bone similar to the other studies. These values, however, were closer to the ranges found in the cortical layer far from the implant caused by the muscular action. No stress concentration was found in the apical area.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ³

1. ABDEL-LATIF, H. H., HOBKIRK, J. A., KELLEWAY, J. P. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont*, v. 13, n. 6, p. 513-519, 2000.
2. 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.
3. ADAMS, V. K. *Employing finite element modeling in the design optimization of prosthodontic implants*. Columbus. Ohio, 1985. Master of Science Thesis. The Ohio State University apud RIEGER, M. R., MAYBARRY, M., BROSE, M. O. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*, v. 63, p. 671-676, 1990.
4. ADELL, R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J Prosthet Dent*, v. 50, n. 2, p. 251-254, 1983.
5. _____, ERIKSSON, B., LEKHOLM, U., et al. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 5, n. 4, p. 347-359, 1990.
6. _____, LEKHOLM, U., ROCKLER, B., et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, v. 10, p. 387-416, 1981.
7. AKPINAR, I., DEMIREL, F., PARNAS, L., et al. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int*, v.27, n.1, p.11-17, 1996.
8. ALBREKTSSON, T., JACOBSSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent*, v. 57, n. 5, p. 597-607, 1987.
9. _____, SENNERBY, L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol*, v.18, p. 474-481, 1991.
10. _____, ZARB, G., WORTHINGTON, P., et al. 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.

³ De acordo com a NBR 6023: Referências Bibliográficas, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com a base de dados Medline.

11. BABBUSH, C. A. *Surgical atlas of dental implant techniques*. Philadelphia: W. B. Saunders Co. 1980, 326 p.
12. BAIAMONTE, T., ABBATE, M. F., PIZZARELLO, F., et al. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology*, v. 22, n. 2, p. 104-110, 1996.
13. BAUER, A., GUTOWSKI, A. *Gnathology*. Tradução Koehler, H. M. Berlin: Die Quintessence, 1976, 528 p.
14. BENZING, U. R., GALL, H., WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 10, n. 2, p. 188-198, 1995.
15. BIDEZ, M. W., MISCH, C. E. Clinical biomechanics. In: MISCH, C. E. *Contemporary implant dentistry*. St Louis: Mosby, 1993, cap.15, p. 279-311.
16. BINON, P. P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*, v. 8, n. 2, p. 162-178, 1995.
17. _____. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 15, n. 1, p. 76-94, 2000.
18. BORCHERS, L., REICHART, P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*, v. 62, n. 2, p. 155-159, 1983.
19. BRÅNEMARK, P. -I., BREINE, U., ADELL, R., et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, v. 3, p. 81-100, 1969.
20. _____, HANSSON, B. O., _____, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg – Suppl.* 16, p. 1-132, 1977.
21. _____, ZARB, G. A., ALBREKTSSON, T. (eds.). *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1986, 350p.
22. BREKHUS, P. J., ARMSTRONG, W. D., SIMON, W. J. Stimulation of the muscles of mastication. *J Dent Rest*, v. 20, p. 87-92, 1941.
23. BRUNSKI, J. B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 3, p. 85-97, 1988.
24. _____, PULEO, D. A., NANCI, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 15, n. 1, p. 15-46, 2000.

25. BUSER, D., WARRER, K., KARRING, T. Formation of a periodontal ligament around titanium implants. *J Periodontol*, v. 61, n. 9, p.597-601, 1990.
26. CAMARÃO, A. F. Elementos finitos: o uso do Ansys 5.0A na indústria automotiva. *Máquinas e Metais*, v. 29, n. 342, p. 34-48, 1994.
27. CANAY, S., HERSEK, N., AKPINAR, I., et al. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int*, v. 27, n. 9, p. 591-598, 1996.
28. CARLSSON, G. E., HARALDSON, T. Functional response. In: BRÅNEMARK, P. -I., ZARB, G. A., ALBREKTSSON, T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1986, cap. 8, p.155-163.
29. _____, LINDQUIST, L. W., JEMT, T. Long-term marginal periimplant bone loss in edentulous patients. *Int J Prosthodont*, v. 13, n.4, p. 295-302, 2000.
30. CESCHIN, J. R. *O Implante na reabilitação bucal*. São Paulo: Panamed Editorial, 1984, 535 p.
31. CHERCHÈVE, R. *L'implantologie de sécurité, progrès em implantologie dentaire*. Paris: Maloine S.A., 1977, 177 p.
32. CHOI, B. H. Periodontal ligament formation around titanium implants using cultured periodontal ligament cells: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, n.2, p.193-196, 2000.
33. CLELLAND, N. L., ISMAIL, Y. H., ZAKI, H. S., et al. 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.
34. COBO, J., SICILIA, A., ARGÜELLES, J., et al. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.104, p.448-454, 1993.
35. COOK, S. D., KLAWITTER, J. J., WEINSTEIN, A. M. A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J Dent Res*, v.61, n.8, p.1006-1009, 1982a.
36. _____, WEINSTEIN, A. M., KLAWITTER, J. J. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res*, v.61, n.1, p.25-29, 1982b.
37. COSTANTI, E. U. *Investigação do estado de tensões em ossos usando o método dos elementos finitos*, Brasília, DF, 1994. Dissertação (Mestrado em Estruturas) - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília.

38. 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, 1993a.
39. _____, _____, MATTOS, F. F. Implant-induced expansion of atrophic ridges for the placement of implants. *J Prosthet Dent*, v.85, n.4, p.377-381, 2001.
40. _____, _____, MONDELLI, J. Intrusão e remodelagem óssea em molares e pré-molares superiores extruídos. *Rev Paul Odont*, v.15, n.4, p.34-43, 1993b.
41. _____, _____. Reposición quirúrgica del nervio maxilar inferior para la colocación de implantes. *J Clin Odont*, v.13, n.2, p.41-50, 1998.
42. ÇİFTÇİ, Y., CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, n.4, p.571-582, 2000.
43. DECHOW, P. C., NAIL, G. A., SCHWARTZ-DABNEY, C. L., et al. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol*, v.90, p.291-306, 1993.
44. DEINES, D. N., EICK, J. D., COBB, C. M., et al. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodont Rest Dent*, v.13, n.6, p.541-549, 1993.
45. ERICSSON, I., LEKHOLM, U., BRÅNEMARK, P. -I., et al. 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.
46. EVANS, F. G. *Mechanical properties of bone*. Springfield: Charles C. Thomas, 1973, p.83-94, 123:61 apud PAPAVALIIOU, G., KAMPOSIORA, P., BAYANE, S. C., et al. 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.
47. FREEST, C. F., SAVETT, D. A. Longevity of osseointegrated dental implants. In: HENCH, L. L., WILSON, J. *Clinical performance of skeletal prostheses*. London, Chapman & Hall, 1996, p.237-254.
48. FROST, H. M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's Law: the bone modeling problem. *Anat Rec*, v.226, p.403-413, 1990a.
49. _____. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's Law: the remodeling problem. *Anat Rec*, v.226, p.414-422, 1990b.

50. GOUVEIA, P. H. P. *Contribuições para um modelo do comportamento mecânico do primeiro pré-molar superior via método dos elementos finitos*. Belo Horizonte, 2000. 106p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Estruturas), Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais.
51. GRABER, T. M. *Orthodontics – principles and practices*. Philadelphia. *W B Saunders Co*, p.122-168, 1972.
52. HARALDSON, T., CARLSSON, G. E., INGERVALL, B. Functional state, bite force, and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand*, v.37, p.195-206, 1979.
53. HASSLER, C., RYBICKI, E. F., CUMMINGS, K. D., et al. Quantification of bone stresses during remodeling. *J Biomech*. v.13, p.185-190, 1980 apud BORCHERS, L., REICHART, 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, February, 1983.
54. HENRY, P. J., BOWER, R. C., WOOLDRIDGE, J. A. Radiographic evaluation of marginal bone height around titanium implants. *J Dent Res*. v.67, n.4, p.629, 1989 apud 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.
55. HOBKIRK J. A. Endosseous implants: the host-implant surface (review). *Ann Acad Med Singapore*. v.15, p.403-408, 1986 apud ABU-HAMMAD, O., 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.
56. HOLMES, D. C., GRIGSBY, W. R., GOEL, V. K., et al. Comparison of 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.
57. HOSHAW, S. J., BRUNSKI, J. B., COCHRAN, G. V. B. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.9, n.3, p.345-360, 1994.
58. INOU, N., IIOKA, Y., FUJIWARA, H., et al. Functional adaptation of mandibular bone. *Computational Biomechanics*. Springer-Verlag, 1996. p.23-42.
59. JANSEN, V. K., CONRADS, G., RICHTER, E -J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.12, n.4, p.527-540, 1997.
60. JEMT, T., LEKHOLM, U., ADELL, R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.4, n.3, p.211-217, 1989.

61. 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.
62. JUNQUEIRA, L. C., CARNEIRO, J. *Histologia Básica*. 8ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995, 260p.
63. KATONA, T. R., GOODACRE, C. J., BROWN, D. T., et al. Force-moment systems on single maxillary anterior implants: effects of incisal guidance, fixture orientation, and loss of bone support. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.8, n.5, p.512-522, 1993.
64. KAUSS, I. F. Análise de grandes deformações em tecidos através do método dos elementos finitos. In: *I Jornada de Iniciação Científica do LNCC*, 1998, Petrópolis. Anais. Petrópolis: LNCC, 1998, p.76-97.
65. KEYAK, J. H., FOURKAS, M. G., MEAGHER, J. M., et al. Validation of the automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng*, v. 15, p. 505-509, 1993 apud BAIAMONTE, T., ABBATE, M. F., PIZZARELLO, F., et al. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology*, v.22, n.2, p.104-110, 1996.
66. KINNI, M. E., HOKAMA, S. N., CAPUTO, A. A. Force transfer by osseointegration implant devices. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.2, p.11-14, 1987.
67. 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.
68. KIYAK, H. A., BEACH, B. H., WORTHINGTON, P., et al. The psychological impact of osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.5, p.61-69, 1990.
69. KNOELL, A. C. A mathematical model of an *in vitro* human mandible. *J Biomechanics*, v.10, p.159-166, 1977.
70. KOOLSTRA, J. H., VAN EIJDEN, T. M. G. J. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system *in vivo*. *J Biomechanics*, v.25, n.2, p.175-187, 1992.
71. _____, _____. The jaw open-close movements predicted by biomechanical modelling. *J Biomechanics*, v.30, n.9, p.943-950, 1997.
72. KORIOTH, T. W. P., HANNAM, A. G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res*, v.73, n.1, p.56-66, 1994.

73. KORIOOTH, T. W. P., ROMILLY, D. P., HANNAM, A. G. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol*, v.88, p.69-96, 1992.
74. LAS CASAS, E., CIMINI JR., C., CARVALHO, R., et al. Computational modeling of dentistry problems. *XX CILAMCE*, p.1-19, 1999.
75. LAVELLE, C. L. B. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.8, p.179-185, 1993.
76. LEKHOLM, U., ADELL, R., LINDHE, J., et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, p.53-61, 1986.
77. _____, ZARB, G. A. Patient selection and preparation. In: BRÅNEMARK, P. -I., ZARB, G. A., ALBREKTSSON, T. *Tissue-integrated prostheses, osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1985, cap.12, p.199-209.
78. LEWINSTEIN, I., BANKS-SILLS, L., ELIASI, R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.10, n.3, p.355-366, 1995.
79. LLOMBART, D., LLOMBART, J. A. Aplicaciones del análisis estructural al estudio de las interferencias oclusales. *Revista Int de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, v.12, n.4, p.497-513, 1996.
80. LOZADA, J. L., ABBATE, M. F., PIZZARELLO, F. A., et al. Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *J Oral Implantology*, v.20, n.4, p.315-321, 1994.
81. MEIJER, H. J. A., KUIPER, J. H., STARMANS, F. J. M., et al. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*, v.68, n.1, p.96-102, 1992.
82. _____, STARMANS, F. J. M., STEEN, W. H. A., et al. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabilitation*, v.23, p.757-763, 1996.
83. MERZ, B. R., HUNENBART, S., BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, n.4, p.519-526, 2000.
84. MIHALKO, W. M., MAY, T. C., KAY, J. F., et al. Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent*, v.1, p.212-217, 1992.

85. 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.
86. NEVINS, M., LANGER, B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.8, n.4, p.428-432, 1993.
87. NIGG, B. M., GRIMSTON, S. K. Bone. In: NIGG, B. M., HERZOG, W. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester, J. Wiley & Sons, 1995, p. 48-78.
88. OLIVEIRA, E. J. *Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados*. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro, 1997, 127p.
89. PAPAVALIIOU, G., KAMPOSITORA, P., BAYNE, S. C., et al. 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.
90. POSSELT, U. *Physiology of occlusion and rehabilitation*. 2^a ed. Malmö. Blackwell Scientific Publications. 1964, 352p.
91. PRUIM, G. J., JONGH, H. J., TEN BOSCH, J. J. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomechanics*, v.13, p.755-763, 1980.
92. PYLANT, T., TRIPLETT, R. G., KEY, M. C., et al. A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in the partially edentulous patient. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.7, n.2, p.195-202, 1992.
93. RAMFJORD, S. P., ASH JR., M. M. *Occlusion*. 2^a ed. Philadelphia: W. B. Saunders Co. 1971, 400 p.
94. RANGERT, B., JEMT, T., JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.4, n.3, p.241-247, 1989.
95. REILLY, D. T., BURSTEIN, A. H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, *J Biomech*, v.8, p.393, 1975 apud BIDEZ, M. W., MISCH, C. E. Clinical biomechanics. In: MISCH, C. E. *Contemporary implant dentistry*. St Louis: Mosby, 1993, cap.15, p.279-311.
96. RENOUART, F., RANGERT, B. *Risk factors in implant dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc. 1999, 176 p.
97. REIS, C. C. Fatores psico-sociais que afetam a longevidade dos implantes. Juiz de Fora, 1992 [Comunicação Pessoal].
98. RIEGER, M. R., ADAMS, W. K., KINZEL, G. L. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent*, v.63, n.4, p.457-465, 1990a.

99. RIEGER, M. R., ADAMS, W. K., KINZEL, G. L., et al. O. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent*, v.62, n.4, p.436-440, 1989a.
100. _____, FAREED, K., ADAMS, W. K., et al. A. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*, v.61, p. 223-228, 1989b.
101. _____, MAYBERRY, M., BROSE, M. O. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*, v.63, n.6, p. 671-676, 1990b.
102. RING, M. E. A thousand years of dental implants: a definitive history – part 2. *Compendium*, v.16, n.11, p.1132-1142, 1995.
103. SALONEN, M. A. M., OIKARINEN, K., VIRTANEN, K., et al. Failures in the osseointegration of endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.8, n.1, p.92-97,1993.
104. SCHNITMAN, P. A., SHULMAN, L. B. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *JADA*, v.98, p.373-377, 1979.
105. SIEGELE, D., SOLTÉSZ, U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.4, p.333-340,1989.
106. SMITH, D. E., ZARB, G. A. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*, v.62, n.5, p.567-572, 1989.
107. SMITH, R. A., BERGER, R., DODSON, T. B. Risk factors associated with dental implants in healthy and medically compromised patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.7, p.367-372,1992.
108. SODRÉ, G. S. F. *Análise de tensões em implantes odontológicos via método dos elementos finitos*. Belo Horizonte, 1999. 148 p. Dissertação (Mestrado em Estruturas) Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais.
109. SOLTÉSZ, U., SIEGELE, D. Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants. In: HUISKERS, R., VAN CAMPEN, D., DE WIJN, J. (eds.) *Biomechanics: Principles and Applications*. The HAGUE, the Netherlands: Martinus Nijhoff, p.439-444, 1982 apud: MEIJER, H. J. A., KUIPER, J. H., STARMANS, F. J. M., et al. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*, v.68, n.1, p.96-102, 1992.
110. SPIEKERMANN, H. *Color atlas of dental medicine: implantology*. New York: Thieme Medical Publishers, Inc. 1995, 388p.

111. STEGAROIU, R., SATO, T., KUSAKARI, H., et al. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.13, n.1, p.82-90, 1998.
112. SYKARAS, N., IACOPINO, A. M., MARKER, V. A., et al. Implant materials, designs, and surface topographics: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, n.5, p.675-690, 2000.
113. TAKUMA, M., TSUTSUMI, S., FUKUNAGA, S., et al. Stress distribution around alumina, hydroxyapatite and plasma-sprayed titanium dental implants. *J Osaka Univ Dent Sch*, v.28, p.73-82, 1988.
114. TETSCH, P., ACKERMANN, K. L., BEHNEKE, N., et al. Proceedings of a consensus conference on implantology Oct. 18, 1989, Mainz, West Germany. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.5, p.182-187, 1990.
115. TOLEDO, E. M. Uma introdução ao método dos elementos finitos. In: Seminário sobre elementos finitos e métodos numéricos em engenharia. 1996. Juiz de Fora. *Anais. Juiz de Fora: UFJF-LNCC*, p.1-19, 1996.
116. TOLMAN, D. E., LANEY, W. R. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.7, p.477-484, 1992.
117. TORTAMANO NETO, P. *Estudo das tensões transmitidas à mandíbula por uma prótese totalmente implanto-suportada, variando-se o padrão oclusal, através do método dos elementos finitos*. São Paulo, 1995, 105p. Tese (doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
118. VAILLANCOURT, H., PILLIAR, R. M., McCAMMOND, D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.11, n.3, p.351-359, 1996.
119. VAN ROSSEN, I. P., BRAAK, L. H., PUTTER, C., et al. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent*, v.64, n.2, p.198-205, 1990.
120. VAN ZYL, P. P., GRUNDLING, N. L., JOOSTE, C. H., et al. 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.
121. VOCHT, J. W. De, GOEL, V. K., ZEITLER, D. L., et al. Development of a finite element model to simulate and study the biomechanics of the temporomandibular joint. p.1-9, 1999. Available from World Wide Web: <http://everest.radiology.uiowa.edu/spie/paper10/VHPaper.html>
122. WADAMOTO, M., AKAGAWA, Y., SATO, Y., et al. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: A morphometric evaluation in initial healing. *J Prosthet Dent*, v.76, p.170-175, 1996.

123. WARRER, K., KARRING, T., GOTFREDSEN, K. Periodontal ligament formation around different types of dental titanium implants. I. The self-tapping screw type implant system. *J Periodontol*, v.64, p.29-34, 1993.
124. WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.8, n.1, p.19-31, 1993.
125. _____, KRUGER, B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodont Rest Dent*, v.16, n.3, p.253-265, 1996.
126. WEINSTEIN, A. M., KLAWITTER, J. J., ANAND, S. C., et al. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*, v.55, n.5, p.772-777, 1976.
127. WILLIAMS, K. R., WILLIAMS, A. D. C. Impulse response of a dental implant in bone by numerical analysis. *Biomaterials*, v.18, n.10, p.715-719, 1997.
128. WOLFE, L. A., HOBKIRK, J. A. Bone response to a matched modulus endosseous implant material. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.4, p.311-320, 1989.
129. WOLFF, J. *Das gesets der transformation der knochen*. Berlin: Hirschwald, 1892 apud TAKUMA, M., TSUTSUMI, S., FUKUNAGA, S., et al. Stress distribution around alumina, hydroxyapatite and plasma-sprayed titanium dental implants. *J Osaka Univ Dent Sch*, v.28, p.73-82, 1998.
130. WORTHINGTON, P., BOLENDER, C. L., TAYLOR, T. D. The swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.2, p.77-84, 1987.
131. YAMAMOTO, K., MORIKAWA, H., SATOH, Y., et al. Computational analysis of bone remodeling in orthodontics. In: *Computational Biomechanics*. Springer-Verlag, 1996, p.115-134.

ANEXO