

NAIARA CRISTINA DA SILVA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE IMPLANTES
ODONTOLÓGICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientadora: Prof^a. Dra. Sonia A. G. Oliveira

UBERLÂNDIA-MG

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

- S586a Silva, Naiara Cristina da, 1982-
Análise biomecânica de implantes odontológicos / Naiara Cristina da Silva. - 2007.
128 f. : il.
- Orientadora: Sonia A. G. Oliveira.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.
1. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Oliveira, Sonia Aparecida Goulart de, 1959- . II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 616.314-089.843

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus pais,
José Donizete e Nilda

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Professora Sonia, pela imprescindível orientação, dedicação e paciência, sem os quais seria impossível a realização deste trabalho.

Aos meus pais, José Donizete e Nilda pelo apoio e o amor incondicional.

Ao meu irmão Cleber, pela amizade e companheirismo.

Ao meu namorado Eduardo, pela paciência e o carinho.

Ao Doutorando Roberto, pelos importantes esclarecimentos a respeito da implantodontia.

Aos colegas Margareth, Rogério, Anderson, Eliane pelos momentos de descontração.

A CAPES que viabilizou a realização deste trabalho com a concessão da bolsa de estudo.

Ao Programa de Pós-Graduação de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realização do mestrado na instituição.

SILVA, N.C. **Análise Biomecânica de Implantes Odontológicos**. 2007.127f Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Objetivou-se nesta dissertação analisar a distribuição das tensões e deslocamentos na interface osso-implante, utilizando o método dos elementos finitos. Os implantes foram analisados em duas situações distintas: assentados diretamente nas duas camadas ósseas, cortical e trabecular, simulando a situação de carga imediata, anterior a osseointegração; e com os implantes envolvidos por uma camada óssea mais densa simulando a ocorrência da osseointegração. A geometria das camadas ósseas foi obtida por meio de tomografia computadorizada. O formato dos implantes e componentes protéticos foram fornecidos pela Neodent (Curitiba, Brasil). As variáveis analisadas foram: geometria dos implantes (cilíndrico e cônico), pilar (hexágono interno e cone morse) e o posicionamento dos implantes em relação às tábuas ósseas alveolares (vestibularizado e palatinizado). Com isto formou-se 16 grupos de análise, para os quais foram construídos modelos bidimensionais do alvéolo de extração de um incisivo central superior, conjuntamente com as geometrias dos implantes, para a simulação numérica. Os resultados de maior relevância foram: as tensões de Von Mises, tensões principais (máximas e mínimas) e as tensões cisalhantes, bem como os deslocamentos relativos apresentados pela estrutura osso-implante. Por meio das análises concluiu-se que, diferentes geometrias de implantes se ajustam melhor a cada situação (carga imediata e implante osseointegrado), e que o implante Titamax CM, de formato cilíndrico com conexão protética cone morse posicionado palatinizado, foi o que melhor adaptou-se. Os valores encontrados podem levar a um melhor entendimento da biomecânica ao redor dos implantes. Apesar de ser um estudo preliminar, o trabalho realizado fornece subsídio para a realização de pesquisas futuras, pois a metodologia utilizada pode ser empregada em uma variedade de casos similares encontrados na implantodontia.

Palavras Chave: Elementos finitos. Implantes. Carga imediata. Osseointegração. Análise de tensões.

SILVA, N.C. Biomechanical Analysis of Dental Implants. 2007.127f M. Sc. Dissertation, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

It was objectified in this dissertation to analyze the distribution of the stress and displacements in the bone-implant interface, using the finite element method. The implants had been analyzed in two distinct situations: put directly in the two bone layers, cortical and trabecular, simulating the situation of immediate load, previous to osseointegration, and with the implants involved by a denser bone layer simulating the occurrence of the osseointegration. The geometry of the bone layers was obtained by means of computerized cat scan and the format of the implants and the prosthetic components had been supplied by the Neodent (Curitiba, Brazil). The variables analysed had been: geometry of the implants (cylindrical and taper), abutment (internal hexagon and morse taper) and the positioning of the implants in relation to the alveolar bone boards (buccaly and palatine). With this, 16 groups of analysis were formed, for which bidimensional models of the alveolus of extration of an upper central incisor had been constructed, simultaneously with the geometry of the implants, for the numerical simulation. The results of bigger relevance had been: the Von Mises' stresses, principal stress (maximum and minimum) and the shear stresses, as well as the relative displacements presented by the bone-implant structure. Through the analyses, one concluded that different implant geometries adjust themselves better to each situation (immediate load and osseointegrated implant), and that the Titamax CM implant, of cylindrical format with prosthetic connection, morse taper, in palatine position was the one that best adapted itself. The found values can lead to a better understanding of the biomechanics around the implants. Despite of being a preliminary study, the work supplies subsidies for the accomplishment of future researches, since the methodology used can be applied in a variety of similar cases found in the Implantology.

Key words: Finite elements. Dental implants. Immediate load. Osseointegration. Stresses analysis.

Lista de figuras.

Figura 2.1: Corpo do Implante (http://www.biohorizons.com).....	8
Figura 2.2: Componentes protéticos. (http://www.biohorizons.com)	10
Figura 3.1: Osso cortical e trabecular. (BEZERRA, 2003).....	16
Figura 3.2: Estrutura esponjosa do osso trabecular (BEZERRA, 2003)	17
Figura 5.1: Maxila e Tomografia.....	29
Figura 5.2: Corte tomográfico vestibulo-lingual mediano do alvéolo (PESSOA et. al.,2006).....	29
Figura 5.3 : Geometria Final do Alvéolo.....	29
Figura 5.4: Implantes (Hexágono Interno). (http://neodent.com.br).	30
Figura 5.5: Componentes protéticos (Hexágono Interno). (http://neodent.com.br).	30
Figura 5.6: Implantes e Componentes protéticos (Cone Morse). (http://neodent.com.br).....	30
Figura 5.7: Estrutura completa (http://neodent.com.br)	31
Figura 5.8: Implante em posição vestibularizada.	32
Figura 5.9: Implante em posição palatinizada.	32
Figura 5.10: Elemento estrutural PLANE 2 (Manual do ANSYS® 10.0)	34
Figura 5.11: Aspectos da malha estruturada utilizada na região do contato.	35
Figura 5.12: Aplicação das cargas ao longo eixo do implante	36
Figura 5.13: Implante e tecido ósseo, setas em amarelo indicam contato entre o osso e o implante, Fonte: BERGLUNDH et. al. , (2003)	36
Figura 5.14: Implante submetido a Carga Imediata	37
Figura 5.15: Implante Osseointegrado e região de interação entre a crista do implante e alvéolo	37
Figura 5.16: Elemento de contato TARGE 169 utilizado (Manual do ANSYS® 10.0)	38
Figura 5.17: Elemento de contato CONTA 172 utilizado (Manual do ANSYS® 10.0).....	38
Figura 6.1: Distribuição das Tensões de Von Mises na estrutura implante e em camadas ósseas, na posição vestibularizada.	43
Figura 6.2: Distribuição de tensões de Von Mises no munhão, implante na posição palatinizada.	44
Figura 6.3: Distribuição das Tensões de Von Mises, no munhão da conexão cone morse.....	45
Figura 6.4: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante na posição vestibularizada. (Implante Titamax II- Cilíndrico)	46
Figura 6.5: Distribuição da Tensão de Tração nos ossos cortical e trabecular.....	47
Figura 6.6: Intensidade de Tensão ($\sigma_1 - \sigma_3$).	48
Figura 6.7: Tensões Cisalhantes máximas nas camadas ósseas	48
Figura 6.8: Deslocamentos, implantes na posição vestibularizada	49
Figura 6.9: Deslocamento relativo entre osso e implante.....	50
Figura 6.10: Distribuição das Tensões de Von Mises, em implante osseointegrado na posição vestibularizada.....	51
Figura 6.11: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante osseointegrado, na posição vestibularizada.....	52
Figura 6.12: Distribuição das tensões de compressão nas camadas ósseas (implante Alvim CM na posição palatinizada)	53
Figura 6.13: Distribuição das tensões de Von Mises nas camadas ósseas.	53

Figura I. 1: Distribuição das Tensões de Von Mises na estrutura implante e camadas ósseas, posição vestibularizada	64
Figura I. 2: Distribuição das Tensões de Von Mises na estrutura implante e camadas ósseas, posição palatinizada	66
Figura II. 1: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante na posição vestibularizada.....	69
Figura II. 2: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante na posição palatinizada.	71
Figura III. 1: Distribuição das Tensões de Compressão nas camadas ósseas, posição vestibularizada.....	74
Figura III. 2: Distribuição das Tensões de Compressão nas camadas ósseas, posição palatinizada	76
Figura IV. 1: Distribuição das Tensões de Tração, nas camadas ósseas, implante na posição vestibularizada.....	79
Figura IV. 2: Distribuição das Tensões de Tração, nas camadas ósseas, implante na posição palatinizada.	81
Figura V. 1: Intensidade de Tensões, implantes na posição vestibularizada.....	84
Figura V. 2: Intensidade de Tensões, implantes na posição palatinizada.....	86
Figura VI. 1: Deslocamentos, implantes na posição vestibularizada	89
Figura VI. 2: Deslocamentos, implantes na posição palatinizada	91
Figura VII. 1: Distribuição das Tensões de Von Mises, em implantes osseointegrados na posição vestibularizada.	94
Figura VII. 2: Distribuição das Tensões de Von Mises, em implantes osseointegrados na posição palatinizada	96
Figura VIII. 1: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante osseointegrado, na posição vestibularizada.....	99
Figura VIII. 2: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante osseointegrado, na posição palatinizada	101
Figura IX. 1: Tensões de compressão nas camadas ósseas (vestibularizado)	104
Figura IX. 2: Tensões de compressão nas camadas ósseas (palatinizado)	106
Figura X. 1: Implantes (Hexágono Interno), cotas em milímetros. (http://neodent.com.br)..	108
Figura X. 2: Componentes protéticos (Hexágono Interno), cotas em milímetros. (http://neodent.com.br).....	109
Figura X. 3: Implantes com conexão cone morse, cotas em milímetros. (http://neodent.com.br).....	110
Figura X. 4: Conexão cone morse, cotas em milímetros. (http://neodent.com.br).....	111

Lista de tabelas

Tabela 3.1: Propriedades mecânicas do osso.....	17
Tabela 3.2: Propriedades mecânicas do titânio.	21
Tabela 5.1: Análises realizadas.	33
Tabela 6.1: Tensões de Von Mises máximas geradas nos implantes e camadas ósseas, na posição vestibularizada	42
Tabela 6.2: Tensões de Von Mises máximas geradas nos implantes e camadas ósseas, na posição palatinizado	42

Lista de Símbolos

K_i	Matriz de rigidez elementar
u_i	Vetor de deslocamentos nodais
f_i	Vetor de forças
n	Número de elementos do modelo
μ	Coeficiente de atrito
ν	Coeficiente de Poisson

SUMÁRIO

Resumo	v
Abstract.....	vi
Lista de figuras.	vii
Lista de tabelas	ix
Lista de Símbolos	x
CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO 2	4
IMPLANTES DENTÁRIOS	4
2.1. Introdução	4
2.2. Osseointegração	5
2.3. Carga Tardia versus Carga Imediata	6
2.4. Implantes Unitários	7
2.5. Terminologia para os Implantes.....	8
2.5.1. Regiões do Corpo do Implante	8
2.5.2. Componentes Protéticos	9
2.5.3. Geometria da rosca	10
2.6. Biomateriais em Implantodontia	11
2.7. Topografia da superfície dos implantes	13
CAPÍTULO 3	15
PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TECIDO ÓSSEO E DO TITÂNIO	15
3.1. Introdução	15
3.2. Materiais Biológicos Constituintes do Osso	15
3.3. Propriedades Mecânicas do Osso.....	16
3.3.1. Osso Cortical e Osso Trabecular	16
3.4. Propriedades Mecânicas do Titânio	21
CAPÍTULO 4	22
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	22
4.1. Introdução	22
4.2. Fundamentos do método dos elementos finitos	23
4.3. Considerações a respeito do Método dos Elementos Finitos	25
4.4. Método dos Elementos Finitos aplicados à Implantodontia	25
CAPÍTULO 5	28
METODOLOGIA DE IMPLEMENTAÇÃO DOS MODELOS	28
5.1. Introdução	28
5.2. Geração da Geometria das Estruturas	28
5.3. Hipóteses iniciais simplificadoras.....	33
5.4. Descrição do Modelo	34
5.5. Condições de Contorno	35
5.6. Procedimentos de Análise	40
CAPÍTULO 6	41
RESULTADOS E DISCUSSÃO	41
6.1. Introdução	41

6.2.	Distribuição de Tensões em Implante Imediato submetido à carga imediata, nas posições vestibularizado e palatinizado	42
6.2.1.	Implantes- Cilíndrico/Cônico	43
6.2.2.	Tipo de Conexão- Hexágono Interno/Cone Morse.....	44
6.3.	Análise das tensões e deslocamentos nas camadas ósseas adjacentes para implantes imediatos com carga imediata	46
6.3.1.	Distribuição das Tensões	46
6.3.2.	Análise dos deslocamentos.....	49
6.4.	Distribuição de Tensões em Implantes Osseointegrados e Camadas Ósseas Adjacentes, nas posições vestibularizado e palatinizado	51
CAPÍTULO 7		55
CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.		55
REFERÊNCIAS		57
ANEXO I.....		62
ANEXO II		67
ANEXO III		72
ANEXO IV		77
ANEXO V		82
ANEXO VI.....		87
ANEXO VII.....		92
ANEXO VIII		97
ANEXO IX		102
ANEXO X		107
ANEXO XI.....		112

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Os implantes dentários surgiram no século XX, como uma maneira de reabilitar estruturas dentárias perdidas. A maioria dos implantes clássicos eram reabilitados prontamente após a colocação cirúrgica. No entanto quando permitiam-se forças oclusais imediatas, a pouca estabilidade do implante, aliada ao trauma cirúrgico, não controlada em relação ao tecido ósseo, causavam a formação de um tecido conjuntivo na interface entre o osso e o implante. Frequentemente, essa pseudo-artrose constituía-se no seu respectivo ponto fraco responsável pela sua falha.

Com frequência, as soluções com implantes são muito superiores no tocante à função, conforto e estética, quando comparadas a resultados obtidos com próteses convencionais. A osseointegração possibilita essa modalidade de tratamento, devido à adaptação íntima entre o osso mineralizado e a superfície do implante.

Após intensas pesquisas sobre a osseointegração, BRANEMARK et al., (1985) sugeriram um protocolo de implantologia oral, cuja mais importante diretriz, foi a cirurgia em dois estágios, como meio de prevenir infecções durante a reparação óssea e de impedir a ação de cargas sobre os implantes. Surge, então, uma limitação que é o tempo de espera para instalação da prótese após a colocação do implante, de 3 a 6 meses, o que ocasiona dificuldades estéticas e funcionais ao paciente.

Com a constante evolução no sistema de implantes, devido aos progressos técnicos e biomecânicos, ocorre um acúmulo de condições favoráveis à osseointegração mais rápida. Contudo, o tempo para aplicação da carga sobre o implante ainda tem sido questionado, por achados clínicos e experimentais por intermédio dos quais acredita-se ser possível a instalação

da prótese sobre o implante imediatamente após a sua inserção, o que é denominado de carga imediata.

Em muitos casos, os implantes são instalados e carregados imediatamente, após a extração do dente, com redução do tempo, custo do tratamento e otimização do resultado estético.

A somatória dos procedimentos para análise e determinação da tensão e deformação do osso é geralmente denominada biomecânica, a qual na área da implantodontia tem um significado especial, pelo fato dos dentes e implantes estarem ancorados de modo diferente no osso.

As complicações mais comuns em reconstruções relacionadas a implantes estão ligadas às condições biomecânicas. O entendimento sobre a falha dos implantes e das causas de perda óssea prematura é necessário para aperfeiçoar-se o tratamento e evitar-se a falha da estrutura.

Alternativas para minimizar as forças transmitidas por implantes vêm sendo estudadas, entre as quais variações na sua disposição e forma, no formato das próteses e nos componentes protéticos.

Estudos em elementos finitos têm sido amplamente utilizados na tentativa de compreender os fatores que influenciam no sucesso do procedimento de implantação.

A fim de conseguirem um modelo para análise em elementos finitos mais relacionado com a realidade da implantodontia, O'MAHONY et al. (2001), desenvolveram um estudo para determinar o quanto as propriedades elásticas anisotrópicas do osso cortical e esponjoso afetam a distribuição de tensão e deformação ao redor de um implante unitário sob cargas fisiológicas. Como resultados, constataram que a condição de anisotropia mostrou um aumento nos níveis de tensão e deformação de 20% a 30% comparado à condição de isotropia. Porquanto nos estágios mais precoces de desenvolvimento da interface o módulo de elasticidade do tecido ósseo deve ser mais baixo e mais isotrópico. Concluíram que, o uso da anisotropia no estudo por elementos finitos merece cuidadosa avaliação.

Para avaliar o projeto de dois sistemas de implantes de titânio, sobre qual fornece melhor controle da micromovimentação após a implantação e analisar a intensidade e distribuição das tensões, PIERRISNARD et al. (2002), realizaram um estudo em elementos finitos tridimensional, em cujas conclusões detectaram que a qualidade do osso influencia fortemente o deslocamento do implante.

Uma análise tridimensional em um implante mandibular osseointegrado, com o uso do método de elementos finitos foi realizada por CORSO e MARCZAK (2006). A mandíbula foi construída através de tomografias computadorizadas com inclusão do osso cortical e trabecular. O implante foi modelado em diferentes orientações com relação à superfície óssea, como forma de abranger diversas configurações e os modelos geraram distribuições de tensão para cada uma das mesmas. Chegou-se a conclusão de que, as maiores tensões de Von Mises verificadas vincularam-se ao osso cortical, em sua região adjacente ao implante e que a melhor situação para os diversos ângulos de força é inserir o implante, com 10° de inclinação no sentido apical.

O presente trabalho visa compreender os mecanismos de distribuição de tensão na interface osso-implante, com a utilização de modelos computacionais bidimensionais, baseados no método de elementos finitos. A partir da definição da geometria de uma imagem de tomografia da maxila, corte tomográfico vestibulo-lingual mediano do alvéolo, que foi trabalhada e importada conjuntamente com as geometrias dos implantes pelo programa ANSYS. As análises das tensões e deslocamentos foram realizadas em duas situações distintas: implante imediato com carga imediata, assentado diretamente em contato com as duas camadas ósseas, cortical e trabecular, com simulação da situação anterior à osseointegração, com a utilização de elementos de contato; e o implante totalmente aderido à camada óssea, osseointegrado. Em ambos sob a atuação de cargas mastigatórias funcionais.

Por meio das análises realizadas concluiu-se que diferentes geometrias de implantes se ajustam melhor a cada situação (carga imediata e implante osseointegrado) e que, o implante Titamax CM de formato cilíndrico, com conexão cone morse, posicionado palatinizado foi o que melhor adaptou-se. Os valores encontrados podem levar a um melhor entendimento da biomecânica ao redor dos implantes. Apesar de ser um estudo preliminar, o trabalho fornece subsídios para a realização de pesquisas futuras.

CAPÍTULO 2

IMPLANTES DENTÁRIOS

2.1. Introdução

Na última década, os implantes osseointegrados passaram a fazer parte da Odontologia, como importante alternativa de tratamento na ausência de elementos dentários naturais. O fato provocou profunda modificação no planejamento e na seqüência de tratamento das diversas modalidades de reabilitação oral, tanto na ausência de apenas um elemento quanto na de todos os dentes.

Ainda no século XX, destacam-se Linkow, Cranin e Branemark, que desenvolveram protocolos de implantologia oral inovadores, os quais permitiram que a implantologia moderna evoluísse rapidamente de forma mais sustentada e confiável.

Em 1982, na Conferência de Toronto foram apresentados pelos referidos pesquisadores os resultados de 20 anos de pesquisas, com aplicação de implantes osseointegrados em odontologia, da qual decorreu o conceito e aplicação de implantes osseointegrados que espalhou-se pelos Estados Unidos, Canadá e posteriormente para os demais países que apresentavam uma Odontologia mais desenvolvida. A aplicabilidade clínica relatada pelos vários centros de aplicação desta nova técnica mostrou que, as próteses sobre implantes osseointegrados cumpriam e até excediam às exigências estabelecidas pela Conferência de Harvard para Implantes Dentários (1978), segundo DINATO e POLIDO (2001).

2.2. Osseointegração

O uso de implantes endósseos como pilares ancorados em osso para prótese oral data de 1960, quando PER INVGAR BRÄNEMARK realizou o primeiro experimento *in vivo* em coelhos e descobriu que o tecido ósseo pode ser formado em contato direto com a superfície de titânio. Embora, o termo osseointegração seja um conceito altamente comum, é difícil concebê-lo com maior precisão. BRANEMARK(1985) definiu a osseointegração como “uma conexão estrutural e funcional direta entre o tecido vivo e a superfície de um implante, submetido à carga funcional.”

O primeiro tecido a entrar em contato com o implante é o sangue. O coágulo sofrerá uma série de eventos biológicos que terminarão na formação do tecido ósseo. O implante entrará em contato com porcentagens variáveis de osso cortical e trabecular. Algumas áreas estarão em contato com o tecido ósseo, enquanto outras estarão em contato com sangue e uma variedade de células. Essa característica evidencia o fato de haver na verdade várias interfaces com o implante (MASUDA et.al., 1997).

Uma das condições indispensáveis ao sucesso da osseointegração é a presença de tecido ósseo. É, portanto, necessária a presença das células que fazem parte desse processo. São elas: osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e células indiferenciadas.

Conforme DINATO e POLIDO (2001), feita a inserção do implante no leito ósseo por meio de técnica cirúrgica, procura-se ocasionar trauma mínimo às primeiras reações químicas, entre a superfície estéril do implante e os tecidos orgânicos pela regulação dos fluídos teciduais. Imediatamente após este contato, é formada na superfície do implante uma camada de macromoléculas glicoproteicas e água, que será determinante, como parte do substrato necessário para adesão, proliferação, diferenciação e síntese protéica das células do fenótipo osteoblástico.

Em paralelo ao processo de reparação do tecido ósseo necrótico remanescente, no alvéolo cirúrgico recentemente preparado, uma série de eventos bioquímicos regulados pela interação célula-superfície é desencadeada. Inicialmente há alteração do pH tecidual na região, que culmina com a liberação de proteínas e enzimas reguladoras do processo de divisão e diferenciação celular, entre as quais as dos fatores de crescimento e as citocinas (substância segregada pelas células do sistema imunológico que estimula o crescimento ou a atividade de um tipo específico de célula. As citocinas são produzidas na medula óssea e circulam na corrente sanguínea), DINATO e POLIDO (2001).

Posteriormente, com a presença de tecido de granulação na região entre a base óssea e o implante, inicia-se um processo de reparação tecidual muito semelhante ao de reparação ocorrido em fraturas ósseas. Ocorre a deposição de matriz colágena não-calcificada e a conseqüente formação de matriz fibrosa, ou matriz óssea dita primária, ainda sem os níveis de mineralização alcançados pelo tecido ósseo maduro. A esta matriz fibrosa agregar-se-á gradativamente cálcio, fosfato, sódio, magnésio e vários outros componentes minerais do tecido ósseo de origem sistêmica, em sítios específicos localizados entre as fibras colágenas, que são as responsáveis pela maturação estrutural do tecido, (MASUDA et.al., 1997).

A matriz óssea formada após essa seqüência de eventos celulares apresentará em torno de 20% do seu peso líquido de água, 45 a 55% de componentes inorgânicos como cálcio, fosfato, sódio, magnésio, entre outros, e 25 a 35% de componentes orgânicos tais como colágeno e proteoglicanas (combinação de polissacarídeos e proteínas).

2.3. Carga Tardia versus Carga Imediata

A sistemática de implantação osseointegrada, sugerida por BRANEMARK na década de 60, consiste em uma cirurgia em dois estágios, na qual, primeiro é realizado o preparo do leito cirúrgico no tecido ósseo, os implantes colocados e cobertos com o tecido da mucosa oral, até que ocorra a osseointegração. Após 3 a 6 meses realiza-se o segundo estágio com a cirurgia de reabertura e o início da fase protética. O método de dois estágios é conveniente para prevenir a infecção durante a reparação, impedir a ação de cargas sobre implantes e evitar o crescimento epitelial para o interior do retalho cirúrgico.

O protocolo clínico de dois estágios, com o passar dos anos tem sofrido modificações. Com a associação das modalidades de tratamento de implantação e carregamento imediato, há uma importante redução de tempo entre a extração do dente, a instalação e o carregamento do implante.

Descreve-se como implantes imediatos um processo mediante o qual instala-o no mesmo ato cirúrgico em que se realiza a extração do dente a ser substituído. Sua porcentagem de êxito varia entre 92,7% e 98,0%, com principal indicação na substituição de dentes portadores de patologias sem possibilidade de tratamento. Estudos em cachorros e macacos têm demonstrado que os implantes colocados imediatamente após a extração dental, podem osseointegrar pela evidencia de osso bem adaptado em sua superfície e que não apresenta mobilidade. A implantação imediata ocorre quando o alvéolo remanescente é suficiente para

assegurar a estabilidade primária do implante, que é inserido no mesmo ato da exodontia (extração do dente). Os requisitos cirúrgicos incluem uma exodontia com o menor trauma possível e respeito às paredes alveolares com uma curetagem alveolar minuciosa, que elimine o tecido patológico. A estabilidade primária é um requisito fundamental, obtida com uma implantação que sobreposse em 3-5mm o ápice alveolar, conforme PEÑARROCHA et.al.(2003).

Dentre as vantagens do implante imediato considera-se a diminuição da reabsorção óssea do alvéolo pós-extração, redução do tratamento de reabilitação e evita-se uma segunda cirurgia de implantação. Como inconvenientes, afigura-se a necessidade de geralmente requerer técnicas de regeneração óssea guiada com membranas, que apresentam risco de exposição e infecção das mesmas bem como de enxertos mucogengivais, segundo PEÑARROCHA et.al.(2003) .

Atualmente, o tempo para a aplicação de carga sobre o implante tem sido questionado. É possível a instalação da prótese sobre um implante imediatamente após a sua inserção no osso. A evolução constante nos sistemas de implantes, leva ao acúmulo de condições favoráveis a uma osseointegração mais rápida, devido à utilização de materiais bioativos, como o titânio, aos tratamentos de superfície dos implantes, assim como das geometrias que favorecem a estabilidade primária no osso e à otimização das técnicas cirúrgicas.

O termo carga imediata pode ser definido como instalação de implantes em condições ideais à estabilidade primária, seguida de ativação protética 48 horas após a cirurgia. O paciente não precisa usar restauração removível durante a cicatrização óssea inicial, o que torna-se muito mais confortável, além de abrandar os fatores psicológicos, e melhorar o funcionamento e a estabilidade do implante.

2.4. Implantes Unitários

Uma das opções para restaurar apenas um dente perdido é o implante unitário. Antes de 1990, poucos estudos em longo prazo o objetivaram segundo publicações. A partir de 1993, no entanto, os implantes unitários têm se tornado o método mais previsível de restauração dentária, exibe alta taxa de sobrevida e baixíssima complicação, com viabilidade funcional e estética nos dizeres de BASCONES e FRÍAS (2003).

2.5. Terminologia para os Implantes

O crescimento do uso de implantes nos últimos 20 anos tem sido seguido por uma grande expansão na área de fabricação, com cerca de 90 formatos disponíveis, com ofertas incontáveis de combinações de desenho de corpo, formato de plataforma, diâmetro, comprimento, conexões protéticas, condições de superfície e interfaces.

2.5.1. Regiões do Corpo do Implante

O corpo do implante pode ser dividido em: módulo da crista, corpo e ápice, como mostrado na Figura 2.1.

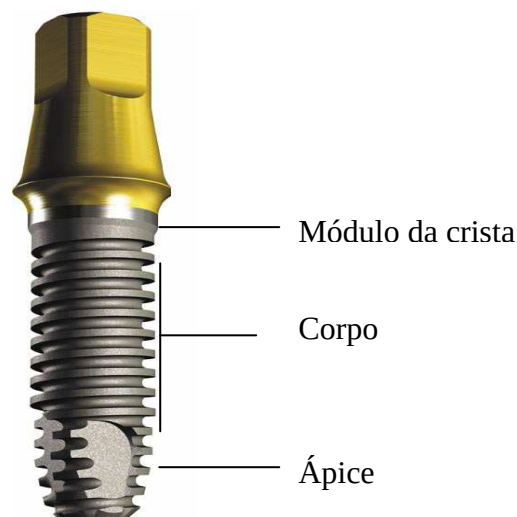


Figura 2.1: Corpo do Implante (<http://www.biohorizons.com>)

O módulo da crista é a região que retém o componente protético, representa a zona de transição do desenho do corpo do implante para a região transóstea do mesmo na crista do rebordo. Ele é geralmente mais liso para impedir a retenção de placa bacteriana, caso ocorra a perda do osso da crista.

O corpo do implante é um parafuso de seção transversal circular. O parafuso com rosca de formato triangular tem uma longa história de uso clínico. É oferecido em vários diâmetros, como estreito, padrão e largo, para responder melhor às necessidades mecânicas, estéticas e anatômicas, nas diferentes áreas da cavidade bucal. O parafuso pode ser recoberto com spray de plasma de titânio ou hidroxiapatita para aumentar periféricamente a área

funcional de superfície, o microtravamento no osso e beneficiar-se das propriedades bioquímicas relacionadas às coberturas de superfície, isto é, a adesão óssea ou fatores de crescimento ósseo, segundo MISCH (2006).

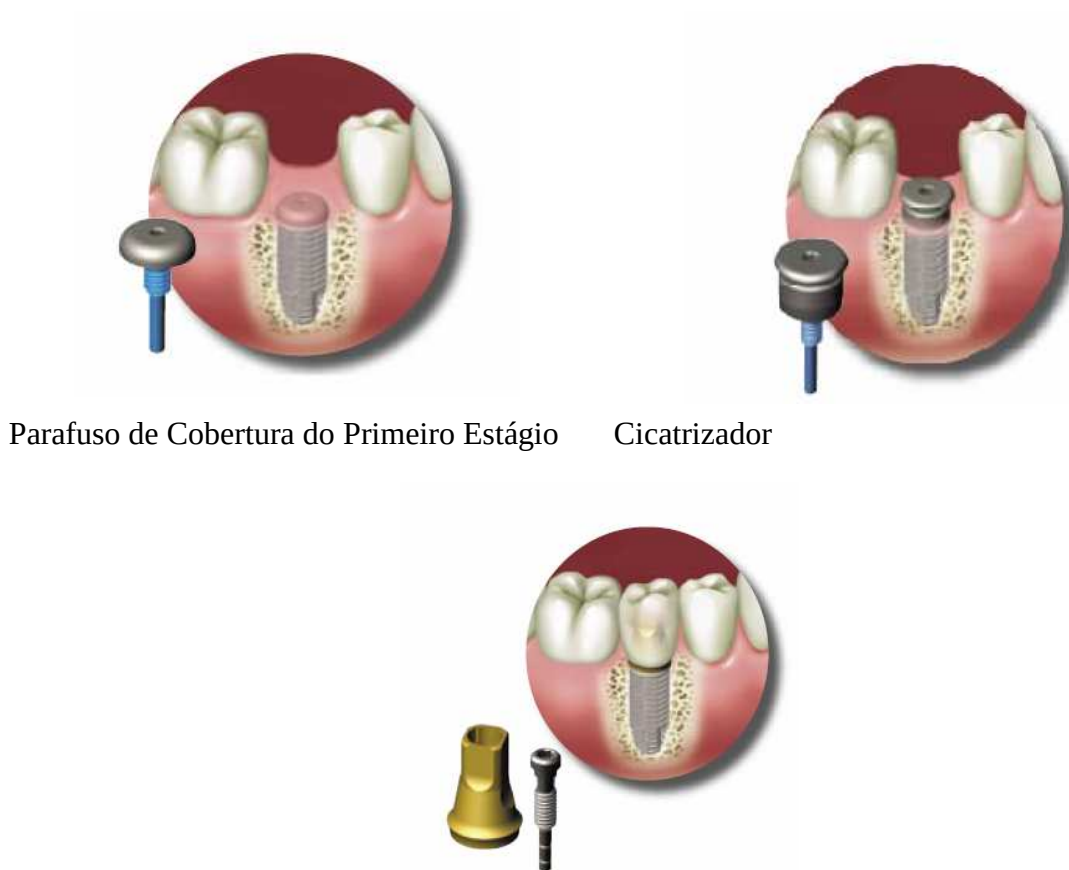
A maioria dos implantes possuem seção transversal circular, o que leva a preparação de um orifício de mesma seção transversal, que se adapte perfeitamente ao corpo do implante. Entretanto, as seções transversais circulares apresentam comportamento desfavorável às solicitações cisalhantes provocadas pelo torque fornecido ao parafuso do pilar ou quando implantes unitários recebem um momento torçor. Portanto, um elemento anti-rotacional é incorporado à região apical do corpo do implante, com a função de suportar os esforços cisalhantes provocados pelos momentos torçores citados anteriormente.

O aspecto apical do implante perfura levemente as camadas ósseas, atuando como uma cunha. Quando o osso cresce em torno dessa região aumenta a área de superfície disponível para transmissão de cargas.

2.5.2. Componentes Protéticos

No momento da inserção do corpo do implante, uma cobertura do primeiro estágio é colocada no seu topo para impedir que o osso, os tecidos moles ou resíduos invadam a área de conexão do pilar durante a cicatrização. Após a prescrição de um período de cicatrização suficiente para permitir que uma interface de suporte se desenvolva, o procedimento de segundo estágio pode ser realizado para a exposição do implante. O componente utilizado será o pilar de cicatrização ou cicatrizador devido à cirurgia de reentrada do estágio II. Frequentemente usa-se esse dispositivo para a cicatrização inicial do tecido mole, conforme Figura 2.2.

O munhão é a porção do implante que suporta ou retém a prótese, ou a superestrutura do implante.



Parafuso de Cobertura do Primeiro Estágio Cicatrizador

Munhão e Parafuso passante

Figura 2.2: Componentes protéticos. (<http://www.biohorizons.com>)

2.5.3. Geometria da rosca

As roscas são projetadas para maximizar o contato inicial, aumentar a área de superfície e facilitar a dissipação de tensões na interface osso-implante. A área de superfície funcional por unidade de comprimento do implante pode ser modificada, com a variação de três parâmetros de geometria da rosca: passo das roscas, formato e profundidade das mesmas.

O passo é definido como a distância medida ao longo do eixo, entre as formas de roscas adjacentes, ou o número de roscas por unidade de comprimento no mesmo plano axial e no mesmo lado do eixo do implante. Quanto menor o seu valor, mais roscas são necessárias no corpo do implante para uma determinada unidade de comprimento e, por conseguinte, maior área de superfície por unidade de comprimento no corpo do implante. A facilidade cirúrgica de adaptação também está relacionada ao número de roscas que, quanto menor, mais favorece a inserção.

As micro e macrocaracterísticas das roscas, por alternância de passo, profundidade e características auto-rosqueantes, podem ser combinadas para criar uma miríade de desenhos

de implantes a serem escolhidos. Além disto, as formas de parafuso ou de combinação também podem se beneficiar da retenção microscópica do osso pelo tratamento variado na superfície, por usinagem, texturização, condicionamento ácido, meio reabsorvível de jateamento e da adição de coberturas ou características macroscópicas como cestas, orifícios, sulcos, saliências, platôs e aletas, (MISCH, 2006).

2.6. Biomateriais em Implantodontia

Biomateriais ou materiais biocompatíveis são materiais usados em contato com tecidos vivos, com o intuito de restaurar ou substituir tecidos calcificados.

O desenvolvimento de biomateriais mostra-se fundamentalmente importante no sentido de possibilitar uma melhoria na qualidade de vida das pessoas, representada por um aumento na expectativa de vida, na saúde em geral e no bem estar da população. Dessa forma, observa-se nos últimos anos um enorme esforço no intuito de se reproduzir novos dispositivos.

Os biomateriais devem ser isentos de produzir qualquer resposta biológica adversa local ou sistêmica, ou seja, o material deve ser não-tóxico, não-carcinogênico, não-antigênico e não-mutagênico.

Existem quatro grupos diferentes de biomateriais utilizados em ciências biomédicas:

- Os metais e as ligas metálicas, grupo mais usado comercialmente;
- Os cerâmicos, também com ampla aplicação;
- Os polímeros sintéticos, representados pelos derivados de compostos de poliuretana, politetrafluoretilenos e polimetilmetacrilatos;
- Os metais naturais.

Vários metais e ligas metálicas foram testados ao longo dos anos na elaboração de implantes dentários. Ligas como cromo-cobalto-molibdênio, ferro-cromo-níquel, aço inoxidável, entre outras, e metais como ouro, platina e prata foram testados como possíveis alternativas para implantes. Porém, mesmo com resultados positivos em pesquisas laboratoriais e em estudos clínicos de curta duração em animais, não trouxeram bons resultados clínicos a médio e longo prazos ao serem testados em seres humanos. Reações como encapsulamento fibroso das peças implantadas associadas a grandes reabsorções ósseas

periimplantares foram reportadas em um percentual expressivo de casos, (DINATO e POLIDO, 2001).

No grupo de metais e ligas metálicas, o titânio comercialmente puro (CP) e a liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti_6Al_4V) constituem-se os elementos com maior embasamento de pesquisa científica, de comprovado sucesso para uso em implantodontia, por apresentarem vantagens como o custo do metal se comparado a metais nobres, a grande estabilidade química da camada superficial de óxidos formada quando do corte da peça de titânio e a comprovada “biocompatibilidade” do titânio testada por diversos estudos. Foi-lhe ainda atribuída uma propriedade denominada bioinércia ou passividade do metal na relação com o tecido ósseo adjacente ao contrário de outros materiais ditos bioativos que ocasionaram ligação tanto química quanto mecânica com o osso adjacente na interface osso-implante. Apesar de eventual controvérsia quanto a real possibilidade de união química da base óssea a esses materiais ditos bioativos, alguns autores confirmaram sua existência por intermédio de pesquisas, (DINATO e POLIDO, 2001).

A utilização de cerâmicas como biomateriais remonta à 1894, com o uso do gesso como um possível substituto para ossos. Este material apresenta uma resistência mecânica muito baixa e é completamente reabsorvido pelo organismo, resultando em uma rápida fragmentação e degradação. Tais propriedades pouco atrativas, praticamente excluíram a utilização do gesso como biocerâmica implantável, (KAWACHI et. al., 2000).

A década de 70 marcou o início do uso mais intenso de materiais cerâmicos, com propriedades que possibilitam a sua classificação como biocerâmicas. A primeira biocerâmica com uso muito difundido neste período foi a alumina densa. Este material, devido a sua boa compatibilidade e elevada resistência mecânica, vem sendo empregado com frequência em próteses ortopédicas, que substituem ossos ou parte deles, que irão ser submetidos na atividade funcional, a esforços elevados, (KAWACHI, et. al., 2000).

Com o passar do tempo surgiram diferentes materiais cerâmicos. A porosidade, para materiais cerâmicos utilizados em implantes, surge como uma característica importante destes materiais. Apesar do aumento da porosidade diminuir a resistência mecânica do material, a existência de poros com dimensões adequadas pode favorecer o crescimento do tecido através do material, o que, aumenta a resistência *in vivo*. Outras propriedades relacionadas à biocompatibilidade destas cerâmicas consideram o tamanho e a forma das partículas, a rugosidade de sua superfície e a solubilidade, (CAMPOS et al., 2005).

A grande vantagem do emprego dos materiais cerâmicos em implantodontia reside na bioatividade do material. Várias publicações na literatura odontológica atestam uma osseointegração não somente mecânica como a dos metais, mas também química entre a superfície cerâmica e a base óssea. De acordo com as mesmas, além dessa possível união químico-mecânica as cerâmicas propiciaram maior percentual inicial de contato ósseo com a superfície do implante, o que permite diminuição no tempo de tratamento, (DINATO e POLIDO, 2001).

Uma das desvantagens apresentadas pelas biocerâmicas é a reduzida resistência mecânica, que restringe seu uso a regiões que não requeiram sustentação. Uma forma de contornar tal restrição é a utilização de metais revestidos com cerâmicas por técnicas como o spray de plasma, que permitem aliar as vantagens intrínsecas das biocerâmicas com a resistência do metal, (KAWACHI et. al.,2000).

2.7. Topografia da superfície dos implantes

O objetivo dos tratamentos de superfícies é o estabelecimento de uma ligação química e mecânica do osso ao material do implante. Geralmente objetiva-se a criação de uma superfície onde é feita a aposição do osso.

Com o acúmulo de estudos comprovadores dos resultados positivos da texturização de superfície dos implantes dentários, obtidos em testes *in vitro* e *in vivo* no quesito percentual de contato osso-implante, sugere-se a manifestação de efeitos benéficos desta técnica nos componentes celulares e teciduais envolvidos na osseointegração. Atualmente, é entendido que as técnicas de texturização superficial podem influenciar várias etapas do processo de desenvolvimento e estabelecimento da osseointegração, tanto na diferenciação de células presentes na interface metal-osso, imediatamente após a inserção cirúrgica do implante, como no tipo de ossificação e na quantidade de matriz óssea calcificada depositada na superfície do implante, segundo JOLY e LIMA, (2003).

No aspecto celular, a presença de rugosidades na superfície de um implante é dada como de grande influência, seja nos processos iniciais de vascularização dos tecidos circundantes ao mesmo, no pós-operatório imediato, seja nos padrões de migração, alinhamento, orientação, adesão e, finalmente, de atividade de produção protéica e função celular.

A aplicação de ácidos, entre eles os hidrocloreídrico, sulfúrico, hidrófluorídrico e nítrico, cria micro cavitações na superfície do implante, que variam de acordo com o tipo, concentração e temperatura do ácido empregado. Entretanto, o ataque ácido pode produzir superfície rugosa não apropriada e afetar a resistência do material à fadiga (WENNERBERG et. al., 1995). A modificação da superfície do implante com o jateamento de partículas é capaz de promover rugosidade semi-porosa, que favorece uma forte ancoragem óssea quando comparada às superfícies torneadas ou tratadas com ácido. O jateamento pode ser conseguido com plasma de titânio ou materiais aloplásticos, como o fosfato de cálcio cerâmico que é compatível e pode ser reabsorvido (KASEMO e LAUSMAA, 1988).

CARLSSON, et al, e CARR, et. al., demonstraram que a superfície rugosa aumenta a resistência ao torque de remoção e favorece a deposição óssea quando comparada à superfície lisa.

CAPÍTULO 3

PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TECIDO ÓSSEO E DO TITÂNIO

3.1. Introdução

Os ossos são de grande interesse para físicos e engenheiros. Talvez, este sistema orgânico do corpo agrade a maioria dos estudiosos porque apresenta problemas típicos de engenharia, ao tratarem com carregamentos estáticos e dinâmicos. Na adaptação dos ossos para diferentes funções, a natureza tem feito um “projeto” de tal eficácia que os engenheiros ainda não foram capazes de obter. De forma imparcial, poderia ser destacado que a natureza tem milhões de anos para refinar os seus projetos, enquanto o homem só recentemente tem tentado reproduzir as funções e propriedades do osso.

As funções mecânicas dos ossos são: suporte para o corpo contra forças externas, transferência de forças e proteção de órgãos internos.

O titânio possui uma combinação de alta resistência mecânica, alta resistência à corrosão eletroquímica e resposta biológica favorável, que fazem com que ele seja o metal mais utilizado como biomaterial.

3.2. Materiais Biológicos Constituintes do Osso

O osso humano é um composto natural que exhibe uma estrutura hierárquica como a madeira. Mas a grande diferença entre o osso e outros materiais de engenharia é que suas propriedades são baseadas em: função anatômica como a localização, idade, enfermidades e uso.

Pode-se dizer que os ossos são tecidos mineralizados. A estrutura hierárquica do osso humano pode ser considerada em diversas escalas dimensionais. Na nano escala, o osso é composto por fibras mineralizadas de colágeno empacotadas, as quais são impregnadas de nanocristais de carbono e apatita e são organizadas em uma estrutura lamelar. Orientadas em geral, longitudinalmente ao longo da linha central dos ossos, estão os osteons (cilindros formados por camadas concêntricas de lamelas que contém vasos localizados centralmente) que, são compostos de canaletas cercadas por anéis lamelares circunferenciais, (BEZERRA,2003).

A estrutura específica do osso está associada com as suas propriedades físicas. Por exemplo, a resistência está associada com a composição estrutural de microcristais de minerais e fibras de proteína, principalmente colágeno e é essencial para manter a viabilidade e conseqüentemente habilidade de adaptação às tensões mecânicas, (BEZERRA,2003).

3.3. Propriedades Mecânicas do Osso

Ao examinar-se o osso, encontra-se uma combinação de osso cortical e trabecular , constituído de finas linhas trabeculares Figura 3.1.

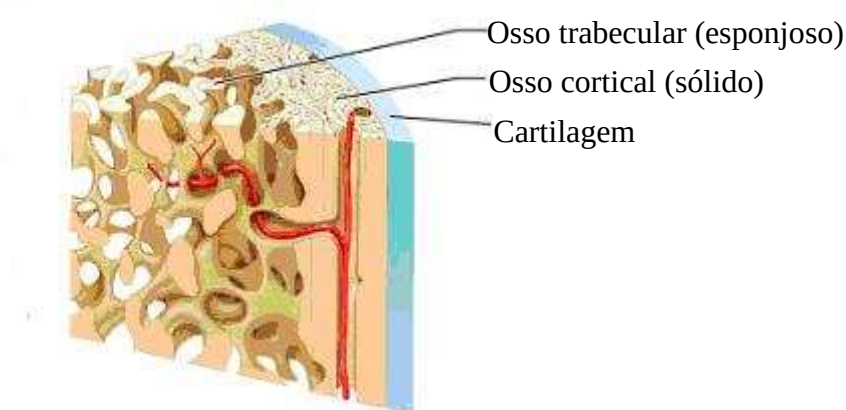


Figura 3.1: Osso cortical e trabecular. (BEZERRA, 2003)

3.3.1. Osso Cortical e Osso Trabecular

O osso cortical também é conhecido como osso compacto. Sua porosidade varia entre 5 a 30%, o que faz ser considerado aproximadamente linear, transversalmente isotrópico e

relativamente homogêneo além de, apresentar alta resistência à torção e flexão, propriedades mecânicas descritas na Tabela 3.1.

O osso trabecular é altamente poroso, exibe uma estrutura esponjosa, como mostrado na Figura 3.2, é extremamente anisotrópico e não homogêneo. As suas propriedades mecânicas, representadas na Tabela 3.1, dependem muito da sua densidade e da microestrutura que apresentam modificações em partes do corpo, devido à orientação e ao formato, como por exemplo, uma vértebra e uma tíbia.



Figura 3.2: Estrutura esponjosa do osso trabecular (BEZERRA, 2003)

Onde o osso está solicitado, principalmente, por forças de compressão, tais como nas extremidades dos ossos longos, o osso cortical oferece a resistência necessária. O osso trabecular, que é encontrado na porção central dos ossos, apresenta relativa flexibilidade e absorção de energia quando grandes esforços estão envolvidos.

Tabela 3.1: Propriedades mecânicas do osso.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Osso Cortical	13700	0,30	Carter & Hayes, 1997
Osso Trabecular	1370	0,30	Carter & Hayes, 1997

Sabe-se que a deterioração na quantidade e qualidade do osso humano devido ao envelhecimento e doenças pode resultar em riscos de fratura. No osso cortical, tal envelhecimento, resulta da acumulação de microdefeitos, que levam à formação de

microtrincas e, conseqüentemente à sua deterioração definitiva, causadora de fratura, (BEZERRA, 2003).

Muitos estudos do osso cortical e trabecular indicam sua propensão à deformação inelástica, atribuída à disposição difusa de microtrincas. O osso cortical exhibe respostas inelásticas que diferem na tração e na compressão. Quando comprimido o osso trabecular exhibe deformação inelástica, o que implica em que o mecanismo que governa a sua capacidade de carga é inelástico, segundo MERCER et. al.,(2005).

Outra importante propriedade que o osso exhibe é conhecida como viscoelasticidade. Um material viscoelástico é aquele que suas propriedades mecânicas variam de acordo com a velocidade de aplicação da carga. Este fenômeno decorre do fato da estrutura óssea escoar internamente de acordo com a carga aplicada. Um aumento na velocidade de aplicação da carga aumenta o módulo de elasticidade e a resistência máxima do osso cortical, enquanto ocorre decréscimo da deformação máxima. As propriedades viscoelásticas do osso são em maior parte, devidas à combinação de colágeno e medula óssea, (ZHANG,2005).

Segundo COWIN (1999), a poroelasticidade é uma teoria bem desenvolvida da interação das fases fluída e sólida de um meio poroso de fluídos saturados. Esta propriedade é amplamente utilizada em geomecânica e tem sido aplicada ao osso por muitos autores nos últimos 30 anos.

A aplicação da poroelasticidade a estruturas ósseas difere da forma de aplicação a tecidos moles de duas importantes maneiras. Primeiramente, as deformações nos ossos são pequenas se comparadas com as que ocorrem em tecidos moles, consideravelmente grandes. Em segundo lugar, o Módulo de Bulk da matriz óssea mineralizada é aproximadamente seis vezes mais rígido que o de um fluído, enquanto que o módulo de Bulk do tecido mole da matriz, e da água contida nela, é quase o mesmo. A poroelasticidade e a eletrocinese podem ser usadas para explicar os potenciais gerados por deformações em ossos úmidos (COWIN, 1999).

O que fica evidenciado é que estes potenciais podem ser usados como uma ferramenta efetiva em estudos experimentais acerca do fluxo local de fluídos nos ossos, o que pode acabar por acarretar uma série de respostas às questões ainda não totalmente esclarecidas como, por exemplo, os mecanismos de remodelagem óssea, (COWIN, 1999).

BIOT (1941 apud PARSAMIAN, 2001) generalizou a teoria da consolidação, desenvolvida por Von Terzaghi, por estendê-la a uma perspectiva tridimensional e por estabelecer equações válidas para qualquer variação arbitrária de carga por um determinado

intervalo de tempo. A teoria foi amplamente aplicada a problemas de mecânica das rochas. Ossos humanos são um meio poroso de fluido-saturados, e a teoria do meio de Biot foi aplicada ao osso por muitos autores em décadas passadas.

Um importante estudo foi realizado por STECK et al., (2000), no qual foi desenvolvido um modelo matemático do deslocamento dos fluidos nos tecidos ósseos estimulados por cargas mecânicas. O estudo teve como principal achado que o deslocamento dos fluidos é influenciado pelo modelo de parâmetros do módulo de Young, coeficiente de Poisson e porosidade. Este estudo representa um grande passo em direção ao entendimento dos deslocamentos dos fluidos nos ossos, quando estimulados por cargas mecânicas, usando modelos teóricos, no qual o enfoque é entender a relação entre carga mecânica, modelagem e remodelagem óssea, além de adaptações funcionais.

O processo de falha de um osso depende geralmente da: geometria, propriedade dos materiais, amplitude e orientação do carregamento. Há dois mecanismos gerais de falha: carregamento monotônico e carregamento cíclico. A falha local por carregamento monotônico ocorre quando a tensão ou deformação atingem níveis elevados, e a falha completa ocorrerá quando a falha local progredir transversalmente, critério que pode ser aplicado tanto ao osso cortical, como ao trabecular. O osso submetido a ciclos de carregamento sem interrupção, com duração freqüente e carga variável com o tempo está sujeito à fadiga. O carregamento cíclico reduz o módulo de elasticidade óssea, com a vantagem de que sua estrutura pode reparar micro danos após o processo de falha. No entanto, o remodelamento dos tecidos, em resposta à fadiga, pode inicialmente reduzir a deformação do tecido e acelerar o acúmulo de danos. Se então, essa acumulação de danos apresentar-se mais rápida que o remodelamento e a remineralização dos tecidos, então, a fadiga progredirá o processo de falha. O osso trabecular é mais estudado sob ação de carregamento cíclico que o cortical. Comparações realizadas entre os dois tipos de ossos mostram que o cortical tem alta resistência à fadiga, devido à microestrutura. Amostras de tecido trabecular mostram incrementos na histerese após ciclos de carregamento, (MISCH, 2006).

Os ossos cortical e trabecular se modificam pela modelagem ou remodelagem. A modelagem é o resultado de sítios independentes de formação e reabsorção que alteram o formato ou tamanho do osso. A remodelagem é um processo de reabsorção e formação no mesmo sítio, que substitui previamente o osso existente e é responsável, primariamente, pela alteração na qualidade óssea. A modelagem e remodelagem ósseas são controladas principalmente pelo ambiente de deformação mecânica, (MISCH, 2006).

As fraturas de osso cortical (1 a 2% de deformação) dependem, parcialmente, da porcentagem de mineralização e da densidade óssea. O comportamento celular das células ósseas é determinado pelo ambiente mecânico de deformação ou distorção destas, (MISCH, 2006).

Existem quatro zonas de microdeformações para o osso compacto, relacionadas cada uma das quais à adaptação mecânica e à deformação. Essas quatro zonas incluem a sobrecarga patológica, a sobrecarga leve, a adaptação e o desuso agudo. Em resumo, a zona de sobrecarga patológica e o desuso agudo são os dois extremos de resposta óssea às condições de deformação. Cada uma dessas condições, entretanto, pode resultar em perda óssea. A sobrecarga patológica pode levar a microfraturas, que requerem reparo e podem resultar em reabsorção da rede óssea. A zona de desuso também aumenta a remodelagem, que diminui a massa óssea.

A taxa de remodelagem, ou renovação do osso, é o período necessário para que o novo osso substitua o anteriormente existente e permita a sua adaptação ao seu ambiente como, por exemplo, próximo a um implante dentário. A taxa de remodelagem óssea também foi expressa como uma porcentagem ou volume de novo osso num intervalo específico. O osso lamelar, imaturo, se forma numa taxa de 1 a 5 mm ao dia. Por tal razão a zona de sobrecarga leve tende a possuir uma taxa de remodelagem óssea mais alta do que a zona de adaptação e formação de osso entrelaçado mais reativo, menos organizado e mineralizado e mais fraco, enquanto a zona de adaptação tende a ser mais organizada, altamente mineralizada e com osso lamelar. Teoricamente, a zona de adaptação seria a condição ideal de deformação próxima a um implante dentário, pois o osso é mais maduro e mais resistente a alterações periódicas nas condições de deformação. A interface implante-osso, nessa zona, pode resultar em uma taxa de remodelagem óssea similar. Assim, acredita-se que a taxa de remodelagem pode estar relacionada diretamente à resistência da interface do implante e ao grau do risco da interface osso-implante, na qual o maior risco está relacionado às suas mais altas taxas de renovação, pois o osso é menos mineralizado e organizado além de mais fraco, (MISCH, 2006).

Há uma relação direta entre a densidade mineral e a idade do osso. Quanto maior a mineralização, mais resistente e rígido será o osso. Após a cicatrização do osso e a colocação do implante, a interface se remodela influenciada pelo ambiente de microdeformação local e assim a manutenção do implante em longo prazo envolve sua remodelagem contínua. Parcialmente, isso permite que o novo osso substitua o que continha microfraturas.

Os ossos cortical e trabecular são materiais ortotrópicos, mas devido às simplificações do modelo plano, foram considerados isotrópicos e, na literatura não foram encontradas referências sobre as propriedades ortotrópicas dos ossos na região da maxila.

3.4. Propriedades Mecânicas do Titânio

A maioria dos sistemas de implante dentário comercializados atualmente utiliza o titânio como biomaterial. Mesmo citado na literatura como metal puro, o titânio pode ser classificado em diferentes graus de acordo com suas propriedades mecânicas e com seu nível de pureza ou contaminação com outros metais básicos.

O elemento químico titânio, com número atômico 22, na tabela periódica dos elementos, apresenta comprovada biocompatibilidade; alta resistência a tração, alto ponto de fusão (1688°C), módulo de elasticidade compatível com os tecidos orgânicos calcificados ($\cong 110000 \text{ MPa}$), dureza Vickers entre 80 e 105; condutividade térmica de $0,2 \text{ J/cm.K}$. Para este tipo de aplicação sua principal propriedade, é a excelente resistência à corrosão em meio orgânico, devido à estabilidade química da camada de óxidos formada em sua superfície, com a exposição do metal puro ao meio externo. A Tabela 3.2 mostra as principais propriedades mecânicas usadas na simulação.

Tabela 3.2: Propriedades mecânicas do titânio.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Limite de Escoamento (MPa)-S_y	Referências
Titânio	110000	0,33	830	Borchers & Reichard, 1983

CAPÍTULO 4

MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

4.1. Introdução

O Método dos Elementos Finitos (MEF) foi desenvolvido em 1909 por Walter Ritz para determinar a solução aproximada de problemas em mecânica dos sólidos deformáveis, onde, o funcional energia era aproximado por funções conhecidas com coeficientes a serem determinados, (CAMPOS e SILVA, 2006).

Em 1943, Richard Courant aumentou consideravelmente as possibilidades do método de Ritz introduzindo funções lineares especiais definidas sobre regiões triangulares e aplicou o método para solução de problemas de torção. O método de Ritz, junto com as modificações de Courant é similar ao MEF proposto por Ray William Clough (1960). Se, inicialmente o MEF fora desenvolvido como um método de simulação para análise de estruturas aeroespaciais, no final dos anos 60 passou a ser utilizado para a simulação de problemas de fluídos, termodinâmica e eletromagnetismo (CAMPOS e SILVA, 2006).

A expansão do MEF tem continuado em tempos mais recentes ao abordar novas aplicações em áreas distintas da mecânica clássica, como estudos do corpo humano pela Bioengenharia e na Medicina Computacional, na solução de problemas avançados na Física Computacional, desenho de novos materiais e processos químicos (ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2004).

4.2. Fundamentos do método dos elementos finitos

A implementação do MEF pode ser efetuada em etapas sucessivas, de forma estruturada. As principais etapas são as seguintes:

- **Discretização do domínio:** o primeiro passo é a divisão do domínio em elementos. O tipo e o número de elementos a serem utilizados devem ser escolhidos de modo a representar adequadamente a geometria do problema e caracterizar convenientemente as variações da solução ao longo do domínio, (RADE,2006).

- **Escolha das funções de interpolação:** nesta etapa são escolhidas as funções de interpolação que representam as variáveis de campo no interior de cada elemento. Frequentemente, mas nem sempre, funções polinomiais são escolhidas como funções de interpolação, devido à facilidade que oferecem para derivação e integração. Os graus dos polinômios utilizados estão relacionados ao número de incógnitas nodais de cada elemento, devendo também atender a certos requisitos de continuidade das variáveis de campo a serem satisfeitos nos nós e nas fronteiras entre elementos imediatamente vizinhos, (RADE,2006).

Para problemas de equilíbrio estático, as equações elementares, para um elemento genérico i , são:

$$[k_i]\{u_i\} = \{f_i\}, \quad i=1,2,3,\dots,n \quad 4.1$$

Onde:

$[k_i]$ = matriz de rigidez elementar;

$\{u_i\}$ = vetor de deslocamentos nodais;

$\{f_i\}$ = vetor de forças;

n = número de elementos do modelo.

- **Construção das matrizes elementares:** uma vez escolhidos o tipo e número de elementos e as funções de interpolação, deve-se estabelecer as relações matriciais, expressando o comportamento (relações de causa-efeito), em termos de propriedades físicas e geométricas, para cada elemento, individualmente. Em outras palavras, procede-se à formulação em nível elementar. Para tanto, podem ser utilizados os seguintes processos: processo direto, processo variacional e processo dos resíduos ponderados, (RADE, 2006).

- **Montagem das matrizes elementares para obtenção das matrizes globais:**

para caracterizar o comportamento do sistema completo, resultante da associação dos vários elementos, deve-se agrupar as matrizes de cada um dos elementos de forma adequada. Em outras palavras, deve-se combinar as equações matriciais expressando o comportamento dos elementos individuais para formar as equações matriciais que descrevem o comportamento do sistema em todo o domínio. Este processo é conhecido como montagem das matrizes globais. No processo de montagem, impõe-se a condição que em cada nó onde vários elementos estão interconectados, os valores das variáveis de campo são os mesmos para cada elemento, compartilhando aquele nó. Ao final deste processo, as equações matriciais globais devem ser modificadas para satisfazer as condições de contorno do problema. A ordem das matrizes globais coincide com o número total de incógnitas nodais. Este número é chamado número de graus de liberdade do modelo, (RADE,2006).

- **Imposição dos carregamentos externos e das condições de contorno:**

as equações matriciais globais devem ser modificadas para satisfazer as condições de contorno do problema, que expressam o fato que alguns valores das incógnitas nodais são prescritos. Assim, por exemplo, em problemas de transferência de calor, os valores da temperatura em alguns pontos do contorno podem ser previamente conhecidos. Da mesma forma, deve-se alterar as equações globais para levar em conta que, em alguns nós, cargas externas conhecidas (forças, fluxo de calor, etc.) são aplicadas. Ao final deste processo, o número total de incógnitas nodais remanescentes define o chamado número de graus de liberdade do modelo, (RADE, 2006).

- **Resolução do sistema de equações:**

ao final do processo de montagem das matrizes globais, o modelo matemático do problema estará representado por um conjunto de equações, que podem ser lineares ou não lineares, algébricas ou diferenciais, dependendo da natureza do problema enfocado. Estas equações devem ser resolvidas numericamente para a determinação dos valores das variáveis de campo, nos pontos nodais. Neste processo de resolução, procedimentos numéricos apropriados, implementados sob a forma de rotinas computacionais, devem ser utilizados, (RADE,2006).

- **Realização de cálculos complementares:**

em várias situações, cálculos complementares devem ser realizados para a determinação de grandezas dependentes das variáveis de campo, determinadas na etapa precedente. Assim, por exemplo, nos problemas de Mecânica dos Sólidos, uma vez determinados os deslocamentos, cálculos adicionais são

necessários para a determinação das deformações (utilizando as relações deformação-deslocamento) e das tensões (utilizando as relações tensão-deformação), (RADE,2006).

4.3. Considerações a respeito do Método dos Elementos Finitos

Apesar de o MEF ser uma ferramenta poderosa para utilização na Engenharia, não se deve perder de vista que este é um método aproximado, o que faz com que traga em seu contexto, simplificações de um determinado modelo físico que poderão acarretar resultados incoerentes com a realidade. O conhecimento de prováveis fontes de incerteza inerentes à modelagem do MEF, tais como: linearizações, imperfeições na representação geométrica dos domínios complexos, erros de natureza numérica, entre outros, bem como o domínio do problema físico em estudo e do próprio método pelo engenheiro, são de fundamental importância na validação e interpretação dos resultados obtidos (RADE, 2006).

4.4. Método dos Elementos Finitos aplicados à Implantodontia

O MEF é uma ferramenta bastante utilizada em Engenharia e a utilização da mesma para análise de problemas biomédicos tem crescido significativamente na última década. Tem se tornado cada vez mais freqüente a utilização de simulações computacionais na determinação da distribuição das tensões mecânicas que ocorrem no osso que envolve o implante. Em 1989, SIEGELE e SOLTESZ, investigaram a influência da forma do implante na distribuição das tensões no osso pelo método, demonstraram que implantes com diferentes formas transmitiam diferentemente as tensões para o tecido ósseo e sugeriram cobertura bioativa para melhorar a distribuição das mesmas.

WATANABE *et al.* (2003) realizaram análise por elementos finitos da influência da inclinação do implante, da posição do carregamento e do sentido da carga na distribuição de tensões em implantes. Este estudo foi projetado para analisar a distribuição de tensões causadas devido à variação do grau de inclinação de um corpo de implante. Observou-se que as tensões de compressão eram relativamente maiores quando o implante era inclinado.

O carregamento imediato tem sido tema de intensa pesquisa. Em 2003, FORTUNA por análise não linear, pelo método dos elementos finitos, avaliou as tensões e deformações de

Von Mises na estrutura de um implante unitário cônico escalonado, rosqueável, com hexágono interno em sua conexão com o pilar intermediário, na coroa protética e no tecido ósseo de suporte, submetidos a uma carga axial de 100N. Foram simuladas três situações de carregamento: carga imediata, carga precoce e carga tardia. Os resultados indicaram que, a tensão máxima concentrou-se na região da conexão pilar intermediário-implante para todos os períodos, com valores muito semelhantes. O trabalho demonstrou que a aplicação de carga em implantes unitários deveria respeitar as fases iniciais de reparação óssea, e mais indicada a partir da oitava semana da cirurgia de implantação.

ÇEHRELI et al. (2004), realizaram uma análise em elementos finitos tridimensional, com o objetivo de comparar o comportamento da transmissão de esforços em implantes com conexão cone-morse com uma ou duas peças. Foram simulados carregamentos de 100 e 50 N na vertical e na face lateral do pilar. A magnitude das tensões máximas e mínimas para os diferentes desenhos de implantes se mostrou semelhante. Os autores concluíram que, a conexão não parece ser um fator determinante na distribuição das tensões sobre os implantes dentários.

Utilizando modelo tridimensional pode-se citar HIMMLOVÁ *et al.* (2004) que tiveram por objetivo determinar a influência do comprimento e do diâmetro dos implantes na dissipação das tensões e confeccionaram, para tanto, um modelo em elementos finitos de uma região da mandíbula. Aumento no comprimento dos implantes também resultou de uma redução das tensões equivalentes de Von Mises; entretanto a influência do comprimento, não foi tão grande quanto à do diâmetro. Os autores concluíram que o aumento no diâmetro do implante resulta em distribuição mais favorável das forças mastigatórias.

BOSKAYA et. al. (2004), realizaram um estudo com o objetivo de investigar os efeitos da geometria externa e da magnitude das forças oclusais nas formas dos defeitos ósseos para cinco sistemas de implantes comercialmente disponíveis. Cinco diferentes sistemas de implantes: Ankylos, Astra, Bicon, ITI e Nobel Biocare, com dimensões compatíveis, mas diferentes no passo de rosca e na forma do módulo da crista, foram comparados usando o método de elementos finitos. Um modelo de osso tipo II foi confeccionado, considerou-se que os implantes estavam completamente osseointegrados. Forças oclusais de várias magnitudes (0 a 2000N) foram aplicadas sobre os intermediários. Para cargas oclusais, até 300N, o osso compacto não foi sobrecarregado por nenhum sistema de implante. No entanto, em uma carga oclusal extrema (1000N ou mais) as características da

sobrecarga óssea foram dependentes da forma geométrica do implante, sendo consideravelmente diferente entre os sistemas avaliados.

Por meio de análise em elementos finitos, KOCA et. al. (2005), realizaram um estudo para determinar a quantidade e localização das tensões nos implantes e osso adjacente, quando estes estão instalados na maxila posterior próximo ao seio. Um implante peça única de 4,1 x 10mm (ITI) foi modelado e inserido nos modelos de mandíbula atrófica com alturas ósseas de 4,5,7,10 ou 13 mm. Em alguns modelos os implantes penetraram o soalho do seio maxilar. Um carregamento oclusal vertical de 150 N foi aplicado na cúspide palatina e 150N na fossa mesial da coroa. Os valores máximos da tensão de Von Mises nos implantes foram localizadas no osso da crista ao redor do pescoço do implante para alturas ósseas de 4 e 5mm.

PETRIE e WILLIAMS em 2005 analisaram e compararam os efeitos relativos ao diâmetro, tamanho e formato cônico do implante na crista óssea. Foram criados modelos tridimensionais em elementos finitos de uma seção da mandíbula conjuntamente com um implante unitário envolvido por osso trabecular e cortical. A interação entre os ossos e o implante foi assumida como uma adesão perfeita. O diâmetro dos implantes variou de 3,5 a 6mm, o comprimento dos implantes esteve entre 5,75 e 23,5mm. O diâmetro crescente do implante resultou em uma redução de 3,5 vezes da tensão na crista óssea. O comprimento crescente do implante reduziu as tensões em 1,65 vezes. Enquanto, o formato cônico aumentou a tensão, principalmente em implantes curtos. Concluíram que o diâmetro, o comprimento e o formato cônico do implante devem ser considerados conjuntamente devido aos seus efeitos interativos sobre a tensão no osso da crista.

CAPÍTULO 5

METODOLOGIA DE IMPLEMENTAÇÃO DOS MODELOS

5.1. Introdução

O método dos elementos finitos bidimensional, que é muito aceito e utilizado na solução de problemas de Engenharia, foi utilizado na realização do estudo. O mesmo também tem sido muito útil na análise da Biomecânica das estruturas e na Medicina.

Na situação de carga imediata, o implante estará em contato com as camadas ósseas adjacentes. Os problemas de contato apresentam uma não-linearidade, que torna-se necessária a boa compreensão do problema físico em questão a fim de obter-se um modelo eficiente, inclusive sob aspecto da solução numérica.

Outra situação avaliada foi a do implante perfeitamente aderido às camadas ósseas adjacentes, ou seja, um implante osseointegrado. Porém, esta análise considerou uma osseointegração inicial, sem a formação do calo ósseo.

5.2. Geração da Geometria das Estruturas

Para a representação de uma situação clínica desejada é necessário que o modelo seja confeccionado para representar as proporções e relações entre as estruturas, e assim permitir avaliar as tensões desenvolvidas nos componentes de um implante e nas camadas ósseas.

5.2.1. Geometria da Estrutura Óssea

Uma tomografia da maxila foi realizada, como mostrado na Figura 5.1. A partir do corte tomográfico vestibulo-lingual mediano do alvéolo, utilizou-se o software Vworks 4.0[®], licenciado para a Artis (Brasília, Distrito Federal, Brasil), para a reconstrução das imagens tomográficas, e gerou-se uma imagem em extensão JPG das estruturas ósseas mostradas na Figura 5.2.



Figura 5.1: Maxila e Tomografia

A imagem foi trabalhada em ambiente MATLAB[®] (realizou-se a aquisição dos pontos do contorno do domínio a fim de se gerar um arquivo de dados em formato adequado, algoritmo para gerar a imagem em ANEXO XI) e exportada ao programa AUTO CAD[®] (Autodesk Inc, USA) onde se obteve um modelo bastante fiel ao original, como mostrado na Figura 5.3 .

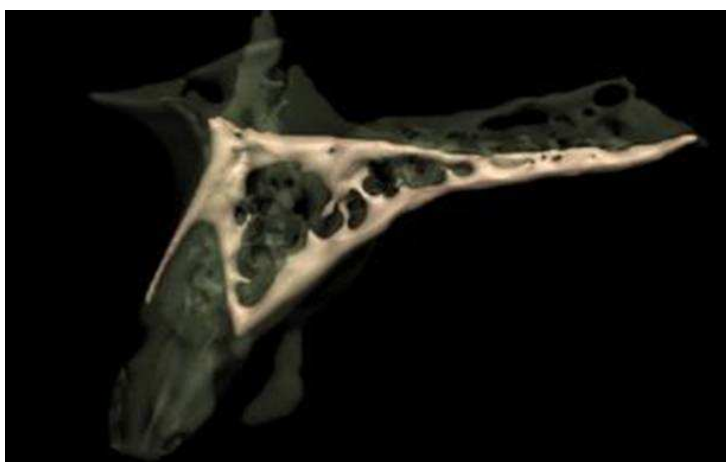


Figura 5.2: Corte tomográfico vestibulo-lingual mediano do alvéolo (PESSOA et. al.,2006)



Figura 5.3 : Geometria Final do Alvéolo

5.2.2. Geometria dos Implantes e Componentes Protéticos

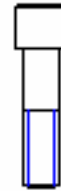
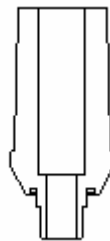
Os desenhos e medidas dos implantes e componentes protéticos, Anexo X, foram fornecidos pelo fabricante Neodent (Curitiba, Paraná, Brasil). As Figuras 5.4, 5.5 e 5.6 mostram as geometrias dos implantes e componentes utilizados nas simulações.



Implante Titamax II

Implante Alvim II

Figura 5.4: Implantes (Hexágono Interno). (<http://neodent.com.br>).



Munhão para Hexágono Interno

Parafuso para Implante Hexágono Interno

Figura 5.5: Componentes protéticos (Hexágono Interno). (<http://neodent.com.br>).



Implante Titamax CM (Cone Morse) Implante Alvim CM (Cone Morse)

Munhão para Cone Morse

Figura 5.6: Implantes e Componentes protéticos (Cone Morse). (<http://neodent.com.br>)

A disponibilização das geometrias dos implantes e componentes protéticos permitiu que a estrutura completa fosse montada, como mostrado na Figura 5.7.

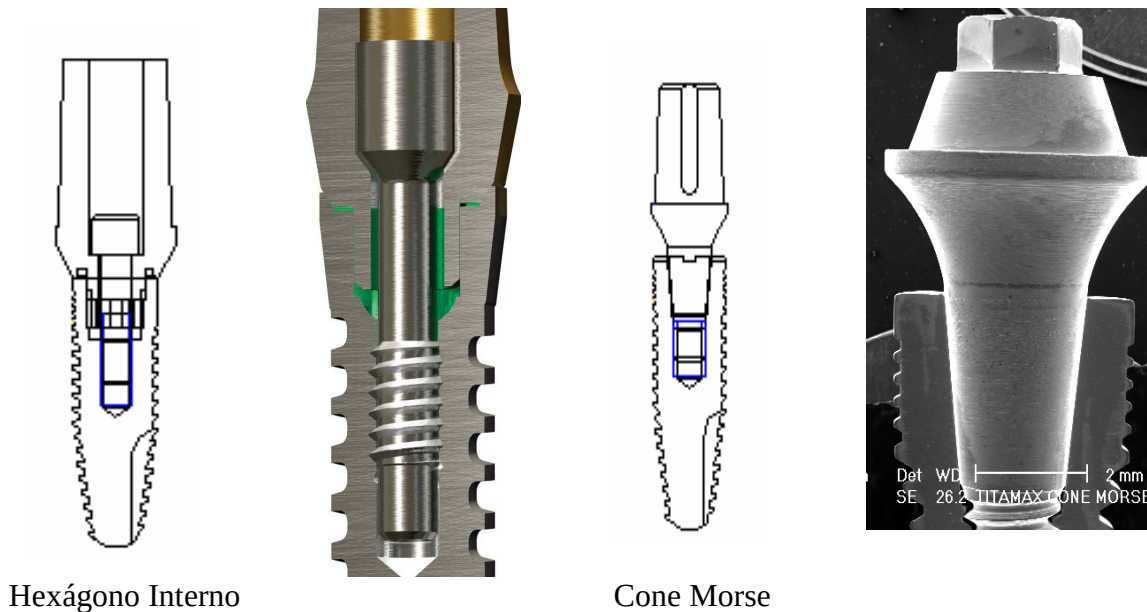


Figura 5.7: Estrutura completa (<http://neodent.com.br>)

5.2.3. Geometria Final

Com as geometrias da estrutura óssea e do implante foi feito o posicionamento do implante no alvéolo, nas posições vestibularizada e palatinizada, conforme mostrado na Figura 5.8 e Figura 5.9.

Vários trabalhos (TESTORI e BIANCHE, 2003) relacionam o posicionamento do implante à minimização de perda óssea e a recessão de tecido mole. Ao final o diâmetro do implante deve estar contido no alvéolo, sem comprometer a porção coronal da tábua vestibular.

Ao instalar o implante palatinizado (referente ao palato) estabelece-se uma espessura de osso de 2mm, para prevenir a perda de tecido ósseo e obter uma espessura suficiente na parede vestibular. Quando o implante é instalado vestibularizado (região próxima aos lábios), há uma redução da espessura óssea na vestibular, mas o suficiente para prevenir reabsorção óssea.

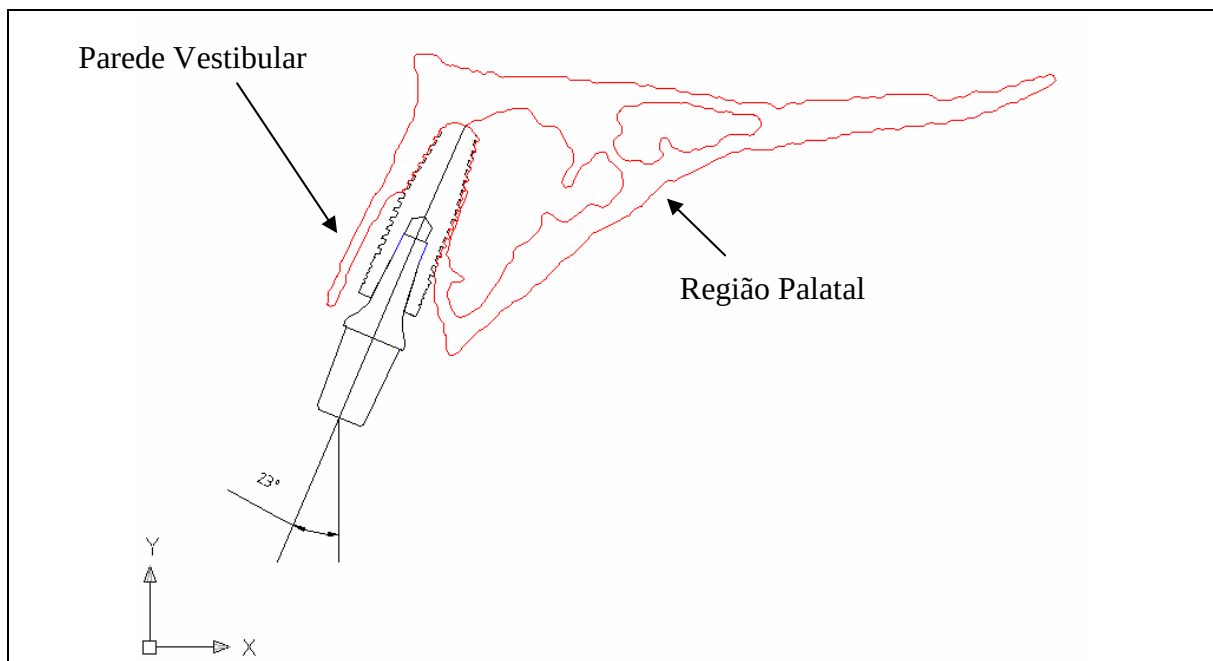


Figura 5.8: Implante em posição vestibularizada.

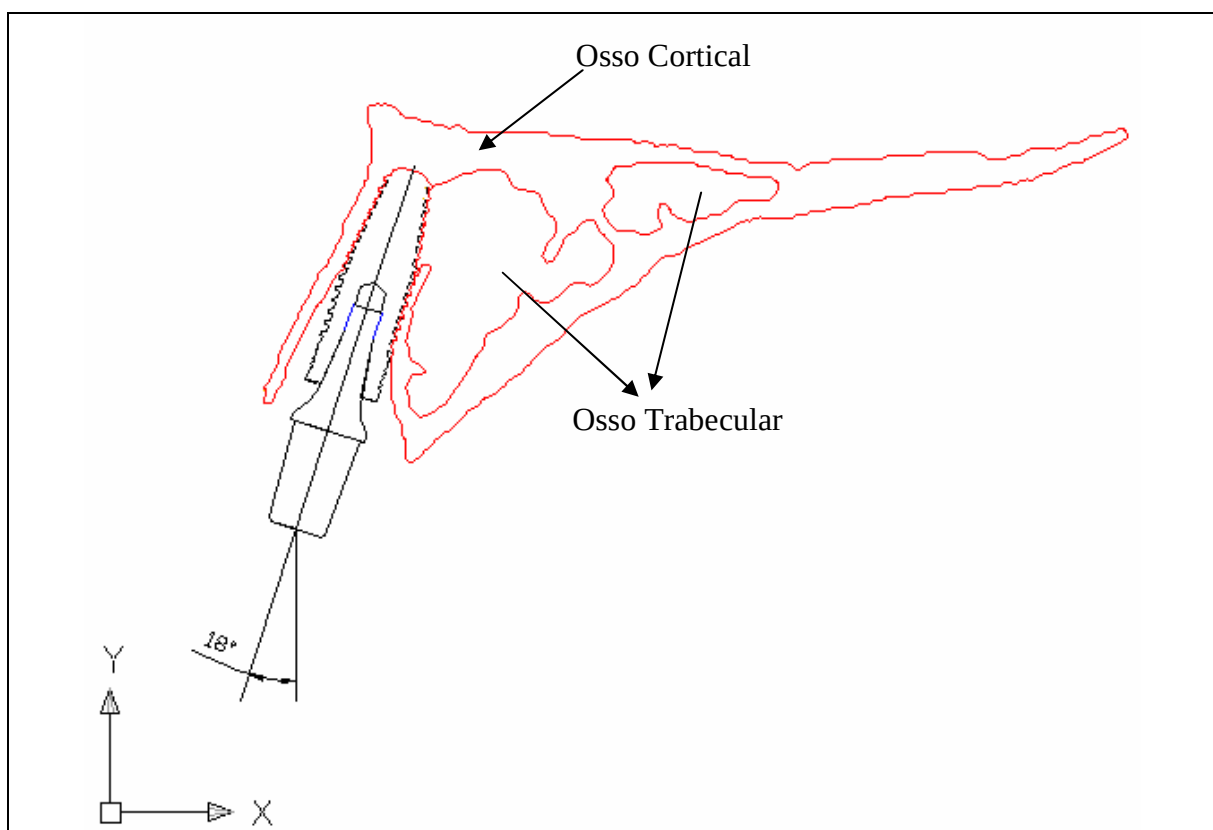


Figura 5.9: Implante em posição palatinizada.

Foram realizadas 8 análises para a condição do implante assentado diretamente em contato com as camadas ósseas, anterior a osseointegração, e 8 para o implante totalmente envolvido por uma camada óssea mais densa, osseointegrado, representadas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Análises realizadas.

Tipo Implante	Posição
Alvim II-Cônico	Vestibularizado
Alvim CM-(Cone Morse)-Cônico	Vestibularizado
Titamax II-Cilindrico	Vestibularizado
Titamax CM (Cone Morse)-Cilindrico	Vestibularizado
Alvim II-Cônico	Palatinizado
Alvim CM-(Cone Morse)-Cônico	Palatinizado
Titamax II-Cilindrico	Palatinizado
Titamax CM (Cone Morse)-Cilindrico	Palatinizado

O conjunto gráfico, implante e estrutura óssea, Figura 5.8 e Figura 5.9, teve sua extensão de arquivo transformada em IGES pelo programa AUTO CAD. A estrutura foi então, importada pelo programa ANSYS, onde foram feitas as simulações através de um modelo de elementos finitos.

5.3. Hipóteses iniciais simplificadoras

Muitos problemas encontrados (que são tri-dimensionais) podem ter sua formulação simplificada quando se introduz algumas hipóteses. Alguns deles podem resultar em uma modelagem bi-dimensional. Estes são os casos dos chamados problemas planos: estado plano de tensões (plane stress), estado plano de deformações (plane strain) e problemas axissimétricos.

Ocorre estado plano de tensões quando as tensões segundo um dos eixos é desprezível em relação as tensões nas demais direções. De acordo com esta simplificação e para uma análise comparativa considerou-se o problema analisado, como um estado plano de tensões.

O tecido ósseo foi considerado como isotrópico, homogêneo e linear, cujas propriedades mecânicas dos materiais utilizados foram referidas na Tabela 3.1.

A análise foi realizada com utilização do contato que considerou fatores como o atrito, entre o implante cujo material é o titânio e o osso cortical (isotrópico) e o valor do coeficiente de atrito (Coulomb) adotado foi igual a 0,30 (SIMON et. al.,2003).

O carregamento utilizado é referente à carga advinda da mastigação no valor de 50 N para o carregamento imediato e 100 N quando há a osseointegração. Como o modelo é apenas uma fatia da situação real, a carga foi ajustada, respectivamente para 10 N e 20 N, aplicada a 40° em relação ao eixo longitudinal do implante.

5.4. Descrição do Modelo

O elemento estrutural PLANE 2 do programa ANSYS, Figura 5.10, escolhido para realização deste estudo pode ser utilizado tanto para o estado plano de tensão (EPT) ou de deformação (EPD), e o EPT foi a opção utilizada. Este elemento é triangular com 6 nós, e compatível com o elemento PLANE 82 com 8 nós. O mesmo tem um comportamento quadrático e é bem utilizado para modelar geometrias irregulares. O elemento PLANE 2 é definido por seis nós, cada qual com dois graus de liberdade que são translações nodais nos sentidos x e y do sistema de coordenadas.

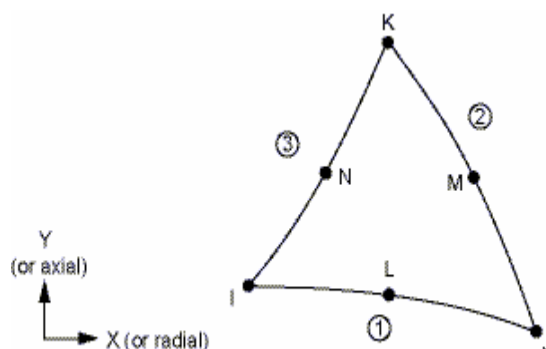


Figura 5.10: Elemento estrutural PLANE 2 (Manual do ANSYS® 10.0)

Na Figura 5.11, pode-se visualizar em detalhes aspectos da malha mais adequada para a solução do problema proposto no modelo de elementos finitos.

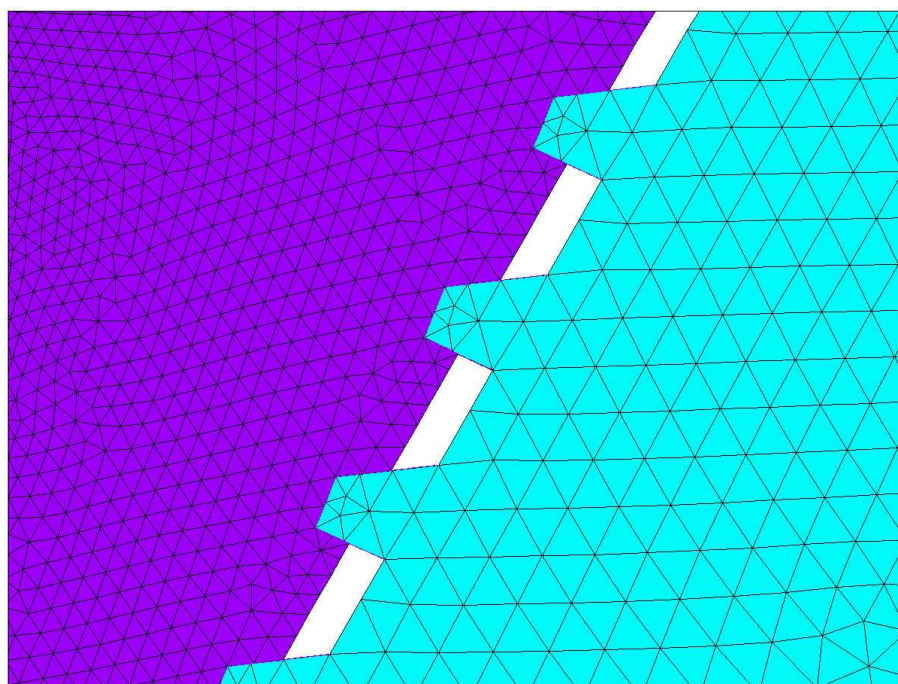


Figura 5.11: Aspectos da malha estruturada utilizada na região do contato.

Utilizou-se uma malha estruturada, com a precaução de que elementos confrontantes possuíssem, tanto quanto possível, dimensões semelhantes. Esta característica pode ser observada na Figura 5.11, na região de contato entre o osso cortical e o implante.

5.5. Condições de Contorno

Foi imposta a restrição de deslocamento em linha ao osso cortical na direção x e y na parte superior. Dessa forma certifica-se que a região de maior interesse do ponto de vista da análise não apresentará influência das condições de apoio do sistema, e ao mesmo tempo garante-se que o modelo encontra-se estabilizado, ou seja, não apresentará movimento de corpo rígido. Aplicou-se uma carga de 10N para a condição de carga imediata e 20N para o implante osseointegrado como mostrado na Figura 5.12, ambas decompostas a 40° em relação ao eixo longitudinal do implante.

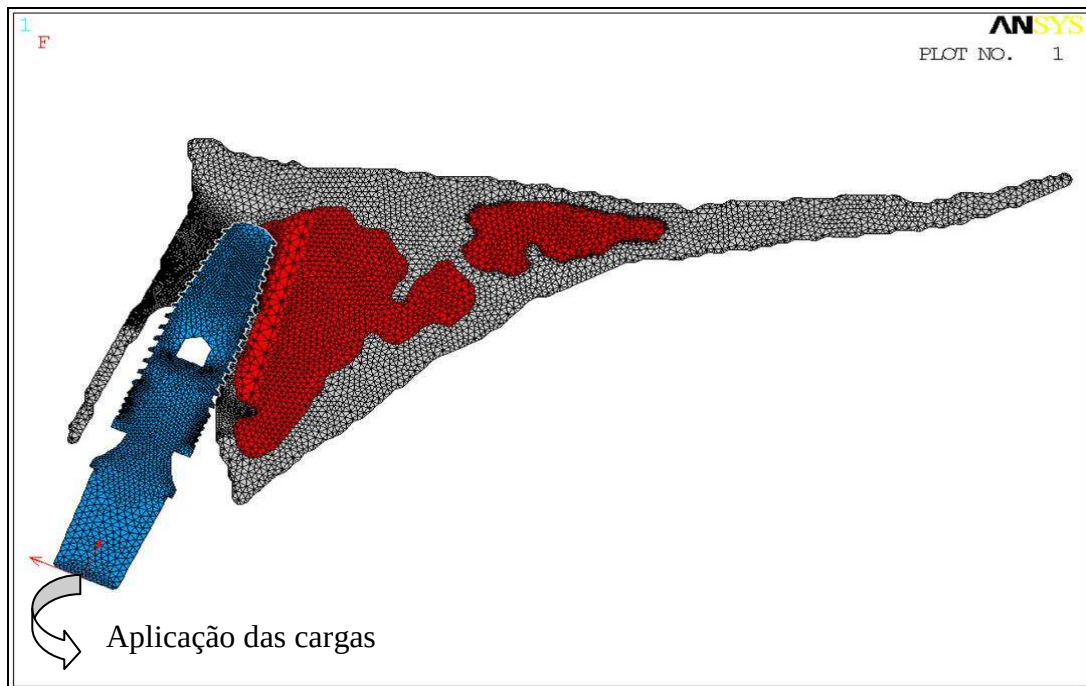


Figura 5.12: Aplicação das cargas ao longo eixo do implante

O modelo criado para a condição de carga imediata, foi baseado em estudos realizados por BERGLUNDH et. al. (2003). Os autores observaram a formação de tecido ósseo através de cortes histológicos em cachorros. Pode-se observar na Figura 5.13 os cortes histológicos advindos de uma biopsia realizada 2 horas após a cirurgia de implantação, em que o implante está cercado por tecido ósseo e o flanco da rosca é preenchido por coágulo.

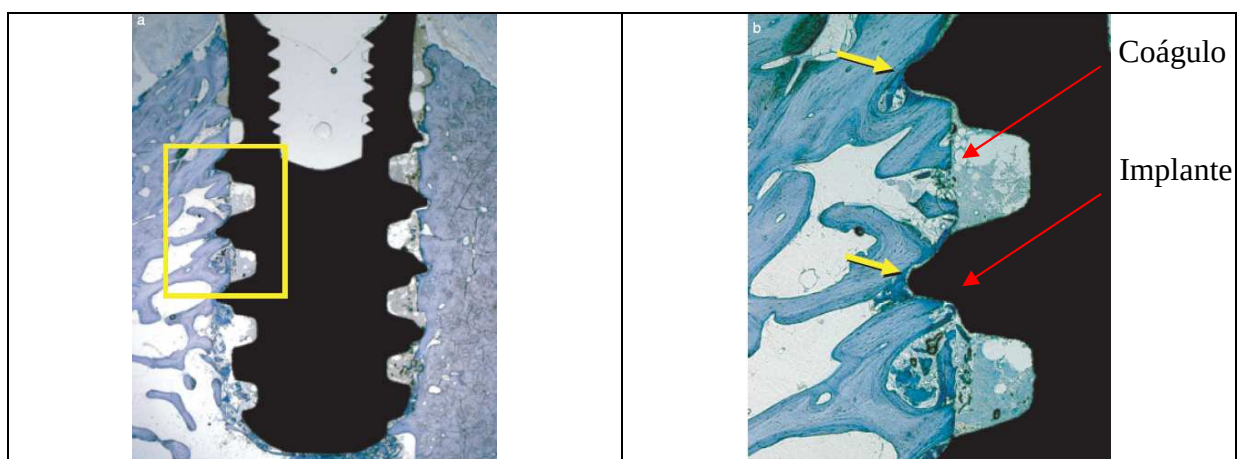


Figura 5.13: Implante e tecido ósseo, setas em amarelo indicam contato entre o osso e o implante, Fonte: BERGLUNDH et. al. , (2003)

Para a condição de carga imediata, Figura 5.14, foram utilizados elementos de contato na interação entre implante e o osso.

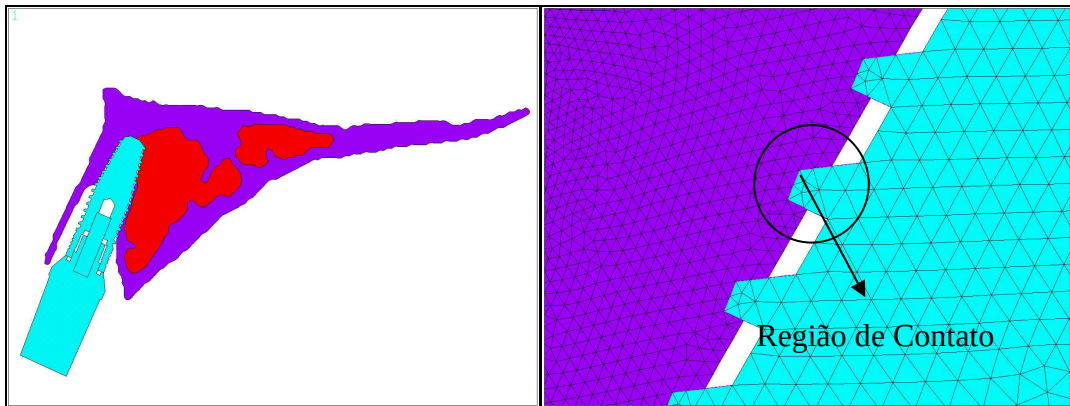


Figura 5.14: Implante submetido a Carga Imediata

No modelo osseointegrado, como mostrado na Figura 5.15 os elementos de contato foram utilizados apenas na interação entre a crista do implante e o alvéolo.

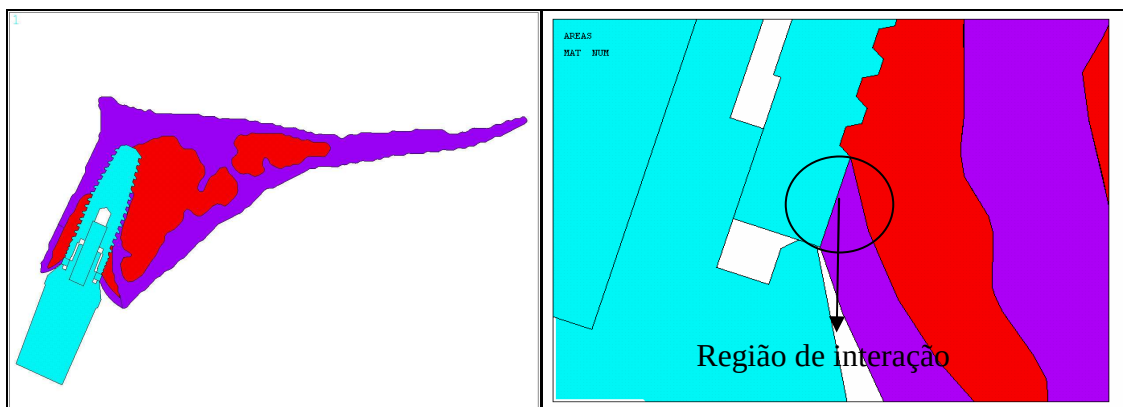


Figura 5.15: Implante Osseointegrado e região de interação entre a crista do implante e alvéolo

Para se modelar um problema de contato deve-se, inicialmente, analisar a possível região de contato e optar pelo elemento apropriado. Tanto para as classes de problemas rígido-flexíveis como para flexível-flexível, os elementos de contato utilizam uma superfície alvo e uma superfície de contato.

Segundo a natureza dos materiais, os problemas de contato classificam-se em:

- Rígido-flexível;
- Flexível-flexível classe esta escolhida para o modelo deste trabalho.

Na solução do problema, o programa utilizado (ANSYS®) possibilitou a escolha de três diferentes modelos de pares de contato:

- Nó-a-nó;

- Nó-a-superfície;
- Superfície-a-superfície, modelo adotado para a resolução do problema em estudo neste trabalho.

A superfície alvo (implante) foi modelada com o elemento de contato TARGE 169, Figura 5.16 e a superfície de contato (osso cortical e trabecular) com o elemento de contato CONTA 172, Figura 5.17. Este par de contato foi gerado automaticamente por meio do Contact Wizard.

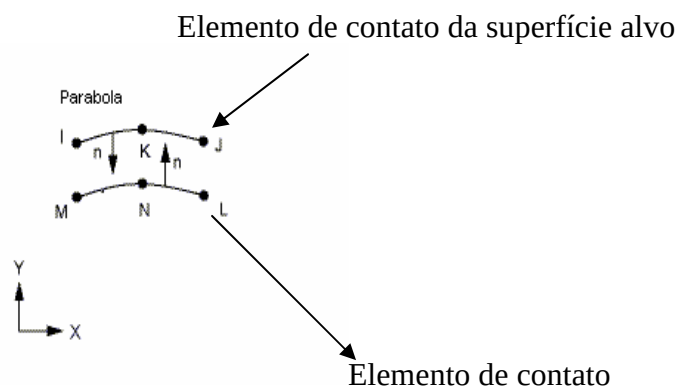


Figura 5.16: Elemento de contato TARGE 169 utilizado (Manual do ANSYS® 10.0)

O elemento de contato CONTA 172 é utilizado para representar um contato deslizante, sem ou com atrito, segundo a Lei de Coulomb, entre uma superfície alvo e uma superfície de contato deformável e possui dois graus de liberdade em cada nó: translação nas direções nodais x e y.

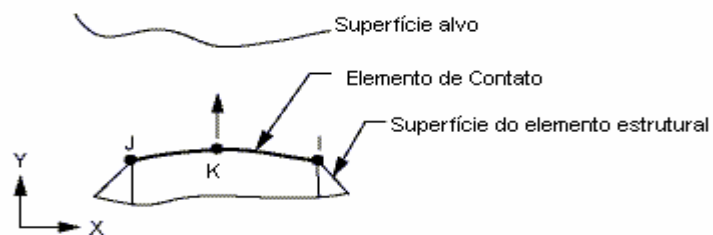


Figura 5.17: Elemento de contato CONTA 172 utilizado (Manual do ANSYS® 10.0)

É importante lembrar que, ao se criar um par de contato, um mesmo número de elementos de contato para a superfície alvo e para a superfície de contato devem ser definidos.

A opção pelo modelo de contato superfície-a-superfície ocorreu em função das seguintes vantagens:

- Possibilidade de resolução de elementos de ordem superior e inferior nos cantos e nas extremidades do modelo;
- Resolução para pequenas e grandes deformações, com inclusão de deslizamento e fricção;
- Obtenção de melhores resultados nos casos em que ocorrem cargas normais e tangenciais, o que também é característica do problema em questão;
- Não há restrições de forma para a superfície alvo;
- Requer menor número de elementos que o modelo nó a superfície.

O algoritmo de contato utilizado neste trabalho foi o Método da Penalidade, devido à redução de tempo de processamento, o que reforça a penetração zero e reserva um pouco de deslizamento. O método da penalidade usa um contato tipo “mola” para estabelecer um relacionamento entre as duas superfícies de contato. Para este método, a rigidez normal (FKN) e tangencial (FKT) do contato são requeridas. A quantidade de penetração entre o contato e a superfície alvo depende da rigidez normal e a quantidade de deslizamento é devido à rigidez tangencial. Valores de uma rigidez mais elevada diminuem a quantidade de penetração, mas podem levar a um mau condicionamento da matriz de rigidez e causar dificuldades de convergência.

A interface entre osso cortical e osso trabecular foi considerada contínua, para o que utiliza-se, a função AGLUE, que interpreta as duas áreas de materiais diferentes, após sua implementação, como uma única área, sem portanto, possibilidade de movimento relativo entre ambas. Entre os componentes implante, pilar e parafuso, também foi utilizada a função AGLUE de modo que, as áreas estivessem “coladas” abrangendo a mesma geometria que as áreas originais.

No modelo osseointegrado, Figura 5.15, as regiões de interface entre osso e implantes estão coladas, com utilização também da função AGLUE.

Vale ressaltar que a aplicação do carregamento é estática, e necessita para isto, de funções de ajuste que definam e controlem as condições de contato inicial para um par de contato. Estes fatores têm valores ajustáveis, mas requerem bom senso e experiência para que suas escolhas não provoquem um número excessivo de iterações. A definição deste contato

inicial é talvez o mais importante passo para construção da análise de contato. Estão discriminados a seguir ajustes iniciais adotados para proceder à simulação na fase de pré-processamento:

- Solução dentro do limite elástico;
- Ambas as superfícies em contato adotadas foram flexíveis;
- Certificou-se que há um par de contato na geometria inicial para não haver deslocamento de corpo rígido;
- Adotou-se o estado plano de tensão no ajuste das opções para o elemento PLANE2;
- Para estabelecer uma rigidez entre as superfícies, alvo e contato é necessário informar ao ANSYS o valor de um fator de rigidez normal de contato, identificado por meio do parâmetro FKN que varia de 0.01-1.0, e o valor apropriado de FKN igual a 1 é para deformações volumétricas. Se as deformações devidas à flexão são dominantes, recomenda-se usar valores entre 0.01-0.1. Este parâmetro controla a intensidade de penetração e afastamento entre ambas as superfícies, razão pela qual tem grande influência na convergência durante o processamento do modelo. De acordo com as condições físicas do problema o valor adequado de FKN foi de 0.06 e de FKT igual a 1.

5.6. Procedimentos de Análise

Uma análise qualitativa realizada por observação visual das imagens gráficas das tensões e deformações, geradas pelo programa ANSYS, foi feita para cada uma das simulações.

A análise quantitativa foi realizada pelo gradiente de cores, uma vez que o mesmo forneceu os valores máximos e mínimos para cada cor, que representou a quantidade de tensão ocorrida em determinada região. O resultado quantitativo procedeu-se por meio de análise do gradiente de cores representativo das tensões em MPa e os deslocamentos. Foi analisado o comportamento biomecânico das estruturas de suporte que compõem um implante e das camadas ósseas, nas situações de carregamento imediato e tardio. Comparando-se as tensões e deslocamentos em diferentes situações, com simulações de uma situação clínica.

CAPÍTULO 6

RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1. Introdução

Os implantes dentários transferem carga aos tecidos biológicos circundantes. A geometria do implante tem por objetivo gerenciar, distribuir e dissipar, as cargas biomecânicas. Os princípios científicos fundamentais relacionados à força e sua distribuição, combinados com soluções de Engenharia são utilizados para perseguir objetivos clínicos desejados.

O excesso de tensão num sistema de implante dentário e nos tecidos ósseos pode causar sobrecarga e falha da estrutura. Essa situação pode ocorrer logo após a cirurgia, e resultar na mobilidade do implante, o que compromete o sucesso clínico.

A determinação das tensões num sistema de implante dentário e nos tecidos ósseos fornece dados valiosos, relativos aos sítios de fratura potencial do implante e atrofia óssea.

As análises dos resultados obtidos por meio do programa ANSYS são baseadas na interpretação gráfica da localização das cores e seus respectivos valores máximos, de acordo com a região estudada. Os resultados obtidos por intermédio de análises qualitativas e quantitativas devem ser relacionados aos relatos clínicos e da literatura para adequada interpretação.

A discussão dividiu-se em tópicos: implante imediato submetido à carga imediata e implante osseointegrado.

6.2. Distribuição de Tensões em Implante Imediato submetido à carga imediata, nas posições vestibularizado e palatinizado

Na avaliação dos resultados pode-se notar que as distribuições das tensões nas situações avaliadas encontram-se muito parecidas, com alteração apenas dos valores máximos obtidos e sua localização, mostrados na Figura 6.1 e no Anexo I.

Tabela 6.1: Tensões de Von Mises máximas geradas nos implantes e camadas ósseas, na posição vestibularizada

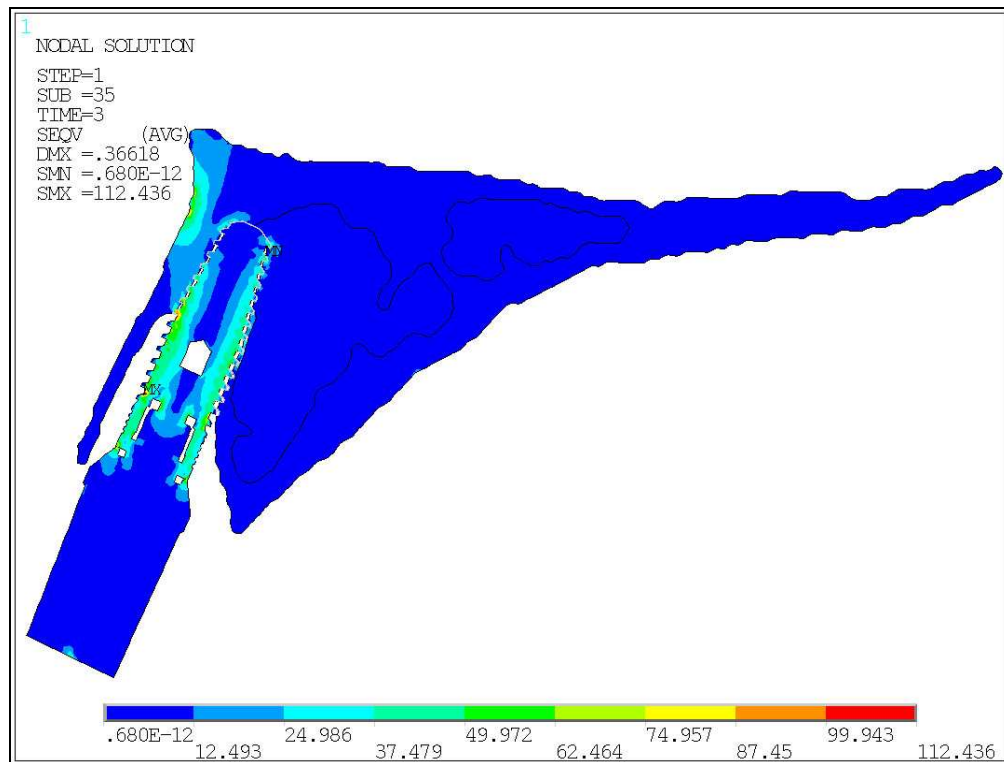
Tipo de Implante	Tensões (MPa)		
	Estrutura total	Osso Cortical	Implante
Implante Alvim II-Cônico	112,436	94,48	112,436
Implante Alvim CM (Cone Morse)-Cônico	90,921	90,921	87,312
Implante Titamax II- Cilíndrico	204,999	170,566	204,999
Implante Titamax CM (Cone Morse)-Cilíndrico	231,638	125,326	231,638

Tabela 6.2: Tensões de Von Mises máximas geradas nos implantes e camadas ósseas, na posição palatinizado

Tipo de Implante	Tensões (MPa)		
	Estrutura total	Osso Cortical	Implante
Implante Alvim II-Cônico	166,66	124,424	166,66
Implante Alvim CM (Cone Morse)-Cônico	254,331	254,331	131,518
Implante Titamax II- Cilíndrico	367,891	131,963	245,962
Implante Titamax CM (Cone Morse)-Cilíndrico	245,962	85,1	367,891

Analisa-se nesta os valores obtidos para as situações em que os implantes encontram-se nas posições vestibularizada e palatinizada. As tensões de Von Mises foram utilizadas para análise. Pois, a mesma é uma combinação das tensões principais, fornecendo aos profissionais

da Odontologia parâmetros qualitativos que representem a distribuição das tensões na estrutura. Deve-se ressaltar que as tensões de Von Mises não foram utilizadas como critério de resistência, mas como uma forma de observar a combinação das tensões.



Implante Alvim II- Cônico

Figura 6.1: Distribuição das Tensões de Von Mises na estrutura implante e em camadas ósseas, na posição vestibularizada.

6.2.1. Implantes- Cilíndrico/Cônico

Como se pode observar o formato do corpo do implante é responsável pela transmissão da carga oclusal ao osso.

O implante cônico apresentou tensões menores da ordem de 112,436MPa na posição vestibularizada e de 166,66MPa na posição palatinizada, conforme Tabela 6.1 e Tabela 6.2. O resultado foi compatível com a literatura para carga imediata, embora existam autores que relacionem o sucesso do referido implante a sua geometria, atribuindo, a carga imediata ser possível exclusivamente quando implantes cônicos sejam utilizados, a literatura neste sentido, conforme García-Arocha e García (2005), mostra o sucesso da técnica de carga imediata nos mais variados tipos de implantes.

Os implantes cônicos que possuem forma semelhante à raiz do dente apresentam uma melhor adaptação ao alvéolo, com geração de uma maior superfície de contato com o osso cortical, na posição vestibularizada, que resulta em uma boa estabilidade primária e redução das tensões quando comparados aos cilíndricos.

6.2.2. Tipo de Conexão- Hexágono Interno/Cone Morse

A análise do tipo de conexão é muito importante, pois esta pode gerar complicações mecânicas, tais como afrouxamento do parafuso, quando a carga oclusal excede.

No implante cujo tipo de conexão é o hexágono interno, tanto para o formato cilíndrico como para o cônico, houve grande concentração de tensão na região da conexão munhão-implante, com o valor em torno de 97MPa, mostrado na Figura 6.2.

No hexágono interno, o corpo do implante tem a forma de um anel, cilindro aberto, no qual há o encaixe do parafuso passante, que tende mais à fratura, pois o corpo do implante tem espessura de parede reduzida, ou seja, possui grandes concentrações de tensões e, por conseguinte a resistência fica reduzida. Assim, um aumento do raio externo, que também aumenta a área de superfície geral de suporte ósseo, tem efeito significativo na resistência da parede do corpo do implante. E ainda, a tensão devido à flexão, e tendência à fratura, diminui quando o momento de inércia aumenta.

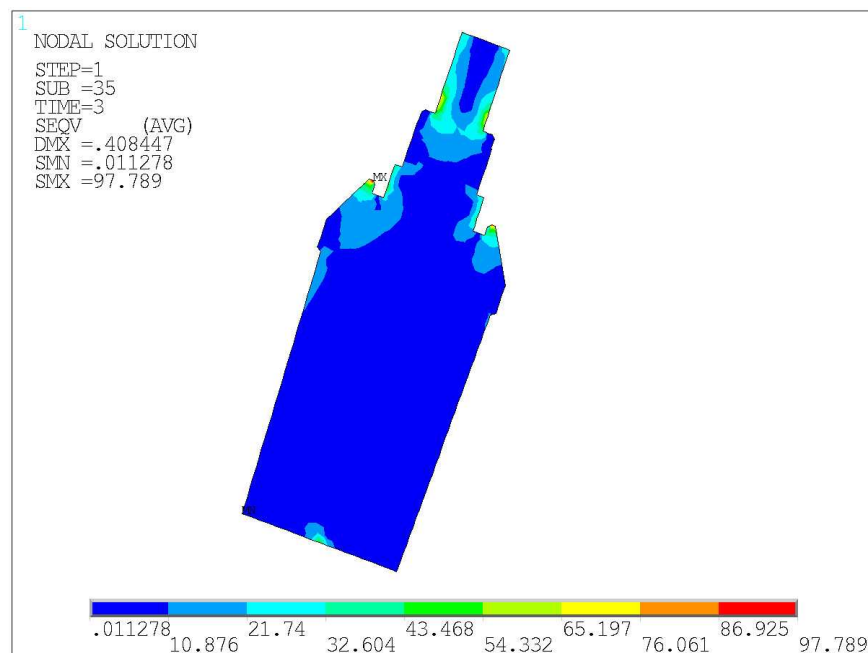


Figura 6.2: Distribuição de tensões de Von Mises no munhão, implante na posição palatinizada.

Ao observar o parafuso passante, conexão hexágono interno, Figura 6.2, devido às grandes tensões envolvidas, percebe-se a possibilidade de afrouxamento ou quebra, sendo assim, as tensões serão aumentadas nos remanescentes: implantes, componentes e interfaces ósseas. As tensões adicionais aumentarão e poderão contribuir para a perda óssea e fratura dos componentes do implante. A presença de espaços entre o implante, o parafuso e o munhão gera contaminação do meio interno por espécies microbianas.

O tipo de conexão cone morse apresentou tensões por volta de 98 MPa, conforme Figura 6.3, na interface implante/munhão, devido ao formato cônico do mesmo, pois o encaixe ao contar com considerável retenção na interface devido a fricção existente entre as peças, promove uma conexão segura e reduz espaços entre os mesmos com redução do risco de contaminação interna por bactérias.

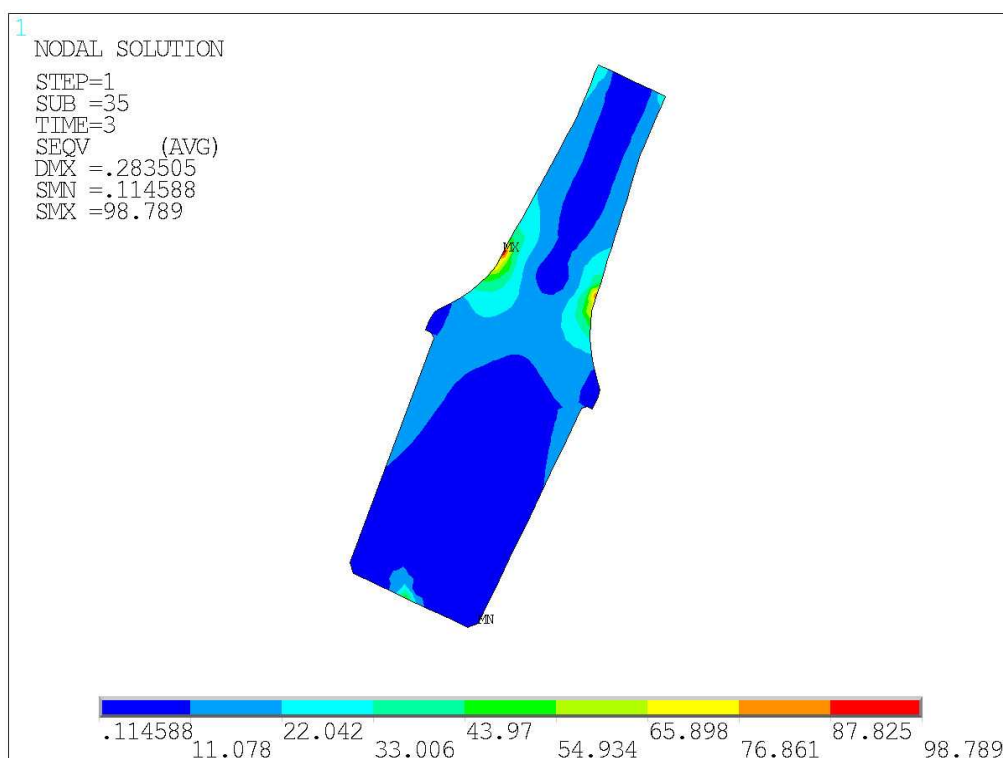


Figura 6.3: Distribuição das Tensões de Von Mises, no munhão da conexão cone morse

Tanto o hexágono interno como o cone morse oferecem maior estabilidade da interface implante/munhão, devido às conexões internas nas quais as paredes desse estão em contato com a superfície interna do implante, e reduz a possibilidade de micromovimentos durante o carregamento do sistema estrutural.

6.3. Análise das tensões e deslocamentos nas camadas ósseas adjacentes para implantes imediatos com carga imediata

6.3.1. Distribuição das Tensões

O formato do implante tem um papel importante na resposta do osso, determinando assim a área de superfície para a transferência de tensão.

Na Figura 6.4 e no Anexo II observa-se a distribuição de tensões de Von Mises nas camadas ósseas adjacentes, nas situações estudadas.

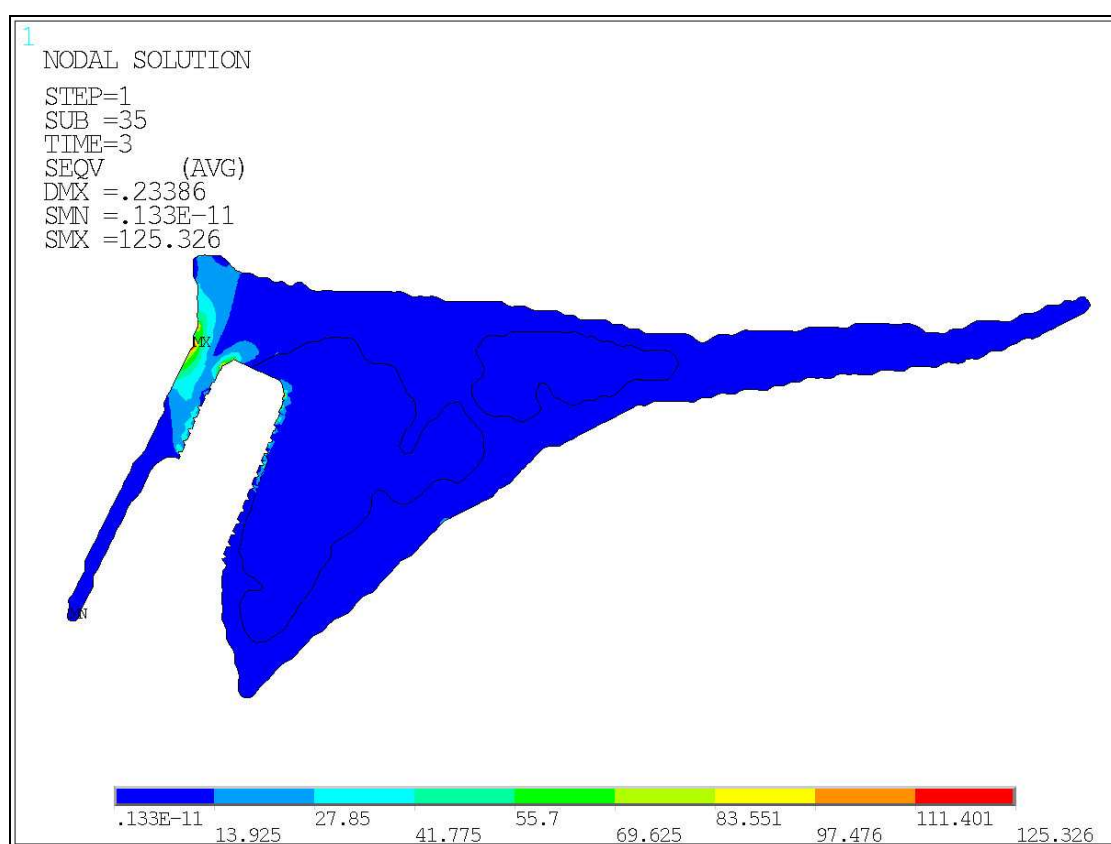


Figura 6.4: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante na posição vestibularizada. (Implante Titamax II- Cilíndrico)

A distribuição mecânica de tensões ocorre de início na região de contato do osso com o implante. A porcentagem de contato ósseo é significativamente maior no osso cortical que no trabecular, o que fornece maior estabilização mecânica durante a cicatrização e também permite melhor distribuição e transmissão das tensões na interface osso-implante.

Pode-se observar pelas análises nos diferentes formatos de implantes(cônico ou cilíndrico), que a magnitude das tensões no osso varia com o formato do mesmo.

O tecido ósseo cortical apresentou maiores tensões em todas as simulações, e mostrou participar efetivamente na absorção das cargas transmitidas.

As maiores tensões de tração, na maioria dos casos estudados, estiveram presentes no osso trabecular na região do ápice do implante, como mostrado na Figura 6.5 e no Anexo IV, o que merece especial atenção, pois o mesmo não oferece resistência quando solicitado à tração, apesar da mesma ter efeito osteogênico, portanto, positivo do ponto de vista biológico para formação óssea.

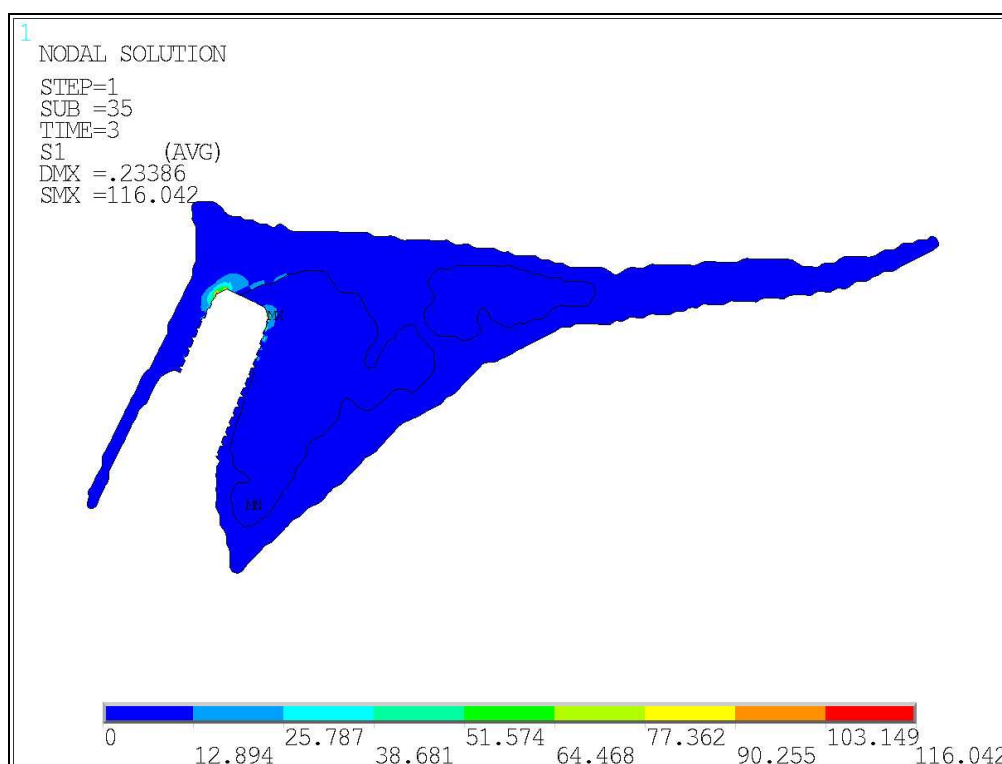


Figura 6.5: Distribuição da Tensão de Tração nos ossos cortical e trabecular

A Figura 6.6 e o Anexo V mostra que a intensidade das tensões estiveram em grande parte presentes nas regiões em que o osso esteve em contato com as roscas do implante, o formato da rosca do implante é um dos principais responsáveis pela transmissão da tensão cisalhante ao osso. Deve-se destacar que o mesmo é mais resistente à compressão e menos ao cisalhamento, a resistência do osso cortical ao cisalhamento é igual a 68 MPa (MISCH, 2006), o que pode levar a uma perda óssea nos locais de grandes tensões.

Os resultados fornecidos pelo Ansys para a intensidade de tensão ($\sigma_1 - \sigma_3$) equivalem à duas vezes a tensão cisalhante máxima.

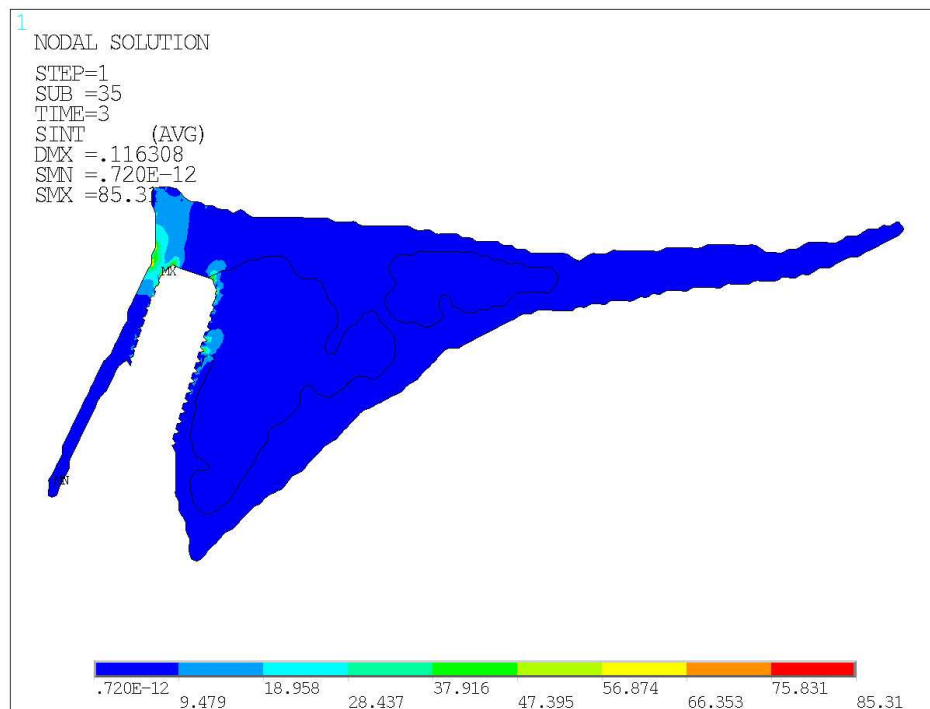


Figura 6.6: Intensidade de Tensão ($\sigma_1 - \sigma_3$).

Para os implantes imediatos dois fatores analisados foram de grande relevância para a análise do possível sucesso dos mesmos, a tensão cisalhante e o deslocamento. Como se pode observar na Figura 6.7 a configuração estrutural que apresentou o menor valor de tensão cisalhante nas camadas ósseas adjacentes, na posição vestibularizada foi o implante Alvim CM e na palatinizada foi o Titamax CM.

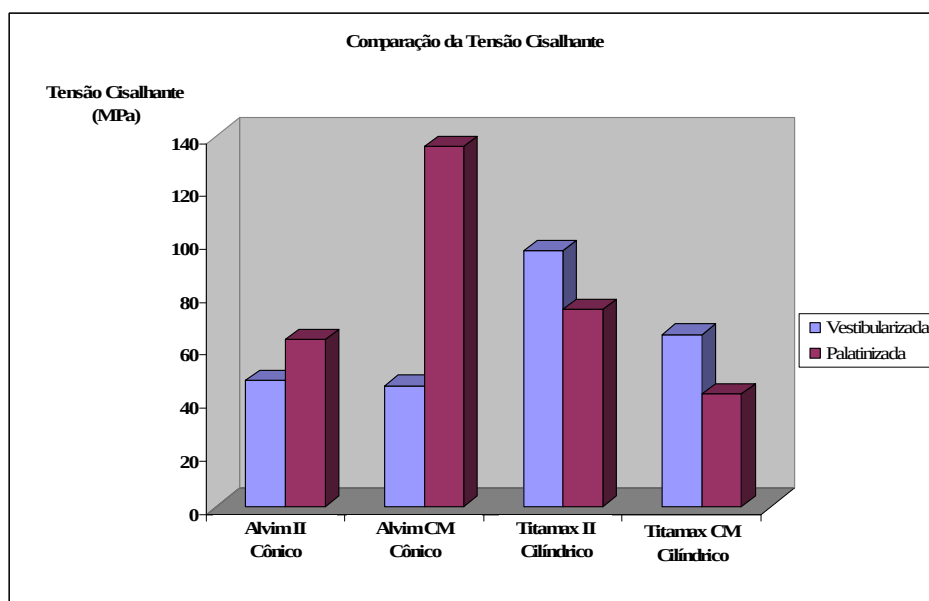
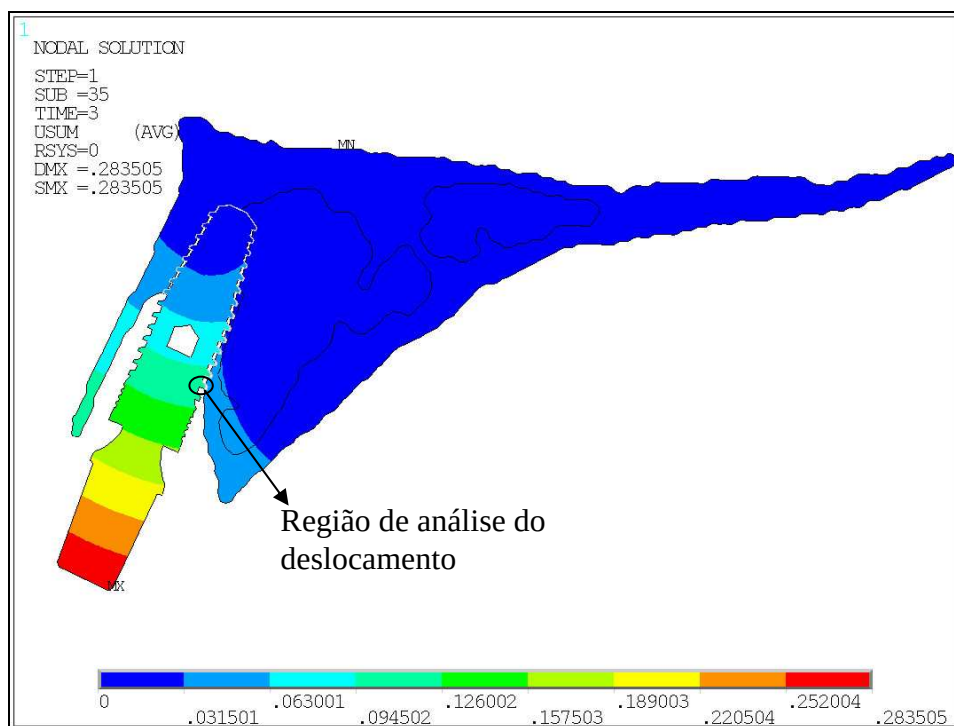


Figura 6.7: Tensões Cisalhantes máximas nas camadas ósseas, para situação de carga imediata

6.3.2. Análise dos deslocamentos

Por meio da Figura 6.8 e Anexo VI pode-se observar o vetor deslocamento ($u = \sqrt{u_x^2 + u_y^2}$) do conjunto implante-camadas ósseas.

Para verificar que o deslocamento relativo entre o implante e o osso esteve no limite elegeu-se uma região que apresentou maiores deslocamentos conforme análise qualitativa, e por meio da função GET do programa Ansys obteve-se o deslocamento quantitativo na segunda rosca dos implantes, conforme mostrado na Figura 6.8.



Implante Alvim CM (Cone Morse)- Cônico

Figura 6.8: Deslocamentos, implantes na posição vestibularizada

Nos implantes imediatos com carga imediata, há uma delicada interação entre a reabsorção óssea nas regiões de contato osso-implante e formação óssea nas regiões livres de contato. Micro-movimentações que excedam 150µm podem induzir à formação de tecido fibroso na interface osso-implante, o que dificulta a desejada osseointegração.

Conforme o gráfico da Figura 6.9, com o implante na posição vestibularizada, a estrutura que apresentou menor deslocamento relativo foi o implante Alvim CM na ordem de 144µm e o maior deslocamento foi por volta de 264µm para o implante Titamax II-Cilíndrico, nas várias configurações de implante no formato cilíndrico o deslocamento

relativo esteve acima do valor limite. Na posição palatinizada a configuração que apresentou menor deslocamento, por volta de $85\mu\text{m}$ foi o Implante Titamax CM - Cilíndrico, e o maior, foi do Implante AlvimII com cerca de $178\mu\text{m}$. Deve-se levar em conta que estes valores são para o estado plano de tensão, e no caso real as restrições ao deslocamento são maiores e as micromovimentações relativas do osso-implante serão bem menores do que os valores encontrados neste estudo.

Ao analisar-se os deslocamentos, conforme Figura 6.9, se pode observar que o menor deslocamento na posição vestibularizada foi do implante Alvim CM e na palatinizada o Titamax CM.

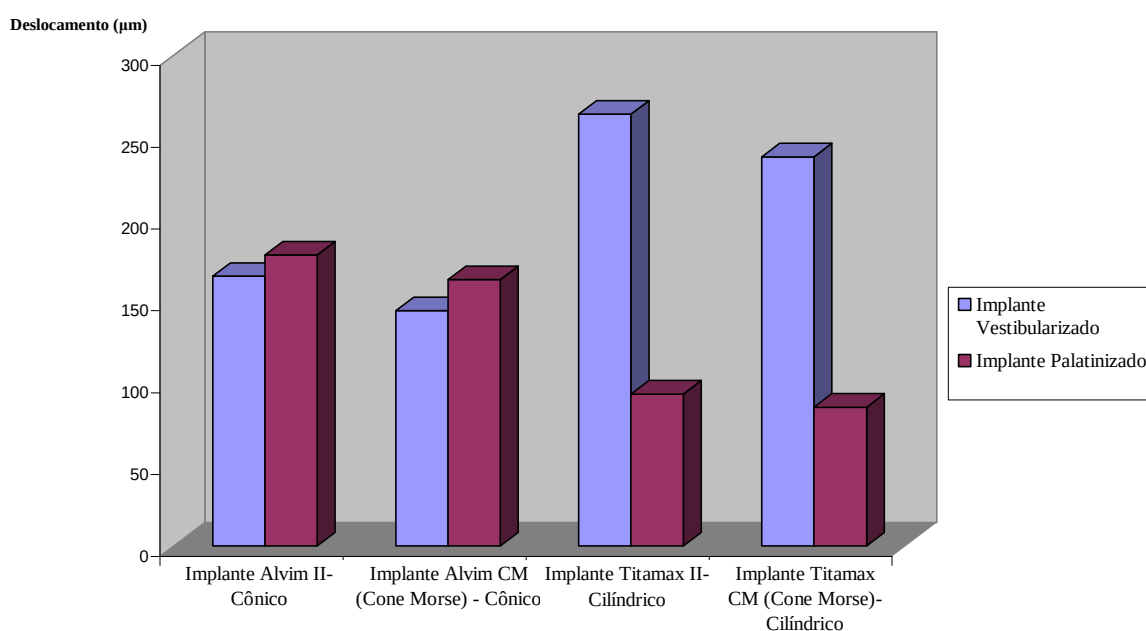


Figura 6.9: Deslocamento relativo entre osso e implante.

Os implantes de formato cilíndrico na posição vestibularizada apresentaram deslocamento relativo maior quando comparados aos de formato cônico. Isso é devido à inclinação que os implantes cilíndricos se encontram. Os implantes cônicos apresentaram deslocamento relativo menor na posição vestibularizada devido a sua geometria associada à inclinação que os mesmos encontram-se.

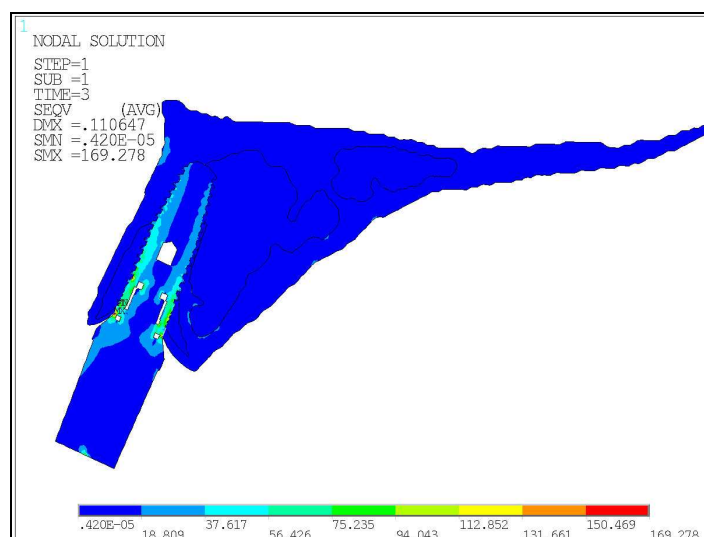
A manutenção do implante a longo prazo envolve uma remodelagem óssea contínua na interface osso-implante, em que micro-movimentações elevadas proporcionam maior risco

biomecânico para a interface de sustentação, e pode-se observar por meio das análises que o desenho do implante e seu posicionamento podem afetar a formação óssea. Espaços medulares abertos ou zonas de tecido fibroso desorganizado, não permitem a dissipação de forças.

Por meio dos sistemas analisados (apesar das simplificações adotadas para realização do estudo) pode-se deduzir que o implante Titamax CM com conexão cone morse na posição palatinizada, é o que apresenta o melhor conjunto de parâmetros para implantação imediata com carga imediata, ao analisar as tensões cisalhantes e os deslocamentos.

6.4. Distribuição de Tensões em Implantes Osseointegrados e Camadas Ósseas Adjacentes, nas posições vestibularizado e palatinizado

Pela Figura 6.10 e Anexo VII pode-se observar a distribuição e valores das tensões nos implantes e camadas ósseas, na modalidade osseointegrado.



Implante Alvim II- Cônico

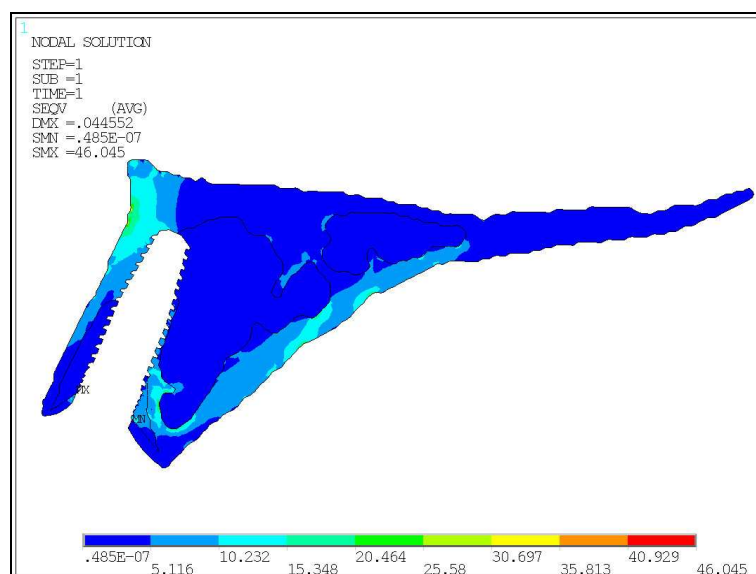
Figura 6.10: Distribuição das Tensões de Von Mises, em implante osseointegrado na posição vestibularizada.

Como se pode verificar a situação de adesão diminuiu os valores das tensões nos modelos investigados comparados aos modelos sem adesão. Para a modelagem foi utilizado a osseointegração total, que não corresponde ao fenômeno físico real, o que acontece realmente

é uma osseointegração parcial. Segundo CORSO e MARCZAK, (2006), a osseointegração total pode ser usada na maioria dos casos sem prejuízo significativo para as tensões calculadas pelo MEF.

Devido à falta de movimentação dos implantes osseointegrados a maior parte das forças dissipadas se concentram no osso cortical, como se pode observar na Figura 6.11 e Anexo VIII.

Ao analisar as tensões de compressão nas camadas ósseas, como mostrado na Figura 6.12 e no Anexo IX, pode-se observar que, a distribuição de tensões assemelhou-se em todas as situações analisadas com modificação apenas dos valores máximos. As regiões que apresentaram máxima compressão estiveram dentro do limite, ou seja, menor que 200 MPa (MERCER et.al., 2005). A região da crista propensa à reabsorção óssea apresentou tensões de baixa ordem de grandeza. A dificuldade de análise do prováveis locais de reabsorção óssea está relacionada a insuficiência de dados sobre os valores das tensões que levam a este fenômeno.



Implante Alvim CM- Cônico

Figura 6.11: Distribuição de Tensões de Von Mises, nas camadas ósseas, implante osseointegrado, na posição vestibularizada

Vários fatores influenciam a quantidade de perda óssea na crista, dentre os quais está a intensidade de tensão na interface osso-implante e microfissuras. Tal perda tem sido descrita na região da crista dos implantes osseointegrados, tal fenômeno foi descrito como saucerização (MISCH,2006). Relatos de literatura têm mostrado que a quantidade de perda óssea difere nos distintos formatos dos implantes.

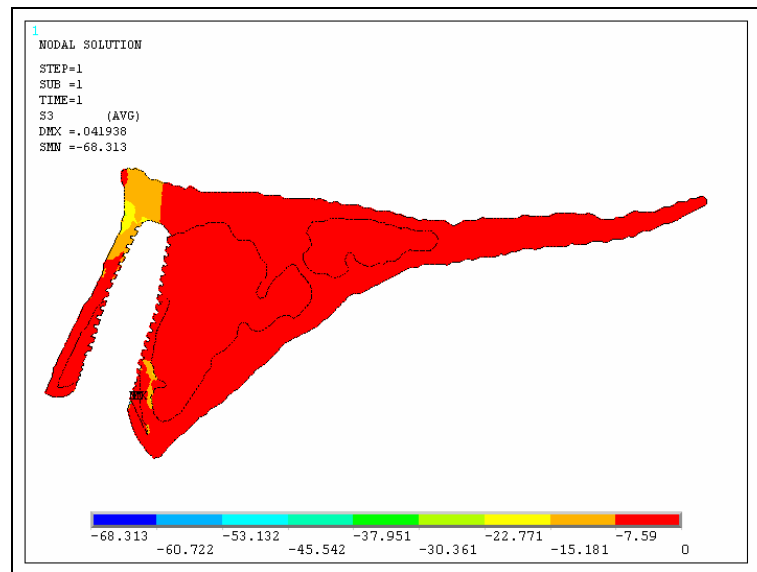


Figura 6.12: Distribuição das tensões de compressão nas camadas ósseas (implante Alvim CM na posição palatinizada)

As cargas oclusais no implante aumentam as tensões na crista óssea, as quais podem causar fratura no corpo do implante. O afrouxamento do parafuso e a perda do osso da crista são bastante freqüentes, previamente a fratura do corpo do implante.

Os valores das tensões nas camadas ósseas adjacentes foram reduzidos quando comparados com a situação de carga imediata,mostrado na Figura 6.13.

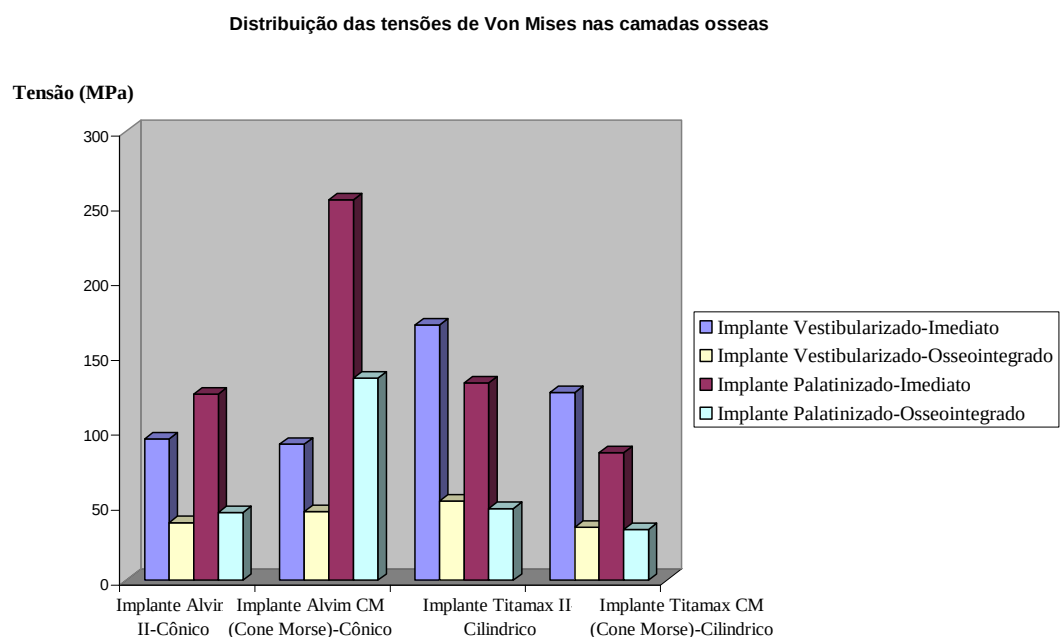


Figura 6.13: Distribuição das tensões de Von Mises nas camadas ósseas.

O implante Titamax CM, com formato cilíndrico com conexão cone morse, tanto na posição vestibularizada, como na palatinizada, apresentou os melhores resultados conforme a Figura 6.13, o que sugere a sua melhor aplicabilidade para implantes osseointegrados. O que também foi observado em estudos realizados por SIEGELE e SOLTESZ, (1989) que constataram uma maior transmissão de tensões ao osso adjacente pelos implantes de formato cônico.