

JANICY DOMINGUES DE OLIVIERA GARCIA

**PARAFUSOS DE PILAR UTILIZADOS EM IMPLANTES
DENTÁRIOS**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2006

JANICY DOMINGUES DE OLIVEIRA GARCIA

PARAFUSOS DE PILAR UTILIZADOS EM IMPLANTES DENTÁRIOS

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Co-orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

UBERLÂNDIA – MG

2006

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

G216p Garcia, Janicy Domingues de Oliveira, 1957-
Parafusos de pilar utilizados em implantes dentários / Janicy
Domingues de Oliveira Garcia. - Uberlândia, 2006.
122 f. : il.
Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
**Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.**
Inclui bibliografia.
1. Implantações dentárias - Teses. 2. Materiais dentários - Teses. I.
Araújo, Cleudmar Amaral de. II. Universidade Federal de
Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III.
Título.

CDU: 616.314 - 089.843

Aos meus pais Waltercides Floriano de Oliveira e Genesy Domingues de Oliveira pela vida, apoio, companhia durante todo este curso e valorosos ensinamentos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus que me deu mais essa oportunidade de viver, adquirir conhecimentos e que eu possa transmiti-los com muita competência da maneira que os recebi.

Ao meu marido e filhos que abriram mão de momentos importantes de nossas vidas para que me dedicasse ao mestrado.

Ao Professor Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, pelo apoio, incentivo e inestimáveis orientações, sustentador de várias idéias, durante a realização deste trabalho.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este Curso.

A todos os educadores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica que colaboraram para a realização deste trabalho.

Aos alunos do Curso de Engenharia Mecânica da UFU, que contribuíram para a realização deste trabalho.

À Empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda, pelo apoio durante o desenvolvimento do projeto.

Garcia, J. D. O. **Parafusos de Pilar Utilizados em Implantes Dentários**. 2006. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 122 p.

Resumo

Graças ao surgimento e sucesso dos implantes osseointegrados, a implantodontia tem-se firmado como uma importante técnica reabilitadora dentro do contexto geral da odontologia. Forças funcionais, compatibilidade biomecânica e transferência de tensão para os tecidos circunvizinhos estão entre os fatores envolvidos na linha de implantes dentários. Neste aspecto um dos principais elementos de um implante dentário é o parafuso de pilar que faz a união entre o pilar e o implante propriamente dito. Vários casos de desaperto e até mesmo fraturas tem sido reportados na literatura. Quanto aos implantes nacionais ainda não existe uma padronização que possa diferenciar os sistemas de tal forma que indique o nível de sua qualidade e eficiência. Neste trabalho para facilitar a previsão do comportamento e desempenho mecânico de todos esses fatores em função das cargas envolvidas foi desenvolvido um modelo tridimensional de elementos finitos de um implante dentário nacional. O objetivo principal foi avaliar numericamente o parafuso de pilar, os níveis de torque suportado pelo parafuso, as distribuições de tensões e as possibilidades de aperto e desaperto em função de cargas externas aplicadas ao implante. Um modelo analítico para a determinação da distribuição de tensões e estimativa de torque de aperto foi proposto e validado com o modelo numérico. Os resultados numéricos foram comparados com as formulações analíticas utilizando um modelo de implante nacional “Standard” do fabricante Conexão Sistemas de Prótese Ltda.

Palavras Chave: *Implantes dentários, Parafusos de pilar, Elementos finitos, Tensões.*

Garcia, J. D. O. **Pillar screws used in Dental Implants.** 2006. M.Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia., 122 pg.

Abstract

Due to the surge and success of bone integrated implants, dental implants have been consolidated as an important rehabilitation technique within the general context of dentistry. Functional force, bio-mechanical compatibility and tension transfer to the neighboring tissues are among the factors involved in the line of dental implants. In this aspect, one of the main elements of a dental implant is the pillar screw that makes the connection between the pillar and the dental implant itself. Several cases of loosening and even fractures have been reported in literature. As to Brazilian implants there is still not a standard that can differentiate the systems in such a way that indicates a level of quality and efficacy. In this work, to facilitate a preview of the mechanical behavior and function of all these factors, considering the pressure involved, a tri-dimensional model of finite elements of a Brazilian dental implant was developed. The main objective was to numerically evaluate the pillar screw, the level of torque supported by the screw, the tension distribution and the possibility of tightening and un-tightening while considering external pressure on the implant. An analytical model to determine the distribution of tension and estimate the torque of tightening was proposed and validated as a numerical model. The numeric results were compared with the analytical formulations using a standard Brazilian implant manufactured by Conexão Sistemas de Prótese Ltda.

Keywords: *dental implants, pillar screw, finite elements, stress.*

Lista de símbolos

σ	Tensão normal devido ao momento fletor e momento de Inércia
s_a^x	Tensão devido ao efeito de Compressão no parafuso
s_M^x	Tensão devido ao efeito de Flexão no parafuso
s_{pa}^x	Tensão normal no parafuso
s_{pm}^x	Tensão devido ao Momento Fletor
s_p^x	Tensão normal máxima de compressão
σ_{pr}	Tensão de prova
σ^x	Tensão normal no parafuso
σ_y	Limite de escoamento do material
α	Constante de rigidez
θ	Ângulo da rosca.
τ	Tensão de cisalhamento
μ	Coeficiente de atrito nos filetes da rosca
β	Ângulo de hélice
δ_l	Alongamento de um parafuso
A_p	Área efetiva do parafuso medida no diâmetro médio (d)
A_{pnr}	Área do parafuso da parte não roscada
A_{pr}	Área de prova ou área média
A_u	Área útil da União

d	Diâmetro Médio do Parafuso
d_i	Diâmetro interno ou de raiz
d_m	Diâmetro médio ou efetivo do parafuso
E_p	Modulo de Elasticidade do Parafuso
E_u	Modulo de Elasticidade da união
F	Carga excêntrica inclinada
F_i	Pré-carga no parafuso
F_p	Carga resultante no parafuso
F_{pr}	Força de Prova
F_x	Carga externa
f_x	Tensão cisalhante devido ao efeito da força cortante
h	Altura do pilar implante.
K_p	Rigidez do Parafuso
K_{pnr}	Rigidez da parte não roscada do parafuso
K_{pr}	Rigidez da parte não roscada do parafuso
K_u	Rigidez da União
K_{u1}	Rigidez da União considerando o primeiro cone de tensão
K_{u2}	Rigidez da União considerando o segundo cone de tensão
K_{u3}	Rigidez da União considerando o terceiro cone de tensão
K_{ui}	Rigidez da União relativa do Implante
K_{up}	Rigidez da União relativa do Parafuso
l	Avanço ou passo do parafuso.
l_{pnr}	Comprimento da parte não roscada
l_{pr}	Comprimento da parte roscada
l_u	Comprimento útil da União
l_{ui}	Comprimento útil do implante

l_{up}	Comprimento útil relativo ao pilar
M_z^*	Momento Fletor devido a força na direção Y.
M_f	Momento Fletor
M_z	Momento Fletor devido a força axial na direção X.
r	Raio Nominal do Parafuso
r_i	Raio Interno do Parafuso
S_{ut}	Tensão de ruptura do Titânio
S_y	Limite de escoamento do Titânio
t_1	Espessura de aperto no pilar implante.
t_2	Comprimento efetivo do implante.
T_p	Torque no parafuso

Sumário

Resumo	iii
Abstract	iv
Lista de Símbolos	v
Capítulo I - Introdução	1
1.1 - Importância dos Implantes osseointegrados	3
1.2 - Perspectivas da implantodontia no Brasil	5
1.3 - Falhas nos Sistemas de Implantes Dentários	5
1.3.1 - Vantagens e Desvantagens dos Implantes Dentários	6
1.4 - Gradiente de Tensões em Implantes	9
1.4.1 - Análise de Tensões Via Fotoelasticidade	10
1.4.2 - Análise de Tensões via Método dos Elementos Finitos	11
1.4.3 - Análise de Tensões via Extensometria	12
1.5 - Objetivos do Trabalho	13
1.6 - Estrutura dos Capítulos	14
Capítulo II – Implantes Dentários	15
2.1 - Características gerais	15
2.2 - Biocompatibilidade	17
2.2.1 - Materiais biocompatíveis	18
2.2.2 - Requisitos Básicos dos materiais	18
2.2.3 - Titânio	19
2.3 - Implantodontia	21
2.3.1 - Estágios da Osseointegração	24
2.3.2 - Implante Dentário Padrão	26
2.4 - Esforços em Implantes	26
2.5 - Parafusos de Pilar	28
Capítulo III – Revisão da Literatura	30
3.1 - Forças	30
3.2 - Torques em Implantes Dentários	37
3.3 - Parafusos de Pilar	43
3.3 - Modelagem por Elementos Finitos	51
Capítulo IV – Análise de Tensões em Parafusos de Pilar	54
4.1 - Esforços nos Parafusos de Pilar	54
4.2 - Tensão Máxima no Parafuso de Pilar	56
4.2.1 - Estimativa da Tensão Máxima para Carga de Compressão	57

4.3 - Tensão Normal no Parafuso de Pilar - Efeito da Força Axial de Compressão	61
4.4 - Tensão Normal nos Parafusos Devido ao Efeito de Flexão	62
4.5 - Dimensionamento dos parafusos de pilar/implante	62
4.6 - Estimativa do torque de aperto no parafuso de pilar	63
Capítulo V – Análise Numérica de um Implante Dentário	65
5.1 - Características do Método Numérico	66
5.2 - Fontes de erro	68
5.3 - Validação do modelo	69
5.4 - Falhas no parafuso de pilar	70
Capítulo VI – Resultados	72
6.1 - Modelo Analítico – Tensão Normal devido a Carga Axial	72
6.1.1 - Rigidez do Parafuso de Pilar	75
6.1.2 - Rigidez da União Pilar/Implante	77
6.1.3 - Estimativa da Pré-Carga do Parafuso de Pilar	81
6.1.4 - Tensão Normal no Parafuso de Pilar Devido a Carga Axial	83
6.2 - Modelo Analítico – Tensão Normal gerada pelo Momento Fletor	85
6.3 - Modelo Tridimensional de elementos finitos	87
6.3.1 - Análise da pré-carga	92
6.3.2 - Cargas externas	99
a) Ajuste dos modelos analíticos de rigidez da união	99
b) Ajuste do modelo analítico devido ao momento fletor	103
c) Condições críticas no parafuso de pilar	107
Capítulo VII - Conclusões	109
Capítulo VIII - Referências Bibliográficas	113

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A utilização dos implantes com finalidade de repor elementos dentários perdidos representa atualmente uma evolução considerável na Odontologia. No decorrer dos séculos, realizou-se diversas tentativas de substituição das unidades dentárias ausentes por materiais naturais ou sintéticos. Dentre estes materiais utilizou-se dentes extraídos, madeiras, rochas ígneas, ferro, ouro, tântalo, aço inoxidável, grafite, ligas de prata e outros. Na maioria dos casos, as aplicações “in vivo” estabeleciam a biocompatibilidade do material empregado. As reações do hospedeiro favoráveis ou adversas determinavam, respectivamente, o sucesso ou falha do procedimento.

A pesquisa relacionada aos implantes odontológicos, durante muitos anos, permaneceu à margem da comunidade científica caracterizando-se pelo empirismo. Como resultado deste posicionamento, os sistemas de implantes existentes, eram vistos como improváveis na reposição de unidades dentárias por fixações seguras, previsíveis e funcionalmente efetivas à longo prazo.

Os primeiros estudos relativos à efetividade dos implantes odontológicos tratavam-se de acompanhamentos a curto prazo de casos clínicos, sem respeitar os princípios básicos da pesquisa científica. Estes se fundamentavam na experiência clínica e opinião pessoal de alguns autores sem empregar parâmetros de avaliação nítidos, resultando em dados extremamente divergentes e de difícil interpretação. Nestes implantes objetivava-se conseguir estrutura similar à dos dentes naturais com ancoragem no tecido ósseo através das fibras do ligamento periodontal. A reprodução desta estrutura foi denominada com diversas nomenclaturas, como por exemplo, pseudo ligamento, fibro-integração e osseointegração fibrosa. Este tratamento visando reproduzir a fisiologia dentária não apresentou nos acompanhamentos a longo prazo,

bons resultados. A maioria dos trabalhos utilizava como principal critério de sucesso a permanência dos implantes na boca ou se estes se mantinham assintomáticos.

O desenvolvimento dos implantes osseointegrados se iniciou em 1952 e fundamentou-se em um programa de pesquisa básica bem controlado e criterioso. Foram realizados estudos em animais sobre conformação macro e microscópica adequada, materiais biologicamente compatíveis e técnica cirúrgica apropriada de inserção das fixações. Estas experiências foram extrapoladas para humanos, por meio de investigações clínicas com registro de todos os implantes inseridos e análise meticulosa dos mesmos em acompanhamentos longitudinais. Estes obtiveram alto índice de sucesso a longo prazo, obedecendo critérios de sucesso previamente estabelecidos. A seguir, os trabalhos foram reproduzidos em diversos centros de diferentes continentes, e o índice de sucesso se manteve similar aos iniciais. A partir desta evolução, a utilização de implantes realmente efetivos, seguros e previsíveis, se tornou realidade.

Inicialmente, a utilização dos implantes osseointegrados foi proposta unicamente em pacientes totalmente endêntulos. Gradualmente, extrapolou-se este planejamento para os parcialmente endêntulos, por fim na substituição de elementos isolados. Paralelamente a este progresso, desenvolveram-se diversos sistemas de implantes visando a obtenção da osseointegração. Atualmente diversos sistemas de implantes dentais preconizam a osseointegração, sendo necessária a comprovação a longo prazo da confiabilidade, utilizando-se critérios, parâmetros e protocolo de pesquisa rígidos.

O advento dos implantes ósseointegrados apresenta-se como solução plausível para determinadas situações clínicas, anteriormente consideradas com prognóstico sombrio e frustrante pelos profissionais. Dentre estas pode-se citar: doença periodontal com progressão rápida e extremamente destrutiva, resistente aos tratamentos convencionais; falhas endodônticas; próteses totais com adaptação estética e funcional inadequadas; envolvimento de unidades rígidas em reconstruções protéticas ou nos casos em que dentes remanescentes estão desfavoravelmente posicionados para suportar uma prótese. O paciente apresenta-se como maior beneficiado, já que anteriormente ao advento dos implantes osseointegrados em muitos casos as alternativas de tratamento não representavam exatamente o ideal de estética, conforto, e recuperação da capacidade mastigatória.

A partir dos trabalhos de Branemark (1985), a implantodontia sofreu um grande avanço com o surgimento dos implantes osseointegrados.

1.1. Importância dos Implantes osseointegrados

As técnicas da implantodontia, de alta previsibilidade, possibilitam a reposição de dentes por cárie, periodontopatias e traumas. Por isso, os adeptos dos implantes convencionais voltaram sua atenção para o que estava sendo denominado interface/osso/implante. Até então os trabalhos de histologia apresentavam sistematicamente, tecidos conjuntivo fibroso ao redor do implante e concentravam suas atenções em constatar a aceitação biológica dos mesmo pelos tecidos circunvizinhos.

Mediante inúmeras avaliações, diversos autores concluíram que, os implantes osseointegrados utilizam, basicamente, o princípio da união biologicamente compatível entre um implante metálico com a estrutura óssea, tornando-se uma conexão direta, estrutural e funcional entre osso vivo e a superfície de um implante submetida a uma carga funcional. A criação e manutenção da osseointegração dependem do conhecimento das capacidades de cicatrização, reparação e remodelação dos tecidos. Segundo Bränemark (1987) um pré-requisito básico para estabelecer uma integração real e duradoura de uma prótese não biológica com um risco mínimo de reação adversas locais ou gerais do tecido, consiste em um detalhado conhecimento do comportamento as respostas dos tecidos duros e moles, e da instalação de uma prótese, bem como da adaptação do tecido, em largo prazo, devido as solicitações funcionais na unidade de ancoragem. Os requisitos para que haja uma osseointegração satisfatória são: material do implante, desenho do implante, superfície do implante, estado do osso, técnica cirúrgica e a prevenção de movimentos do implante evitando sua exposição demasiada pronta a uma carga.

Após a osseointegração este implante formará a base para a colocação da prótese dentária. Graças a este princípio, existe um amplo relacionamento entre os aspectos mecânicos do sistema com a eficiência e funcionalidade biológica. Com isso, várias investigações e propriedades mecânicas destes implantes necessitam ser avaliadas e normalizadas, principalmente, os sistemas de implantes nacionais, que comparados com os sistemas importados, possuem um custo menor. Neste contexto, a padronização de técnicas de análise, o conhecimento adequado das propriedades mecânicas e a avaliação do projeto destes sistemas é de fundamental importância, não só pelo conhecimento adequado de todos os parâmetros do sistema, mas também pela sua consolidação no mercado nacional. Esta estratégia visa, principalmente, uma substituição gradual dos implantes importados pelos de fabricação nacional, ou apenas, recomendar e referenciar a possibilidade da utilização destes implantes através da confirmação de sua qualidade final. Finalmente, esta recomendação visa

também reduzir os custos do tratamento para o paciente, uma vez que, os custos dos sistemas importados são relativamente altos quando comparados com os nacionais.

Alguns aspectos da técnica seriam os responsáveis por um interesse cada vez maior por parte de profissionais e pacientes. Em primeiro lugar, acompanhamento de longevidade com percentual de sucesso muito próximo, ou até superiores ao de uma prótese fixa convencional em segundo a possibilidade de repetição do processo quando do insucesso (BRÄNEMARK; P.I., 1985), e em terceiro, a simplicidade do tratamento traduzido em protocolos: cirúrgico, protético clínico e protético laboratorial, o que facilita o aprendizado da técnica (BRÄNEMARK et al., 1985). A busca por estabilidade, retenção, estética, eficiência mastigatória, facilidade de higienização e bem-estar, tem novas soluções para pacientes com endentulismo parcial e total através da reabilitação com próteses implanto-suportadas, o que pôde ser observado em inúmeros relatos clínicos (NEVES; FERNANDES, 1999).

Os atuais sistemas de implantes osseointegrados possuem base científica bastante sólida, em oposição ao empirismo antigamente existente. Nas pesquisas em animais, iniciadas no ano de 1952, por Bränemark e sua equipe, foram observados na circulação sanguínea da medula óssea, reação dos tecidos aos diferentes tipos de trauma e efeitos dos diversos tipos de agentes traumáticos no processo de reparo. No momento da remoção das câmaras de titânio instaladas próxima aos tecidos, estas não puderam ser removidas. Isto ocorreu devido à presença de íntima interação entre micro irregularidades do titânio e tecido ósseo. A partir desta observação, desenvolveram estudo inicial em cães na tentativa de se estabelecer protocolo cirúrgico apropriado para reabilitação de desdentados. Nestes animais, avaliaram cicatrização e estabilização mecânica de elementos protéticos suportados por fixações ancoradas no tecido ósseo. Foram utilizados implantes e elementos construídos em titânio puro com diferentes conformações. A partir dos resultados promissores dos estudos em cães sobre reparo dos tecidos e integração das fixações de titânio, desenvolveu-se o modelo experimental em humanos. A interação entre tecido ósseo e superfície do implante, ou seja a obtenção da osseointegração, representou o ponto crucial da resposta clínica efetiva.

Bränemark, em 1985, definiu osseointegração como: "uma conexão direta estrutural e funcional entre tecido ósseo normal viável e implante em função". Portanto, a osseointegração representa união direta entre tecido ósseo e superfície do implante, sem interposição de nenhuma camada de tecido mole.

1.2. Perspectivas da implantodontia no Brasil.

Graças ao surgimento e sucesso dos implantes osseointegrados, a implantodontia tem se firmado como uma importante técnica reabilitadora dentro do contexto geral da Odontologia no Brasil.

Atualmente surgiram no mercado nacional, muitos fabricantes propondo produtos similares aos importados. Vários sistemas são rotineiramente apresentados para o comércio, tornando-se necessário a elaboração de projetos com dupla finalidade: testar estes novos sistemas em relação aos tradicionais e elaborar linhas de pesquisas, padronizando determinados testes, bem como requisitos de projetos, no que se refere às propriedades físico-químicas dos materiais, características de superfície, tolerâncias, precisão de fabricação e adaptação de componentes. Estas avaliações visam, principalmente, classificar para os usuários aqueles sistemas confiáveis e ainda possibilitar às empresas uma análise mais criteriosa em seus produtos visando uma melhoria na qualidade final com redução de custos. Os altos custos, porém, podem dificultar e muitas vezes impedir um maior alcance social da técnica, que sem dúvida proporciona consideráveis vantagens aos pacientes. Assim empresas com sistemas de implantes alternativos, têm apresentado várias soluções protéticas utilizando o princípio da osseointegração.

1.3. Falhas nos Sistemas de Implantes Dentários.

Pode-se classificar as falhas dos implantes a partir da época em que estas ocorreram, ou seja, antes ou depois da incidência de cargas oclusais. As falhas precoces podem se ocasionar devido a infecção, doenças sistêmicas não diagnosticadas anteriormente, cargas prematuras, fumo e trauma cirúrgico excessivo. As falhas depois da incidência de cargas oclusais podem ser estéticas ou protéticas. A falha estética resulta usualmente do planejamento deficiente ou desatenção à pequenos detalhes. Após a inserção da prótese as causas podem se relacionar com infecção ou sobrecarga oclusal. As forças incidentes nos implantes podem ser controladas através dos seguintes fatores: posicionamento adequado do implante, inserção do maior número de fixações na inclinação adequada e estabelecendo de um esquema oclusal harmônico.

O sucesso de um implante deve preencher requisitos básicos, quanto a função mecânica, através da reabilitação da capacidade mastigatória, e à fisiologia dos tecidos mole e duro adjacentes. Com estes, objetiva-se a obtenção da osseointegração, manutenção da altura

da crista óssea marginal e do tecido ósseo de suporte, além de aspectos relacionados com a saúde do tecido mole. Por fim, devem ser considerados aspectos psicológicos como ausência de dor, desconforto e inflamação, e satisfação pessoal. O sucesso a longo prazo dos implantes osseointegrados depende largamente da manutenção da saúde dos tecidos moles e duros peri-implantares, além da distribuição apropriada das forças oclusais. A osseointegração se relaciona diretamente com ato cirúrgico atraumático e posicionamento do implante em local protéticamente favorável permitindo distribuição das forças adequadamente. A saúde dos tecidos moles peri-implantares acontece através da associação entre confecção da prótese respeitando princípios básicos periodontais-protéticos e cooperação do paciente na remoção constante da placa bacteriana. A figura 1 mostra as falhas nos parafusos de um sistema de implante dentário.

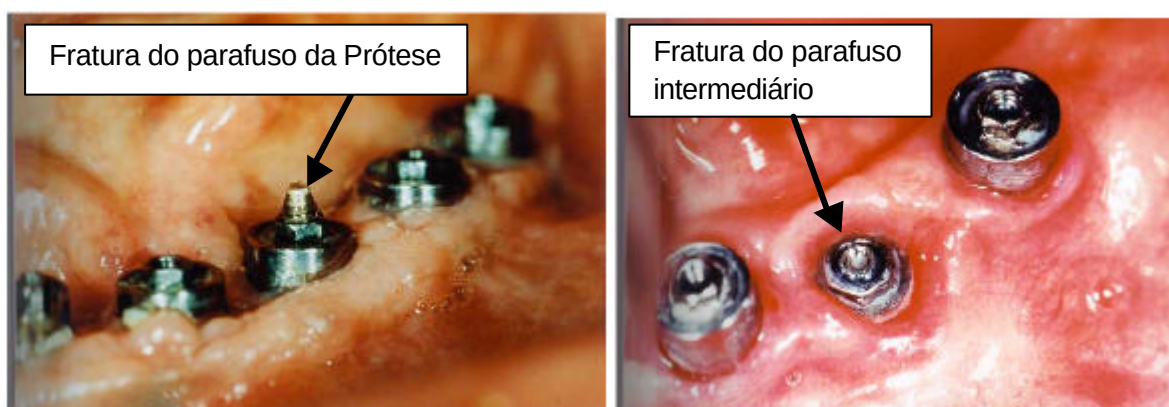


Figura 1. Fratura do parafuso da prótese e fratura do parafuso intermediário. **Fonte:** "Acompanhamento longitudinal dos sucessos das próteses suportadas por implantes osseointegrados do sistema Napio", Correia (1999).

1.3.1. Vantagens e Desvantagens dos implantes dentários.

Os Implantes Dentários estão se tornando, cada vez mais, a primeira opção para a reposição de dentes por parte do profissional, bem como por parte do paciente. As vantagens apresentadas pelo tratamento de reposição dentária através de próteses confeccionadas sobre implante são inúmeras; porém, merecem especial destaque três destas indicações: a preservação biológica dos dentes adjacentes ao espaço protético, a preservação da estrutura óssea remanescente do rebordo alveolar e, é claro, a estética. Devido a esses fatores, como também pela maior veiculação de informações acerca dos implantes dentários, estes passaram a ser uma alternativa de tratamento bem aceita e procurada, deixando de ser, para muitos, uma

novidade e tornando-se uma realidade. Todavia, o tratamento com implantes gera alguns questionamentos. Muitos profissionais encontram algumas dúvidas em relação à melhor forma de como proceder com o tratamento protético sobre o implante. Muitas dessas indagações referem-se às vantagens e desvantagens da cimentação ou da fixação através de parafuso da coroa protética sobre o pilar do implante.

As próteses retidas por cimento favorecem o assentamento passivo, pois utilizam apenas um parafuso de fixação, ao contrário das próteses parafusadas, que necessitam de um parafuso de pilar sobre o implante e, outro, de retenção da coroa sobre o pilar, Pastor et al. (1999).

A causa principal de fracasso das restaurações são os modelos não passivos, que podem causar a perda óssea da crista, a perda do implante, como também a fratura de parafusos e fixações e/ou seu afrouxamento, Mish (2001). Segundo este autor, a obtenção de um modelo passivo foge do controle do cirurgião-dentista, pois existem variáveis, tais como: a contração do material de moldagem final; a expansão do gesso; os padrões de cera que, durante o endurecimento, distorcem ou, quando incluídos, sofrem a ação do material de revestimento, que expande; e também as fundições metálicas, que contraem. Portanto, uma restauração retida por parafuso, realmente passiva, é praticamente impossível, pois não há nenhum espaço entre o pilar e a coroa e, sim, um sistema de metal com metal, criando uma tolerância muito pequena para erros.

Spikermann (2000) relata a sólida ancoragem óssea dos implantes através de uma confecção extremamente precisa da estrutura protética. O objetivo final é obter uma adaptação perfeita e sem tensão. Quando as estruturas não se adaptam corretamente no início, complicações posteriores geralmente são associadas; tais como: Afrouxamento ou quebra dos parafusos da prótese, inflamação dos tecidos moles e reabsorção do osso perimplantar.

As cargas sobre o osso da crista, podem ser reduzidas quando utiliza-se uma coroa cimentada sobre o pilar do implante, pois tanto a coroa como o corpo do implante podem receber carga axial. Enquanto que, em uma prótese retida por parafuso, a carga oclusal deve ser aplicada sobre o parafuso oclusal, Mish (2001).

As forças oclusais devem ser dirigidas nos implantes ao longo de seu eixo central. Isto é feito centrando-se o posicionamento do implante. Em comparação com o dente natural, deve-se ter uma largura da superfície oclusal menor, ficando os contatos oclusais localizados dentro do perfil do implante subjacente, por motivos biomecânicos, sendo que o efeito das cargas sobre o corpo do implante em uma prótese parafusada é diminuído, pois o parafuso de ouro apresenta

um ponto de fragilidade intencional, protegendo a interface osso-implante de sobrecarga, Spiekermann (2000).

Bezerra e Rocha (1999) salientam que, devido à pouca elasticidade dos componentes sobre implantes, seja parafusado ou cimentado, o planejamento necessita cuidado para evitar sobrecarga nos componentes deste sistema.

Palacci (2001), recomenda que soluções através de cimento sejam usadas primeiramente em situações com fatores de carga limitados, se uma sobrecarga puder ocorrer, o sistema recuperável (parafusado) é o que lida com o problema mais facilmente.

Para Hebel e Gaijar (1997), as próteses cimentadas proporcionam uma estética superior. A coroa cimentada simplifica a criação da forma e de uma superfície mastigatória funcional e estética. Porém, na coroa parafusada, devido à necessidade de orifícios para a colocação dos parafusos, esta criação fica impossibilitada.

A coroa cimentada tem a vantagem de não necessitar de pequenos parafusos e pequenas chaves de fenda que podem dificultar o acesso, principalmente na região posterior. Mas segundo Spiekermann (2000), ela pode ser utilizada, apenas, quando as condições intrabuciais forem favoráveis.

Segundo Misch (2001), uma coroa cimentada veda a conexão coroa/pilar e impede a penetração de bactérias nesta interface, o que poderia causar a perda do rebordo alveolar circundante ao implante, comprometendo a sua fixação. Em contrapartida, a prótese parafusada apresenta ausência de cimento no sulco gengival que, quando em excesso, pode causar irritação nos tecidos circunjacentes e levar ao aumento de retenção de placa bacteriana, causando uma inflamação tecidual.

A utilização de componentes protéticos pré-fabricados, como copings de transferência, análogos e cilindros de ouro, contribuem para um melhor assentamento cervical na prótese parafusada, Bezerra e Rocha (1999).

Para Bezerra e Rocha (1999), por ser a prótese cimentada realizada sobre pilares personalizáveis, seguindo os mesmos princípios de preparos de dentes naturais, assim como os mesmos procedimentos de moldagem, confecção de modelo e assentamento protético, esta torna-se mais simples e rápida de ser confeccionada.

Nas próteses parafusadas pode ocorrer falha (afrouxamento ou quebra) dos componentes do parafuso por fadiga. Embora um parafuso protético frouxo possa proteger o implante sob a coroa frouxa em casos unitários ou em que a prótese é suportada por mais de um implante, deve-se lembrar que um parafuso frouxo sobrecarrega todos os outros pilares e

corpos dos implantes que a suportam. Isto, geralmente, causa perda óssea e/ou fratura do implante. Conforme Spiekermann (2000) as principais causas para o afrouxamento e quebra dos parafusos é a adaptação imprecisa da estrutura metálica, a sobrecarga nas extensões distais e a oclusão inadequada. Além disso, as próteses parafusadas possuem a possibilidade de sofrerem reparos e modificação da estrutura e são fáceis de serem substituídas.

1.4. Gradiente de tensões em implantes.

Dentro da área de Odontologia, observa-se uma grande necessidade e importância nos recursos computacionais na análise e avaliação de esforços e tensões sobre restaurações quer sejam sobre implantes ou dentes naturais.

As próteses podem ser consideradas como um bom aparato, mecânico disponível nas soluções de problemas odontológicos. Entretanto, sua confecção e aplicação são bastante complexas, pois envolvem fatores biomecânicos que influenciam o projeto, construção e utilização de materiais. A geometria da prótese, dimensões e disposições de implantes, materiais dos componentes mecânicos (infraestrutura, implantes, intermediários e parafusos de fixação), adaptações desses componentes provenientes do processo de fabricação dos elementos, identificação dos esforços resultantes da mastigação e osseointegração, são alguns dos fatores que podem influenciar no sucesso do procedimento. Um dos trabalhos pioneiros de biomecânica em implantes dentários foi de Skalak (1983), que avaliou as tensões envolvendo os implantes osseointegrados e o tecido ósseo. Em seu trabalho o autor analisou os esforços existentes na estrutura da prótese e como estas solicitações mecânicas são transmitidas para os implantes e conseqüentemente para o tecido ósseo. Identificar os esforços aplicados sobre as próteses é de fundamental importância para avaliar as tensões envolvidas nos implantes.

Jaarda et al. (1996) avaliaram uma forma de tornar mais eficiente o torque aplicado sobre os parafusos de fixação da prótese. Weinberg (1993) fez um trabalho comparativo identificando as diferenças das forças de oclusão quando utilizam-se dentes naturais ou implantes. Posteriormente, Monteith (1993) utilizou de um programa computacional desenvolvido especificamente para avaliar e otimizar os esforços existentes em uma prótese implantada suportada, semelhante àquela apresentada por Skalak (1983). Outros casos são analisados, como no trabalho de Patterson et al. (1992), observando a vida útil da estrutura quando submetida a fadiga do material. Deve-se observar que o conjunto biomecânico que constitui a prótese implantada suportada representa um sistema bastante comum em projetos

mecânicos, qual seja, sistemas de junta parafusada. Este tipo de sistema mecânico deve ser cuidadosamente projetado, principalmente no que se refere a atuação do mecanismo quanto aos esforços e resistências mecânicas do conjunto e de cada elemento separadamente. Os cuidados se fazem necessários, pois quando submetida ao carregamento externo, a junta parafusada pode comportar-se de forma inesperada, dependendo, além das propriedades mecânicas dos componentes, também das características como estes foram montados. Por exemplo, a rugosidade superficial das partes em contato, pode gerar um esforço adicional sobre o torque de fixação, correspondente ao aperto necessário para manter as partes em contato após a aplicação da carga, e que normalmente leva ao colapso do parafuso de fixação. Este é um problema tipicamente de adaptação dos elementos que compõem a prótese, devido às dificuldades de precisão na fabricação de peças mecânicas com tamanho reduzido. A identificação dos carregamentos aplicados sobre os dentes ou a prótese, e que são transmitidos para os implantes, é de fundamental importância para o projeto da estrutura. Entretanto, é mais eficiente identificar diretamente as tensões geradas por estes esforços sobre os implantes, pois estas podem estar sendo geradas por vários fatores de cargas diferentes. Isto é, devido à complexidade do conjunto biomecânico, onde a prótese muitas vezes dispõe de vários implantes conectados, pode suportar uma grande combinação de carregamentos em conjunto, provenientes dos esforços externos de mastigação, das resistências dos implantes associados entre si, das desadaptações oriundas da fabricação das partes, etc.

1.4.1. Análise de tensões via Fotoelasticidade.

Alguns autores utilizam métodos experimentais para avaliar os esforços nas estruturas. Neste caso, pode-se a técnica da fotoelasticidade pode ser utilizada para avaliar tais esforços, principalmente, em estruturas complexas. Nessa técnica de campo completo observam-se, através de franjas de diferentes colorações, a localização das tensões no modelo.

Na Odontologia, Millington (1992), e Wakewicks et al. (1994), através da análise fotoelástica, verificaram a adaptação entre implantes e super-estrutura, quando esta é seccionada e soldada em seguida para permitir um alívio de tensões. Posteriormente, White et al. (1994) executaram um experimento semelhante a fim de observar a influência da extremidade livre da prótese, sobre as tensões existentes nos implantes.

1.4.2. Análise de tensões via Método dos Elementos Finitos

Com o advento da informática, tornou-se mais eficiente a simulação de fenômenos físicos através de programas de computadores. Em projetos estruturais mecânicos, algumas evoluções são perceptíveis, como na análise de conjuntos mecânicos bastante complexos, onde pode-se avaliar a distribuição de tensões e sugerir melhorias no projeto. Um dos mais conhecidos métodos de simulação numérica, utilizados em projetos de estruturas mecânicas atualmente, é o Método dos Elementos Finitos (MEF), considerada uma técnica bastante eficiente na solução de problemas de engenharia. A diversidade de suas aplicações tem crescido muito, resultando em um grande aumento da utilização do método em outras áreas de pesquisa, especificamente aquelas que interagem diretamente com problemas de Engenharia.

Basicamente, o método subdivide uma estrutura complexa em vários elementos resolvendo-os e combinando-os adequadamente para oferecer a solução para todo o conjunto. Desenvolveu-se no início dos anos 60 para auxiliar a indústria aeroespacial e hoje tem uma gama variada de aplicações. Inicialmente, desenvolveu-se a análise bidimensional para problemas mais simples e posteriormente evoluiu para modelos tridimensionais para análises mais complexas. Weinstein et al. (1976), foram os primeiros a utilizar o MEF em implantodontia. Posteriormente, outros autores utilizaram a modelagem por elementos finitos para analisar as próteses odontológicas, tais como Williams et al. (1990), que através de um modelo plano do MEF, estudaram os efeitos das variações de materiais e algumas configurações geométricas da prótese.

Entretanto, o método de elementos finitos não está livre de desvantagens. Algumas simplificações e suposições devem ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível. Algumas dessas suposições podem influenciar significativamente os resultados: 1) geometria do osso e do implante a ser modelado, 2) propriedades físicas dos materiais, 3) condições de contorno e 4) tipo de interface entre osso e implante. Enquanto as propriedades físicas do titânio e ligas metálicas em geral sofrem pouquíssima variação, o mesmo não ocorre com as propriedades do osso cortical e medular que podem variar de paciente para paciente, ou conforme a idade e região (maxila ou mandíbula). Nas análises geralmente utilizam-se valores aproximados encontrados na literatura. É comum que todos os materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades do material são as mesmas em todas as direções. Sabe-se, por outro lado, que tanto o osso cortical como o medular não são homogêneos e, portanto, apresentam variações de módulo de elasticidade conforme a região.

Da mesma forma, a interface osso-implante é considerada homogênea e contínua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade.

Deve-se observar que a modelagem por Elementos Finitos, apesar de bastante eficiente, não é uma solução única e independente que pode ser aplicada aos problemas de projetos estruturais. A precisão do MEF está intrinsecamente associada ao modelo gerado, que busca representar as características físicas da estrutura real. Modelagens mais complexas são possíveis, desde que os dados sejam adequadamente transferidos para o computador. De outra forma, deve-se observar também que o sucesso da criação do modelo, depende fundamentalmente da experiência do pesquisador sobre o problema físico a ser analisado e ainda das informações técnicas disponíveis, a serem introduzidas na análise ou observadas na solução.

1.4.3. Análise de tensões via Extensometria

Nas análises de problemas de bioengenharia, muitas vezes os fatores biológicos e de procedimentos clínicos influenciam diretamente na criação e avaliação dos modelos. Desta forma, muitas vezes torna-se difícil representar ou modelar casos mais reais de bioengenharia, sem interagir com a área clínica, a fim de obter as informações necessárias para a criação do modelo real. Uma opção para minimizar esta dificuldade recai sobre as avaliações experimentais que procuram descrever de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos ou de laboratórios. Desta forma, um experimento alternativo para avaliar tensões em estruturas, é a utilização de extensometria.

Os “strain gages” são pequenas resistências elétricas, que à mínima deformação sofrida, alteram sua resistência, medindo a deformação da estrutura. O sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando a leitura em um microcomputador. Estes pequenos terminais de extensometria têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação que ocorra quando submetidos à ação de uma tensão.

Em componentes de próteses odontológicas, Isa; Hobkirk (1998), mostraram em duas publicações, a utilização de extensômetros para avaliar tensões em próteses. Observaram ainda, o torque aplicado sobre os parafusos e sua influência na adaptação da super-estrutura com os implantes, bem como a distribuição de esforços resultantes sobre os implantes. Carr et

al. (1996), , também apresentaram um trabalho nesta mesma linha de análise, avaliando a adaptação entre os componentes e o pré-carregamento nos parafusos de fixação. Complementando as análises, Hobkirk (1998), verificaram, através do uso de extensômetros, o efeito da flexibilidade da mandíbula nos esforços transmitidos pela prótese e os implantes. Este efeito biomecânico é de fundamental importância e difícil de ser identificado, na avaliação das tensões do conjunto, uma vez que o tecido ósseo em conjunto com os implantes, podem gerar resultados de flexibilidades bastante variados, alterando a rigidez estrutural do conjunto.

Alguns autores utilizam ainda as duas técnicas, fotoelasticidade e extensometria, para avaliar as tensões que ocorrem nos componentes das próteses. Chao et al. (1988), primeiramente, utilizaram as técnicas para analisar a influência da mudança de ligas, para fabricação da super-estrutura, sobre as tensões nos componentes da prótese. Posteriormente, Clelland et al. (1993) e Assif et al. (1996), também utilizaram os dois tipos de procedimento experimental para analisar a transmissão de esforços e suas influências sobre as tensões nos implantes.

De acordo com Skalak (1983), a distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas a uma prótese implanto-suportada depende do número, arranjo e resistência dos implantes utilizados, bem como da forma e resistência da própria restauração protética. Próteses em “cantilever” ou em balanço aumentam a carga no implante próximo a esta região. Em seu trabalho verificou-se que o intermediário localizado mais próximo à extremidade livre, no lado de aplicação da carga, foi o que registrou a maior deformação específica, independente do tipo de liga utilizada na confecção da infra-estrutura.

1.5. Objetivos do Trabalho.

O objetivo principal deste trabalho é avaliar o parafuso de pilar de um implante dentário de fabricação nacional. As análises serão feitas através da determinação do gradiente de tensão utilizando um modelo 3D de elementos finitos. No modelo serão utilizados elementos específicos para simular a pré-carga no parafuso e um carregamento externo que simule as cargas mastigatórias. Além da análise dos pontos críticos, capacidades máximas, condições de afrouxamento, o modelo numérico será utilizado para validar um modelo analítico para estimativa da tensão no parafuso. Este modelo analítico será adaptado de um modelo utilizado em parafusos estruturais (Shigley e Mischke, 1998).

A estimativa do torque do parafuso será feita através de um modelo analítico aproximado. Os parâmetros analíticos serão ajustados e calibrados ao modelo tridimensional do elemento finito do parafuso pilar. Uma vez ajustado, o modelo analítico pode ser utilizado para uma estimativa rápida do nível da tensão no parafuso em função da pré-carga, torque aplicado e forças externas.

1.6. Estrutura dos Capítulos.

Este trabalho pretende avaliar o projeto de parafusos de pilar utilizados em implantes dentários. Para isto, o trabalho foi dividido da seguinte forma:

No capítulo 1 é apresentada uma introdução expondo os principais conceitos sobre os implantes dentários, sua importância, vantagens e desvantagens. Paralelamente são discutidos os objetivos do trabalho.

No capítulo 2 é apresentado o “Estado da Arte” relativo ao tema estudado.

No capítulo 3 são apresentados os principais conceitos relativos a técnica restauradora utilizando implantes dentários.

No capítulo 4 é desenvolvido uma formulação analítica afim de avaliar os gradientes de tensão em parafusos de pilar.

O capítulo 5 apresenta os principais aspectos do modelo numérico de elementos finitos desenvolvido no trabalho.

O capítulo 6 apresenta os resultados da formulação analítica e numérica discutindo o projeto do parafuso de pilar.

Finalmente, o capítulo 7 mostra, a conclusão do trabalho e sugestões para a continuidade das pesquisas nesta linha e o capítulo 8 mostra as referências bibliográficas.

CAPÍTULO II

IMPLANTES DENTÁRIOS

A partir dos anos cinquenta pesquisadores observaram que o titânio, e alguns outros materiais formavam uma ligação muito forte com os ossos que os envolviam e chamaram esse processo de osseointegração. Após a década de oitenta, com o avanço da Odontologia, os implantes dentários passaram a ser a principal técnica restauradora para substituição artificial das raízes dos dentes naturais. Os implantes dentários são pequenas ancoragens que possuem a forma de parafusos ou cilindros de titânio colocados dentro do osso e que funcionam como suportes fixos aos dentes artificiais. Estes servem tanto para substituir um dente individualmente, quanto para suportar um conjunto de dentes ou dentaduras completas. Por serem integrados ao osso, os implantes oferecem um suporte estável para os dentes artificiais. Neste caso, para receber um implante, é preciso que se tenham gengivas saudáveis e ossos adequados para sustentá-lo. Os implantes dentários convencionais são formados, basicamente, pelo implante propriamente dito que é um parafuso com geometria específica para rosqueamento e fixação no osso, de uma conexão também denominada de pilar que serve como base de adaptação da coroa permitindo adequar a estética e um parafuso de pilar utilizado para fixar o pilar ao implante. O parafuso de pilar é um dos principais elementos que podem promover a falha dos implantes. Neste capítulo são apresentados os principais conceitos relativos aos implantes dentários. As formulações e as modelagens efetuadas para avaliar o parafuso de pilar são apresentadas.

2.1. Características gerais

Os implantes dentários, normalmente, utilizam o titânio ou ligas de titânio, que podem ser recobertos com uma fina camada de cerâmica, fosfato de cálcio (hidroxiapatita), que são revestimentos destinados a produzir uma superfície bioativa promovendo crescimento ósseo e induzindo uma direta ligação entre o implante e o tecido duro. Esse fenômeno tem sido

chamado biointegração. O titânio comercialmente puro ou ligas de titânio formam uma superfície estável e mantêm a camada de óxido sem fissuras ou corrosão nas condições fisiológicas. Há duas interfaces distintas descritas para o titânio em relação ao implante. Primeiro, a interface gengival, onde o tecido mole encontra-se com o implante; a segunda é a interface endóssea, onde o osso alveolar está em contato com o implante. Donley et al. (1991), sugere que na porção cervical do epitélio que está adjacente ao implante forma-se hemidesmosoma selando a superfície do implante, da mesma forma que o dente natural.

A adaptação óssea a implantes de titânio ou de liga de titânio tem sido revisada em vários artigos. É fato reconhecido que a adaptação óssea ou osseointegração na superfície do implante se dá desde que haja geração de pouco calor durante o processo cirúrgico. O uso de hidroxiapatita recobrimo os implantes tem sido descrito na literatura e demonstra que há uma adesão na hidroxiapatita, um mês após a intervenção cirúrgica. A figura 2.1 mostra um implante dentário padrão e seus principais elementos fixados ao osso.

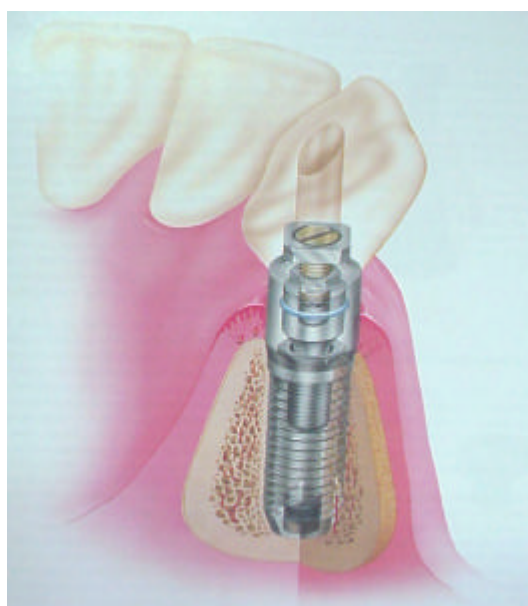


Figura 2.1 – Implante dentário padrão fixado ao osso. Fonte: Artigo de HOBBO e GARCIA (1996).

Portanto, o processo de escolha dos materiais para implantes envolve a avaliação de diversas características dos mesmos, tendo em vista a própria geometria e função do componente a ser construído. De uma maneira geral, os principais pontos que poderiam ser analisados são: função do componente, carregamento atuante, meio e temperatura de operação, propriedades físicas, químicas e mecânicas dos materiais que apresentem viabilidade de aplicação para a função específica desejada, procedimentos de fabricação a

serem empregados quando da construção dos implantes e das conexões, bem como exigência de proteção e acabamento superficial.

2.2. Biocompatibilidade

Quando um material artificial é colocado no corpo humano, o tecido reage ao implante em uma variedade de modos que dependem do tipo material. Em geral, podem ser colocados materiais sob três classes que representam a resposta do tecido: inerte, bioreabsorvíveis, e bioativo. Materiais como titânio e ligas de alumínio são quase inertes no corpo. Materiais bioreabsorvíveis, como fosfato de tricálcio, é projetado para ser substituído lentamente através do tecido. Materiais bioativos, como algumas cerâmicas que contém óxidos de silicone, sódio, cálcio e fósforo, tem a propriedade de se unirem ao osso por uma modificação da superfície ativada por um implante. Em particular, uma reação de troca iônica entre o implante e a região adjacente, resulta na formação de uma camada de fosfato de cálcio, biologicamente ativo, que é quimicamente e cristalográficamente equivalente a fase mineral do osso. Embora materiais bioativos parecem ser a resposta a problemas de fixação de implante biomédicos, vidros bioativos disponíveis não são satisfatórios para suportar aplicações de cargas, e assim não são usados em implantes ortopédicos.

Materiais, quando em aplicações específicas no interior do corpo humano, não devem desencadear reações adversas ou incontroláveis por parte do organismo. A intensidade das reações depende do material, tamanho e tipo de movimentação do implante; da quantidade, concentração e tamanho do material particulado produzido pela corrosão e desgaste da matéria-prima do implante e pelas características individuais do organismo (Leivas, 1992).

Nos implantes orais, verifica-se que o contato deste se dá basicamente com o material ósseo, havendo uma reduzida região superficial do mesmo que está em contato com o tecido gengival. Desse modo é importante a verificação da compatibilidade do material do implante à verificação da interface osso-implante. O material a ser empregado no implante, preferencialmente não deve induzir a ocorrência de tecido fibroso, que pode causar a falha do implante a curto prazo ou produzir produtos tóxicos ao corpo humano. A única forma de verificar a reação do corpo humano à presença de um corpo fabricado de material estranho ao tecido com o qual este estará em contato, é através de verificações experimentais. A American Society for Testing Materials (ASTM), através da especificação F-36L-80, normaliza os testes necessários para a análise da compatibilidade de materiais metálicos a serem empregados na fabricação de implantes.

2.2.1 Materiais biocompatíveis

Os materiais biocompatíveis mais adequados à inserção de implantes no corpo humano, e mesmo em animais, são aqueles que produzem a justaposição de tecido ósseo recém restabelecido com a camada mais externa de um implante metálico ou não metálico. Os metais que, comprovadamente, têm essa propriedade são o titânio, o alumínio, o tântalo e o nióbio. Atualmente, apenas o titânio ou titânio-alumínio-vanádio são os materiais metálicos que apresentam condições técnicas e econômicas para sua aplicação em implantes endósseos. O vanádio, por não ser biocompatível, tem sido substituído por nióbio. O titânio comercialmente puro sofre uma oxidação quando exposto ao meio ambiente. Ele se oxida em contato com o ar e esse óxido minimiza a ação de corrosão dos fluídos tissulares. Ele tem uma baixa densidade e uma alta resistência mecânica, melhorada quando ligado ao Alumínio (6%) e Vanádio (4%). O alumínio aumenta a resistência mecânica e diminui a densidade do material e o vanádio aumenta a resistência à corrosão.

O material biocompatível deve ser aceito pelo organismo e os produtos de sua eventual corrosão ou desgaste devem ser não tóxicos para o ser humano. O corpo humano é formado basicamente por água, apresentando uma porcentagem de sal e outras substâncias dissolvidas. Nessa situação, tem-se a água salgada como um ambiente considerado de média corrosividade e, portanto, os materiais empregados em implantes devem ter sua resistência à corrosão cuidadosamente avaliada. Além disso deve-se avaliar a toxicidade dos produtos provenientes da sua corrosão.

Um pré-requisito básico para estabelecer uma integração real e duradoura de uma prótese não biológica com um risco mínimo de reações adversas locais e gerais do tecido, consiste em um detalhado conhecimento do comportamento da resposta dos tecidos duros e moles, da preparação cirúrgica e da instalação de uma prótese; bem como da adaptação do tecido (Branemark, 1987).

Os fatores que governam a qualidade da reparação são de caráter geral como a condição do hospedeiro, a também de caráter local como o suprimento sangüíneo, infecção e material estranho, a mobilidade do tecido, a qualidade de destruição tecidual e a natureza do tecido lesado. A proliferação fibrobásica e a formação de cicatriz são as características mais comuns de todo processo de reparação.

2.2.2 Requisitos Básicos dos materiais

Em geral, um material empregado na fabricação de um implante deve apresentar resistência mecânica a esforços de compressão, flexão e cisalhamento, além de suportar a

ação de carregamentos cíclicos sem apresentar falhas. Quanto ao aspecto do meio-ambiente com a qual o implante estará em contato, os materiais estarão instalados em material ósseo humano, e em contato direto com tecido gengival.

Considerando-se a possibilidade de corrosão do implante, da conexão e da prótese, surge a possibilidade da ocorrência da falha por fratura do material, através do mecanismo de corrosão sob tensão, caracterizado pela fratura da peça através da nucleação e crescimento de uma trinca associada ao fenômeno da corrosão. Assim sendo, a resistência à fratura do material base deve ser avaliada quando do processo de seleção do material para implante.

Tomando-se por base a caracterização do carregamento e do meio-ambiente aos quais estará submetido o implante, pode-se afirmar que as seguintes propriedades mecânicas devem ser cuidadosamente avaliadas quando do processo de seleção de um material para fabricação do mesmo:

- Resistência à compressão, flexão e cisalhamento.
- Resistência à tração.
- Resistência à Fadiga.
- Resistência à Fratura.
- Resistência à corrosão.
- Biocompatibilidade.
- Densidade.
- Resistência ao Desgaste

2.2.3 Titânio

O titânio é um metal prateado de baixa densidade, boa ductilidade e pode ser encontrado na forma pura ou em na forma de ligas. O Titânio comercialmente puro e a liga Ti-6Al-4V são aplicados na fabricação de implantes orais e de conexões protéticas, em escala cada vez crescente. Seu uso em próteses ortopédicas é limitado pela dificuldade de fundição e usinagem e pelo preço elevado. No aspecto resistência à corrosão, para o caso do material submetido à temperatura ambiente, sabe-se que o titânio é susceptível a quebra de camada de óxido protetora, bem como redução da resistência à fadiga em função da ação do meio ambiente corrosivo. A densidade do titânio é cerca de 40 % menor do que a do aço inoxidável ($4,71 \text{ g/cm}^3$). Sob a ótica de redução do peso de um implante em relação ao aço inoxidável, a sua densidade reduzida é de elevada importância sob o ponto de vista de conforto em todos os casos e facilidade de movimentação do paciente no caso de próteses ortopédicas. À respeito da resistência à fadiga visando a construção de implantes

orais, seria mais indicado o emprego de ligas de titânio, no caso ligas de Alumínio-Vanádio, tendo em vista a sua maior resistência à fadiga. Deve-se destacar que a resistência à fadiga é bastante afetada pela presença de entalhes no corpo de prova, indicando que a qualidade da fabricação das conexões e parafusos de fixação ao implante bem como de próteses ortopédicas é fundamental para garantir uma minimização na ocorrência de imperfeições superficiais que possam reduzir a resistência à fadiga da mesma.

O titânio, quando articulado contra o próprio titânio, apresenta alto índice de desgaste não sendo adequado o contato titânio/titânio em carregamento de compressão. Quanto à resistência à fratura do titânio e sua ligas, assim como o aço, apresentam boa tenacidade à fratura em função da variação da temperatura ambiente, embora não haja uma transição abrupta na curva de energia absorvida obtida através de Ensaios Charpy.

Um dos fatos que faz do titânio um material de implante tão especial é que ele participa de um seleto grupo de materiais que não induz a formação da camada de tecido fibroso, quando colocado em contato com o órgão sadio, como ocorre com o aço inoxidável. Além disso, o titânio leva ao crescimento de material ósseo sobre a superfície do implante, levando a um contato íntimo entre o implante e o osso. O osso, inclusive, cresce preenchendo as porosidades da superfície do implante, tornando a fixação desse bastante favorável e constituindo um processo chamado de osseointegração (Van Noort, 1987).

A liga Ti-6Al-4V é a mais utilizada para a fabricação de conexões protéticas, em vista de sua excelente resistência mecânica. A norma ASTM F67-77 – “Standard Specification for Unalloyed Titanium for Surgical Implants, Applications” apresenta as propriedades mecânicas e a composição química de quatro graus de titânio comercialmente puro, que podem ser empregados na fabricação de peças utilizadas em contato com os tecidos, mostrada na tabela 2.1. A tabela 2.2 mostra as principais propriedades mecânicas para o titânio comercialmente puro.

Tabela 2.1 – Composição química para diferentes graus do titânio comercialmente puro.

Elemento	Composição (ASTM F 67)			
	Grau 1	Grau 2	Grau 3	Grau 4
N (max)	0.03	0.03	0.05	0.05
C (max)	0.10	0.10	0.10	0.10
H (max)	0.0125-0.015	0.0125-0.015	0.0125-0.015	0.0125-0.015
Fe (Max)	0.20	0.30	0.30	0.50
O (max)	0.18	0.25	0.35	0.40
Ti	saldo	saldo	Saldo	saldo

O material normalizado na especificação ASTM F67-77 é considerado um material padrão de controle pela norma ASTM F316-90, que controla os requisitos de biocompatibilidade para materiais empregados em implantes. Esse fato indica que esse é um material que não causa reações adversas quando em contato com o meio biológico humano. A especificação ASTM F136-79 normaliza a liga Ti-6Al-4V (Grau 5) destinada à fabricação de implantes cirúrgicos. Na tabela 2.3 são mostradas as principais propriedades mecânicas das ligas Ti-6Al-4V.

Tabela 2.2 – Propriedades mecânicas para o titânio comercialmente puro.

Teor %	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Limite de ruptura (Mpa)	Limite de Escoamento (Mpa)	Alongamento (%)
99,5	102,7	262	186	30
99,2	102,7	413	310	28
99,0	103,4	517	413	25
98,8	104 – 107	620 – 689	517 - 586	17 - 20

Tabela 2.3 – Propriedades mecânicas para as ligas de titânio 6Al-4V.

Liga	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Limite de ruptura (Mpa)	Limite de Escoamento (Mpa)	Alongamento (%)
6Al-4V ELI	113,7	950	882	12
6Al-4V	113,7	930	875	15
6Al-4V 2 Sn	103,4	1137	1033	15

2.3 Implantodontia

Embacher (1996) classifica a biomecânica dos implantes através de um complexo de sustentação, osso, implante e natureza da mastigação. Paralelamente, classifica-a também quanto aos pilares protéticos e ao tipo de prótese utilizada, parcial, total, implanto suportada, implanto-muco suportada, implanto-retida muco suportada, cimentada e parafusada.

Implantes dentais são normalmente implantados em duas fases. Na primeira, realizada no consultório, com anestesia local faz-se uma instalação cirúrgica precisa dos implantes em alvéolos preparados na massa óssea. Na implantodontia tradicional os implantes são deixados sem solicitação pelo período de 3 a 6 meses, para ocorrer o

processo de osseointegração. Durante esse período próteses temporárias podem ser usadas para minimizar o desconforto estético ou de mastigação.

A Segunda fase envolve criar e colocar o(s) novo(s) dente sobre o(s) implante(s) ancorado(s) ao osso. Segundo Embacher (1996) para o sucesso da implantodontia é necessário a existência de um tecido conjuntivo fibroso denso entre osso e implante, que faria as vezes do periodonto na amortização das cargas mastigatórias e, também busca um contato direto entre osso e implante, sem a interposição de nenhum outro tipo de tecido. Os chamados implantes osseointegrados se caracterizam, basicamente, pelo formato cilíndrico, por possuírem dois corpos, instalados em tempos cirúrgicos distintos e, por entrarem em função somente após a regeneração do osso.

A descoberta da osseointegração é devida aos estudos de Branemark (1987) que indicaram entre outras coisas, a possibilidade de se obter uma íntima conexão entre o tecido ósseo e o titânio. Estudando a reparação e a estabilidade mecânica de elementos protéticos ancorados ao osso, foi verificado que um implante de titânio inserido no espaço medular, sob determinadas condições, e mantido imóvel sem receber nenhuma carga durante o período de reparação acabava rodeado por osso compacto sem a interposição de outro tecido. Nos últimos anos, com a possibilidade de avaliar cortes histológicos que incluem o implante, diversos autores têm observado ancoragem óssea direta em implantes, considerados, até então, possuidores de, exclusivamente, tecido conjuntivo fibroso denso perimplantar.

Passi et. al (1989), avaliando dois parafusos convencionais de titânio fraturados em humanos, um utilizando como suporte de sobre-dentadura inferior e o outro como pilar posterior de prótese fixa superior, instaladas 10 e 15 dias após implantes, observaram osseointegração ao longo das espirais de ambos os parafusos, atribuindo o fato à boa estabilidade imediata oferecida pelos mesmos, bem como pela capacidade de suportar as cargas oclusais distribuídas convenientemente pelas largas espirais.

A descoberta casual da osseointegração deveu-se primariamente à cirurgia extremamente cuidadosa para a instalação das câmeras de titânio. Os estudos posteriores para observar o fenômeno, estabelecendo suas leis e reproduzindo experimentalmente, fizeram ver a importância em se adequar o artificialismo do implante à fisiologia tecidual. Dentre outras precauções, a ênfase dada ao controle dos fatores traumatogênicos chegou a ponto de ser desaconselhada uma tomada radiográfica, após uma implantação, no intuito de se evitar um prejuízo radiativo adicional ao inevitável trauma cirúrgico.

Robbins (1969) menciona que a proliferação fibroblástica e a formação de cicatriz são as características mais comuns a todo o processo de reparação. Nesse caso, a regeneração perfeita exclui a necessidade da proliferação fibroblástica. Como uma cicatriz conjuntiva é

constituída por tecido mais primitivo, mais simples do que os tecidos que ela substitui, a cicatrização implica na perda permanente da função especializada da região comprometida. Conforme Branemark (1987), não é difícil estabelecer uma interface de tecido fibroso ao redor do implante. A arte é como evitá-lo e como manter uma ancoragem óssea direta durante décadas de função clínica.

Na implantodontia, forças funcionais, compatibilidade biomecânica e transferência de tensão para os tecidos circunvizinhos são os principais fatores envolvidos na linha de implantes dentários. Neste aspecto um dos principais elementos de um implante dentário é o parafuso de pilar que faz a união entre o pilar e o implante propriamente dito. Vários casos de desaperto e fraturas têm sido reportados na literatura. Quanto aos implantes fabricados no Brasil ainda não existe uma padronização que possa diferenciar os sistemas para os usuários de forma a indicar o nível de sua qualidade e eficiência. A figura 2.2 apresenta os componentes básicos de um implante dentário convencional.

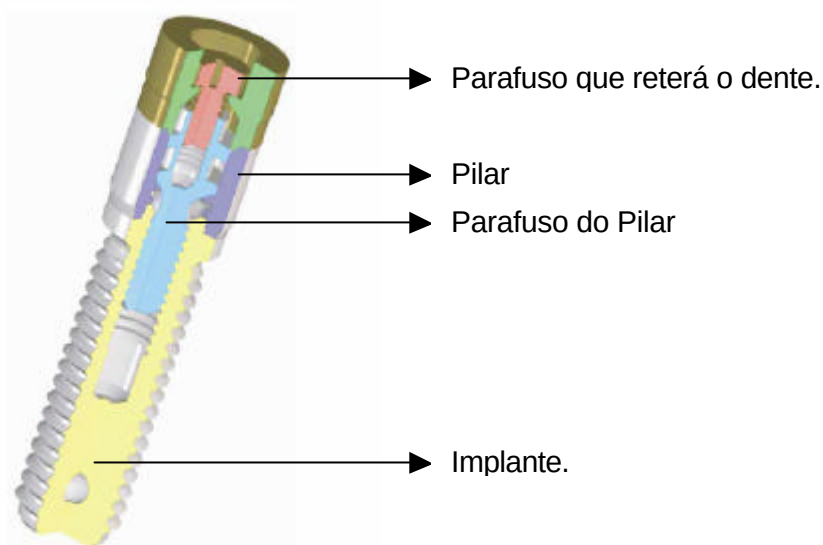


Figura 2.2 – Componentes básicos de um implante dentário convencional. **Fonte:** Trabalho de PESUN et. al. (2001)

2.3.1 Estágios da Osseointegração

Os estágios da osseointegração podem ser sumarizados da seguinte forma:

- 1 – Implante do titânio
- 2 – Hematoma
- 3 – Osso danificado
- 4 – Osso Saudável
- 5 – Hematoma se transformando em osso novo
- 6 – Recuperação do osso danificado
- 7 – Novo osso saudável

Para melhor garantir a fixação do implante ao osso é necessário que a superfície do implante seja rugosa ou porosa, de forma que o osso cresça e se fixe no interior dos poros. No caso do titânio essa rugosidade pode ser obtida através do ataque ácido (Van Noort, 1987). Porém, essa rugosidade deve ser avaliada com especial cuidado, pois como citado anteriormente, a resistência à fadiga do material é afetada por concentradores de tensões, como entalhes e poros, que localmente elevam o nível de tensões na peça. Para reduzir o efeito dos poros, a área porosa deve ser situada longe de regiões onde o nível de tensões é elevado (Van Noort, 1987). Tem se observado a ruptura de implantes orais na vizinhanças de furos feitos intencionalmente para aumentar a osseointegração.

Tem se observado uma certa corrosão galvânica resultante do contato entre a conexão e o metal de base da prótese. O desenvolvimento de próteses metalo-cerâmicas com base de titânio já é uma realidade no exterior.

Os estágios sucessivos da osseointegração são descritos a seguir:

Estágio I: Imediatamente após a inserção não há congruência do osso com o implante. A rugosidade do implante de titânio, a qual será preenchida com tecido ósseo, proporciona a fixação do implante no osso. Existe, ainda, uma perigosa camada de tecido ósseo resultante de traumas térmicos e mecânicos durante a operação, além de hematomas.

Estágio 2: Durante a reabilitação, o hematoma é gradualmente transformado em novo material ósseo e a camada óssea resultante do procedimento de operação é revitalizada através de um processo de revascularização e remineralização.

Estágio 3: Quando a reabilitação está completa, o novo material ósseo está em contato direto com o implante sem nenhum tecido fibroso intermediário. A figura 2.3 mostra a interface entre osso e implante após ocorrido o processo de osseointegração e a figura 2.4 mostra uma fotografia do processo de união entre osso/implante (Extraída de Mohammed et al 2002).



Figura 2.3 – União íntegra entre osso e implante após a osseointegração. **Fonte:** Novaes Jr. et. al, 2002)

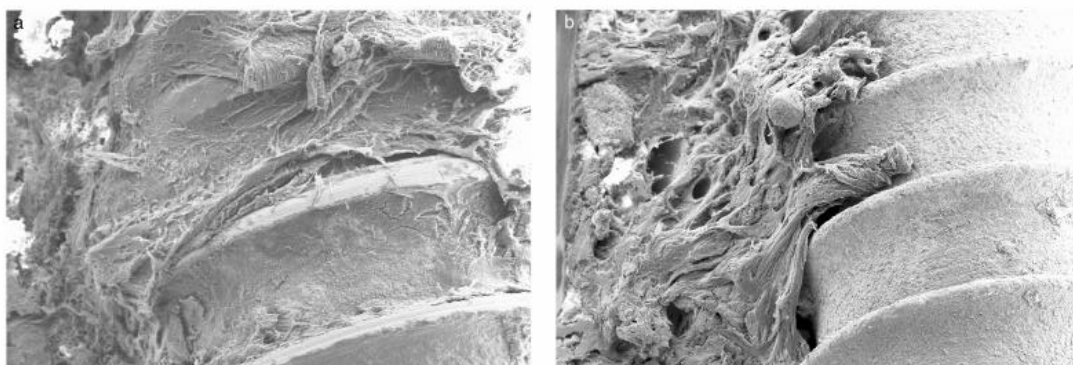


Figura 2.4 – Aspecto da interface osso/implante. **Fonte:** trabalho de MOHAMMED et al. (2002)

A razão pela qual o titânio apresenta reação bastante favorável no corpo humano não é um fato totalmente esclarecido. Consultando-se as referências bibliográficas, verifica-se que muito da discussão sobre biocompatibilidade é concentrada sobre o titânio comercialmente puro.

2.3.2 Implante dentário padrão

Os modelos de implantes constituem-se, normalmente, de vários tipos com tamanhos e diâmetros variados. Estes possuem internamente um furo roscado, permitindo uma fixação entre o pilar e o implante. Além disso, na maioria dos sistemas a prótese é também unida ao parafuso de pilar utilizando um outro parafuso feito, geralmente, de ouro.

Neste sistema biomecânico, o parafuso de pilar tem papel significativo na sustentação do dispositivo que possibilita a conexão da coroa dentária. Suas propriedades mecânicas estão intimamente relacionadas com a longevidade do sistema e possíveis falhas por fadiga ou sobrecargas representam com certeza um desconforto e insegurança ao paciente, além de poder ocasionar a perda da prótese e até do implante. Portanto uma das mais importantes partes do sistema é justamente o parafuso de pilar que recebe sobre si a prótese, exposta ao meio bucal e às fortes cargas mastigatórias. Além disso, uma falha neste elemento é sempre de difícil solução devido a impossibilidade de sua retirada sem afetar o implante. A figura 2.5 mostra um implante dentário padrão e seus elementos.

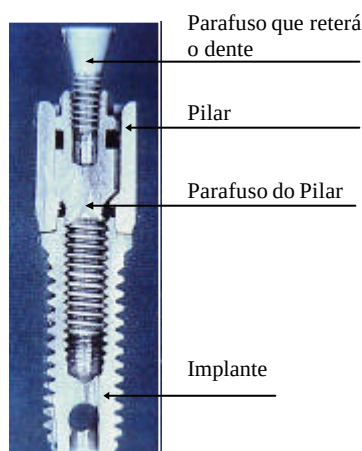


Figura 2.5 – Implante dentário padrão. **Fonte:** Jimenez-López (1995).

2.4 Esforços em implantes

A aplicação de um implante visa à substituição, por um elemento artificial, da raiz de um dente (ou mais) e, em consequência, a colocação de uma conexão protética ou de uma prótese diretamente sobre o implante, conforme a técnica utilizada e as condições do paciente. A conexão serve de articulação da prótese a ser instalada na parte superior do implante. Como requisito básico para o correto funcionamento de um implante, tem-se que esse deve permitir os mesmos movimentos do elemento original. Portanto, sob o ponto de vista de esforços mecânicos o implante estará submetido ao mesmo tipo de carregamento a

que a raiz do dente perdido ou osso substituído normalmente está submetida. No caso de um implante oral, sob o ponto de vista de definição do tipo de solicitação à qual é submetido um implante, deve-se avaliar, inicialmente, a solicitação imposta às faces do dente, tendo em vista os movimentos básicos de mastigação. Inicialmente, pode-se afirmar que o carregamento atuante no dente pode ser estático, ou dinâmico. No caso de carregamento estático, considera-se que a força é transmitida diretamente e igualmente para a face superior do dente e as faces que participam da oclusão. Nesse caso, agem sobre o dente cargas estáticas devidas à ação muscular. Ocorre que o valor da resultante dessa carga irá variar em função da dentição e articulação do particular paciente. Quando a pessoa mastiga, entretanto, ocorrem forças dinâmicas decorrentes das acelerações que atuam na maxila e na mandíbula. Tais forças dinâmicas são transmitidas à prótese, à conexão e ao implante. Dessa forma, verifica-se que o carregamento atuante em todos os elementos do implante apresenta componentes estáticas e dinâmicas, sendo as mesmas de compressão, flexão ou mesmo de cisalhamento. Como o implante estará instalado no alvéolo ósseo, esse também será solicitado pelo carregamento supracitado. Embora o carregamento seja principalmente de compressão, tanto estática como dinâmica, verifica-se que, em função da própria geometria da prótese, algumas regiões destas estarão sujeitas à tensão de flexão e mesmo de cisalhamento, tanto estáticas como dinâmicas.

As forças que atuam em implantes são semelhantes às que atuam na raiz natural de um dente, mas não iguais. Isto se deve às diferentes propriedades mecânicas e físicas do osso e do metal que constitui o parafuso ou pino implantado. A técnica de se usar pontes entre dentes sadios e implantes tem sido desaconselhada por inúmeras razões: solicitação excessiva do implante, desgaste de dentes sadios, estética, entre outros. Alguns fabricantes de implantes têm desenvolvido sistemas que reduzem os esforços sobre implantes e dentes vizinhos, mas na prática têm tido pouca aceitação.

As forças que atuam sobre um pino ou parafuso de titânio osseointegrado são distintas daquelas que atuam sobre uma raiz natural, por diferentes razões. O osso tem, antes de mais nada, uma elasticidade bem maior que o titânio, de modo que a interface entre os dois materiais sofre tensões bem mais elevadas que a interface entre a raiz natural e o osso. Apenas pela presença de uma osseointegração bastante intensa e estável é que pode ser explicada a estabilidade dos implantes de titânio. Em segundo lugar a geometria de um implante difere sobre o osso e sobre o implante é bem diferente daquela que se verifica nos dentes naturais. Além disso, o tecido que separa o osso da raiz natural tem uma elasticidade muito grande, permitindo movimentos consideráveis dos dentes. Um pino ou parafuso implantado se fixam rigidamente ao osso, reduzindo quase a zero aquela mobilidade. Esses fatores explicam as perdas de implantes por ruptura de parafusos de

fixação da prótese ao implante no sistema UCLA ou da prótese à conexão protética. Em alguns casos tem sido observado, também, a ruptura do parafuso, acarretando a necessidade de nova cirurgia. A aplicação cíclica de forças gera comumente o gradual afrouxamento daqueles parafusos, um dos problemas mais freqüentes. Com alguma semelhança, esses fenômenos podem hoje ser simulados em computador utilizando métodos numéricos ou experimentais.

2.5 Parafusos de pilar

O uso de implantes dentários para substituir dentes ausentes tem-se tornado uma pratica rotineira e importante na Odontologia moderna, permitindo que as mais variadas combinações protéticas sejam realizadas, apresentando-se mais estáveis, retentivas e estéticas; além, de melhorar significativamente a qualidade de vida e o convívio social desses pacientes. Usuários de um sistema de implante dental se apóiam numa reconstrução protética dos dentes ausentes, suportando uma prótese fixa ou removível. O sistema consiste principalmente de um implante e um pilar. O implante é o componente implantado no osso e o pilar é o componente que suporta e/ou retém a prótese (Misch, 2001). Em geral, a confiabilidade e a estabilidade de um mecanismo de conexão do implante-pilar são um pré-requisito essencial para o sucesso a longo prazo de implantes dentais.

Complicações no parafuso, tais como desapertos foram encontradas no sistema pilar implante do parafuso (Geng et al, 2001). A figura 2.6 mostra a fratura de um parafuso de ouro.

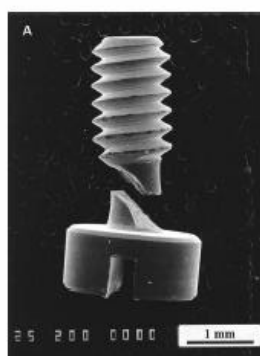


Figura 2.6 – Aspecto da fratura de um parafuso de ouro. **Fonte:** Jaarda at al. (1994).

Pré-carga inadequada, o desajuste dos componentes de acoplamento e as características de giro dos parafusos, foram consideradas as razões que conduzem ao desaperto do parafuso ou mesma à fratura. O uso do ouro como material do parafuso,

resultou em melhorias significativas (Misch, 2001), nas incidências de desaperto encontradas precocemente e nos sistemas de retenção que usam o parafuso de titânio (Jemt et al, 1991).

Segundo (Binon, 2000), a função básica do parafuso de pilar é criar uma força de travamento entre duas partes da conexão, de forma a prevenir a separação. O aperto gera uma tensão tanto na cabeça do parafuso que assenta no pilar, como entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso. Observando a frequência do desaperto do parafuso de ouro (Mc Glumphy; Mendel, Holloway, 1998), ofereceram soluções praticas para minimizar estes problemas clínicos.

O desaperto do parafuso pode causar maiores problemas tais como a perda óssea ou fratura do implante.

Existem dois fatores envolvidos na conservação do parafuso do implante:

- Aumentar a força de travamento
- Diminuir as forças de travamento.

Para conseguir uma união segura, os parafusos devem ser tensionadas para produzir uma força de travamento maior que a força externa que tende a separar as uniões. A força de travamento é usualmente proporcional ao torque. Um pequeno torque pode permitir a separação da união e resultar na fadiga do parafuso e no afrouxamento. Um grande torque pode causar falha do parafuso ou tirar a rosca do parafuso.

O aperto (torque) cria uma tensão tanto na cabeça do parafuso que assenta no pilar, como entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso; essa tensão é denominada de pré-carga, sendo esta, diretamente proporcional ao torque aplicado.

Esta força de tensão no parafuso desenvolve uma força compressiva entre as partes. Entretanto a pré-carga do parafuso é igual à força de travamento em magnitude e também é determinada não só pelo torque aplicado, como também pela liga do parafuso, pelo desenho da cabeça do parafuso, pela liga do intermediário, pela superfície do intermediário e pelo lubrificante.

O torque é controlado pela resistência mecânica do parafuso e o modo como é aplicado; sendo que o valor desse torque ótimo pode ser calculado pelo aperto do parafuso até que ele falhe. Em parafusos estruturais, geralmente 75% do torque de aperto é utilizado como medida correta de torque para que seja aplicado no parafuso.

Desta maneira, uma força de travamento significativa pode ser desenvolvida com o mínimo de risco de fratura do parafuso.

CAPÍTULO III

REVISÃO DA LITERATURA

O trabalho avalia os parafusos de pilar utilizados para fixar o intermediário ao implante. Neste aspecto, além da proposta de um modelo analítico para análise do nível de tensões, o parafuso também é avaliado através de um modelo de elementos finitos. Por isso, a revisão bibliográfica mostrada neste capítulo foi dividida em várias etapas. Inicialmente, são relacionados os trabalhos sobre esforços em implantes. Na seqüência mostra-se a revisão sobre torques aplicados a implantes e suas conseqüências. Finalmente, mostram-se os trabalhos ligados ao estudo dos parafusos de pilar e a análise destes elementos via modelos de elementos finitos.

3.1. Forças

Em um dos primeiros relatos sobre a biomecânica das próteses, Skalak (1983a), comentou que o aspecto crítico do sucesso ou falha dos implantes é a maneira como as tensões são transferidas dos implantes ao tecido ósseo. É essencial que tanto o tecido ósseo como os implantes sejam submetidos somente às forças nas quais estão aptos a receber. Uma conexão rígida da prótese parcial fixa como implante osseointegrado resulta em uma estrutura única, na qual o implante, a prótese e o tecido ósseo agem como uma unidade. Qualquer desalinhamento que haja da prótese com os implantes, resultará em uma tensão interna nesta, no implante e também no osso. Enfatizou ainda que muito embora essas condições de tensões não possam ser detectadas por análises visuais, podem ocasionar falhas em todo o sistema.

Rangert et al. (1989), baseado no posicionamento de implantes fixos em relação à geometria de uma restauração protética avaliou a influência dos carregamentos em implantes. Eles observaram que a localização das peças de fixação é o parâmetro mais importante para a limitação de cargas. Baseado em considerações teóricas e experiências clínicas com o sistema Bränemark, foram desenvolvidas diretrizes gerais para verificar forças e momentos nos implantes.

Rangert et al. (1991) observaram através de testes e análises, que do ponto de vista mecânico é arriscado sobrecarregar o implante em uma situação onde o sistema Bränemark esteja conectado a um dente de sustentação saudável. Isto porque a junção do parafuso do cilindro de ouro com o pilar do implante Bränemark age como um elemento flexível nessa situação. Por causa da flexibilidade da junção do parafuso, a carga é distribuída uniformemente entre o implante e o dente, permitindo uma simulação natural do dente de sustentação. Nesta situação, o implante fica sujeito a um momento de flexão que fica bem abaixo da capacidade máxima da junção do parafuso. Os testes de fadiga não indicam nenhum desaperto ou falha da junção do parafuso quando usados dentro da escala da mobilidade vertical normal do dente. A mobilidade transversal excessiva pode, entretanto, causar o desaperto do parafuso. Dessa forma, o controle da mobilidade transversal é fundamental.

Kraut et al. (1991), efetuaram testes de arranque para estimar a integração biomecânica em intervalos de 2 a 24 semanas. Através desses testes eles indicaram que existe um tempo dependente com o aumento progressivo na força de arranque num período de 24 semanas. As forças eram consistentemente mais altas para a mandíbula do que para o maxilar.

Meriscke et al. (1992) com base nas medidas de forças tridimensionais em implantes demonstrou que são dominantes as forças de carregamento verticais. Avaliaram os padrões de tensões devido às forças de oclusão e de mastigação, mostrando que essas tensões são dirigidas principalmente na vertical, na linha media.

No trabalho de Hobkirk e Psarros (1992) foram estudadas as forças mastigatórias associadas com porcelana e, superfície oclusal do implante osseointegrado. Foi observado que a força mastigatória média, varia consideravelmente de elemento para elemento, mas que era compatível dentro de cada elemento.

Weinberg (1993) comparou a distribuição de forças entre um dente natural e uma prótese osseointegrada. A diferença essencial ocorre em função do ligamento periodontal, o qual permite micromovimentos.. Ele também descreveu os princípios da distribuição de forças em próteses implanto-suportados.

Weinberg (1993), ressaltou as diferenças entre os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas e dento-suportadas. As diferenças na rigidez relativa das estruturas envolvidas, o meio de sustentação (osseointegração e ligamento periodontal), assim como o relacionamento complexo entre os componentes do sistema são responsáveis pela absorção e distribuição de forças. A distribuição de forças nas próteses dento-suportadas depende da estrutura rígida do dente e da prótese, contando ainda com a capacidade de adaptação do ligamento periodontal. Nas próteses sobre implantes, a distribuição das forças, dependem do grau de deformação dos parafusos do intermediário, da própria prótese, do implante e do tecido ósseo, uma vez que a ósseointegração não conta com a presença do ligamento periodontal. Portanto, nas próteses sobre implantes, a distribuição de forças é consideravelmente restrita. Quando não se estabelece uma pré-carga suficiente e/ou uma adaptação adequada entre o intermediário e o cilindro de ouro, o parafuso de ouro pode sofrer deformação ou fratura. O estabelecimento da pré-carga nessa interface, com o aperto adequado do parafuso, com torque de 10Ncm, pode minimizar a força de cisalhamento que ocorre sobre ele. Entretanto, quando existe uma desadaptação na interface intermediário/cilindro de ouro, a força de cisalhamento gera dano no parafuso. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro é facilmente detectável. Em uma prótese extensa, a falta de adaptação e a subsequente falha do parafuso alteram a distribuição da força oclusal para outros pontos onde há uma interface e uma pré-carga adequada. Conseqüentemente, os outros implantes podem ser sobrecarregados, principalmente se essa falha ocorrer no implante distal de uma prótese em balanço.

Segundo Carlsson e Carlson (1994), uma prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem causar tensão. Porém ressaltaram que não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafuso gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, induzindo alguma tensão no sistema que é uma conseqüência de uma prótese mal adaptada e são fatores que pode afetar a longevidade dos componentes.

Sugeriram duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medindo as forças introduzidas durante o aperto dos parafusos, ou através da medida de extensão da desadaptação por meio de um microscópio de medição. O autor salientou que devido às características do Sistema Bränemark, uma desadaptação de 50µm não gera tensão no sistema; já uma desadaptação angular de mesmo tamanho pode gerar um deslocamento angular no ápice do implante. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infra-estrutura tem sido questionada como um fator significativo na transferência das tensões, na biomecânica dos sistemas de implante, na ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

Avaliando a adaptação passiva da prótese implanto-suportada, Gyllenram (1994), comentou que qualquer desadaptação gera forças estáticas que vão atuar sobre todo o conjunto prótese/intermediário/implante e esses efeitos negativos serão acentuados, quando as forças dinâmicas da mastigação atuar sobre esse mesmo conjunto. Em um osso mais resistente, um certo grau de desadaptação pode ser melhor tolerado do que em um osso esponjoso, assim como na região posterior da maxila, que além de menos volumoso, também está sujeito a maiores forças durante a mastigação. A desadaptação pode ser de três tipos: vertical, horizontal e angular. Em uma boa moldagem existe a possibilidade de um erro de 50µm nos três tipos de desadaptação.

Preocupado com as variáveis clínicas que afetam as cargas das próteses sobre implantes, Weinberg; Kruger (1995), realizaram uma avaliação comparativa das cargas no parafuso de ouro, parafuso de pilar, e no implante em diferentes situações clínicas. Através de uma configuração prótese-implante com dimensões conhecidas (utilizadas como padrão), um modelo matemático foi utilizado para calcular o torque no parafuso de ouro e no pilar na porção coronal do implante.

Richter et al. (1995), desenvolveram uma nova técnica para avaliação de forças em implantes comparando os resultados com cargas aplicadas nos dentes. Implantes na posição molar fixado como premolares, suportaram forças verticais da ordem de 60 a 120N durante a mastigação. Molares simples e premolares suportaram forças verticais de 120N a 150N.

Basten et al. (1996), compararam as propriedades de fadiga de dois sistemas de implante/pilar Nobel Biocare utilizados na prática clínica quando apertados com três diferentes valores de torque. Este estudo prático simulou uma situação clínica, onde foram investigados: O número de ciclos de carga de fadiga requeridos para criar falhas nos pilares Ceraone e Esteticone; A existência de um efeito na carga de fadiga nos sistemas de pilares Ceraone e Esteticone quando o torque aumentava ou diminuía de 20% do valor de torque recomendado pelo fabricante. Uma significativa diferença estatística foi encontrada entre os dois tipos de pilar e entre os diferentes níveis de torque utilizados em cada sistema.

Hebel e Gajjar (1997) discutiram a influência da estética e da oclusão na seleção do uso de sistemas parafusados ou cimentados, como retenção para próteses sobre implantes. Para os autores, um dos argumentos mais utilizados pelos defensores das próteses parafusadas é o de dar condição da prótese ser reutilizável, mas que quando é selecionado um cimento adequado a prótese cimentada também pode ser reutilizável. Desvantagens importantes como a instabilidade do parafuso são encontradas nas próteses parafusadas. Quando uma força vertical ou oblíqua atua sobre a prótese, produz-se tensão no parafuso, o que provoca instabilidade ou afrouxamento do mesmo.

Helldén e Dérand (1998), para minimizar o erro e otimizar o problema da adaptação passiva, apresentaram as vantagens obtidas com o método *Cresco Ti Precision* para a execução das próteses em titânio soldadas a laser. Em um modelo fotoelástico, foram colocados três implantes (Cresco Ti Systems AB) de 13mm e sobre estes, foram enceradas quatro próteses a partir dos componentes plásticos. As peças foram incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro. As próteses não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas interfaces vertical de 70µm e 40µm nos implantes A e B. Os resultados da análise fotoelástica revelaram tensões associadas às próteses não adaptadas e ausência de tensões estáticas nas próteses adaptadas. Nas próteses adaptadas, a carga encontrada nos parafusos foi zero. Para fechar a interface de 50µm, localizadas no implante central, foi encontrada uma carga de $300 \pm 26\text{N}$ no parafuso de ouro. Os autores ressaltam a importância do fato de que as tensões dependem do erro, da dimensão do mesmo, assim como do tamanho da peça e da localização do mesmo. Consideram também que, apesar do efeito do erro estar relacionado a outros fatores como, por exemplo, quantidade óssea, há de se lembrar sempre da importância da adaptação da peça na geração das cargas.

Lang et. al. (1999), examinaram a força de aperto transmitida para o implante com e sem o uso do dispositivo de contra torque durante o aperto do parafuso do pilar. Observou-se uma diferença significativa com a ausência do dispositivo de contratorque. Concluíram, então que o contratorque deverá sempre ser usado para evitar que forças excessivas sejam transmitidas para o implante.

Em um trabalho sobre implantes e componentes, Binon (2000), realizou uma classificação da extensa variedade de implantes disponíveis, baseado na forma da conexão da interface pilar/implante, na forma e na superfície do implante. Em relação à forma de união pilar/implante, afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de configurações dessa interface. Com isso, dois grandes tipos de conexões são conhecidos (externa e interna) os quais são caracterizados pela presença ou ausência de uma configuração geométrica que se estende acima da superfície coronal do implante. Outro tipo de interface encontrado é a união de topo, que consiste em duas superfícies de ângulos retos; e a união angulada, onde as superfícies são anguladas externa ou internamente. A superfície de união também pode incorporar uma geometria que inclua uma configuração de resistência rotacional ou estabilização lateral. Dessa forma, a geometria pode ser octogonal, hexagonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, *spline*, entre outros. Segundo o autor, conexões internas em que o parafuso recebe pouca carga e as superfícies do pilar estão em íntimo contato com as paredes do implante, para resistir a micromovimentos, resultam em uma interface mais estável. Para evitar falhas que provoquem a instabilidade da prótese, procedimentos clínicos assim como parâmetros mecânicos são críticos. Em relação aos componentes, uma ótima tolerância de adaptação, liberdade rotacional mínima, propriedades físicas melhoradas se uma aplicação de torque adequado, são determinantes na estabilidade da interface. Assim, mesmo na parte clinica, uma adequada distribuição, cargas dirigidas no longo eixo do implante, número, diâmetro e comprimento dos implantes, adaptação passivada, prótese e controle das cargas oclusais são igualmente importantes.

Pesum et al. (2001), avaliaram e compararam forças axiais compressivas e torques aplicados simultaneamente em parafusos de ouro por pessoas com diferentes graus de experiência. Os resultados mostraram uma menor variação nos procedimentos de aperto e afrouxamento. Uma maior força axial compressiva foi aplicada durante o afrouxamento quando

comparada com a força de aperto. Forças compressivas removeram parte da pré-carga resultando em quantidade diminuída de torque necessária para remover o parafuso de ouro, o que pode explicar porque os estudos de remoção de torque mostram valores menores durante a remoção do parafuso, do que na sua colocação.

Tan e Nicholls (2001), mediram e compararam a pré-carga produzida em parafusos de sete diferentes tipos de pilares hexagonais. A medida da pré-carga foi realizada fixando extensômetros ao pilar que foi unido a um implante 3,75x15mm (Bränemark system, Nobel Biocare). Os autores concluíram que a pré-carga na união implante/pilar depende do desenho, diâmetro, e material do parafuso, assim como do torque de aperto e da velocidade do torque.

Analisando as forças oclusais desenvolvidas sobre diferentes materiais utilizados em próteses sobre implantes, Bassit et al. (2002), investigaram se as forças transmitidas aos implantes, *in vivo*, são influenciadas pela resina acrílica ou pela cerâmica como material de revestimento. Para assegurar que as forças oclusais fossem transmitidas através das próteses, estas foram ajustadas em supra-oclusão, de forma a estabelecer sempre o primeiro contato durante a mastigação e/ou oclusão sobre a prótese. O pico de força máximo foi registrado, sendo analisadas as medidas aplicadas *in vivo* e *in vitro*. Os autores concluíram que os diferentes materiais oclusais não levam à geração de forças diferentes sobre os implantes nos pacientes e que o grau da capacidade de alongamento entre a cerâmica e a resina foi observado somente no estudo *in vitro*, onde a força é gerada por um choque e o implante é rigidamente ancorado.

Duyck e Naert (2002), avaliaram a possibilidade de se empregar cimento em próteses parafusadas sobre implantes como forma de compensar desadaptações. Utilizaram um modelo com três implantes, quatro infra-estruturas em paládio-prata e 2 tipos de intermediários: cilíndricos e cônicos em que a pré-carga foi medida em diferentes situações. A pré-carga externa nos intermediários, medida após o apertamento dos parafusos da prótese, foi utilizada para indicar a qualidade de adaptação. Cada prótese foi submetida a 10 apertamentos com torque de 10Ncm. Os resultados mostraram que as forças axiais foram menores e os valores dos momentos de torção foram maiores nas amostras desadaptadas. O cimento não foi capaz de reduzir a pré-carga externa. Os autores concluíram que este não é um procedimento eficaz,

pois, apesar de visualmente compensar desadaptações, não favorece uma melhor transmissão de forças para os implantes.

3.2. Torques e m Implantes Dentários.

A significância do planejamento do parafuso e a necessidade de se aplicar um torque correto, mesmo sendo discutível o desalinhamento de um cilindro de ouro e seu respectivo pilar de conexão, levaram Patterson (1992), a avaliarem a fadiga dos parafusos utilizados em implantes. Para os autores, a fadiga do metal é, talvez, a causa mais comum de falha estrutural. O fato de não se conseguir uma adaptação passiva faz com que não haja uma perfeita união entre os componentes durante a pré-carga, o que pode influenciar uma fadiga reduzida há semanas. Se a adaptação é ruim, durante a pré-carga, pode haver um deslizamento entre as estruturas. Para os autores, uma pequena alteração pode ser encontrada nos trabalhos protéticos, ou pode existir algum erro técnico na impressão ou na fabricação das estruturas. Para essa compensação é necessário um aperto máximo do parafuso sendo indicado alcançar um torque apropriado para cada parafuso em particular.

Millington e Leung (1992), avaliaram o nível de tensão gerado sobre um implante para uma infra-estrutura com desadaptação. Para fixação da barra, foram usados parafusos de ouro e pilar transmucoso com torque de 10Ncm. Para estabelecer o tamanho da fenda gerada, a superfície da infra-estrutura foi monitorada por um transdutor antes e depois da introdução da infra-estrutura; e para determinar as tensões utilizou-se um modelo fotoelástico. A distribuição das tensões foi registrada por fotografias no contorno do modelo. Os autores concluíram que as tensões eram maior no pilar e que a desadaptação era menor na região do pilar sendo de 6µm.

Sutter et al. (1993), apresentaram a estrutura do *Octa-abutment*, o qual é um pilar restaurador do sistema ITI (Bonafit). Relataram também os resultados de testes de vários parâmetros críticos para a estabilidade longitudinal do complexo implante/supraestrutura com este pilar. Resultados dos testes mecânicos com os pilares relatados pelos autores garantem que o desenho cônico interno proporciona adaptação friccional, o que elimina o risco de rotação ou afrouxamento das partes. Os resultados dos testes da aplicação de força de rotação até a falha proporcionaram torques maiores de 400Ncm. Quando foram comparados testes de torque de aperto contra torque de afrouxamento os resultados revelaram que o torque de

afrouxamento foi entre 10 e 15% superior ao torque de aperto, o que segundo os autores resulta em um aumento de 20% na resistência ao afrouxamento para um nível de torque determinado. Em testes de carga dinâmica, foi relatado que após dois milhões de ciclos, o torque de afrouxamento não diminuiu quando comparado com o torque de aperto antes da carga; por estes resultados, os autores acreditam que a estabilidade mecânica deste sistema favorece biologicamente, sendo obtidas restaurações estéticas com procedimentos técnicos simples, o que fornece garantia de sucesso à restauração.

Burguete et al. (1994), em artigo sobre a importância do apertamento dos pilares de conexão a implantes osseointegrados descrevem os métodos disponíveis até o momento para o aperto de pilares de conexão (controle de torque, controle de ângulo e controle de torque/ângulo). Os autores concluíram que é necessário o desenvolvimento de dispositivo para aplicação do torque com base em métodos de controle do torque/ângulo.

Goheen et al. (1994), avaliaram a força do torque e a variabilidade de aparelhos mecânicos. Os aparelhos mecânicos operados manualmente produziram valores de torque dentro das tolerâncias especificadas pelos fabricantes. Foi observada variação significativa dos valores propostos pelos fabricantes em função de velocidade de apertamento.

Em um estudo sobre os aspectos biomecânicos dos parafusos, Binon (1994), afirmou que o aperto deficiente dos parafusos, próteses inadequadas, pouca adaptação dos componentes, carga excessiva, falta de assentamento dos parafusos, geometria inadequada do parafuso e a elasticidade do osso contribuem para a instabilidade dos parafusos. Segundo o autor, para se obter uma união estável, valores de torque recomendados nos vários tipos de componentes devem ser seguidos, sendo que para os mesmos devem ser utilizados dispositivos mecânicos de torque que ofereçam maior consistência nas diferentes áreas da cavidade oral. Um outro fator comentado por ele é a condição de carga excessiva, devido ao número e localização dos implantes. Da mesma forma, afirmou que características como diâmetro, comprimento, tipo de roscas, e conexidades dos parafusos nos diferentes sistemas podem predispor fraturas; sendo que a rugosidade excessiva, usinagem ruim, liga com resistência insuficiente e elongação afetam as características desses parafusos. Assim como a qualidade óssea da área receptora do implante tem importância na estabilidade do parafuso, sendo que na maxila, devido a maior quantidade de osso esponjoso, existe uma maior

deformação quando forças compressivas são aplicadas. Da mesma forma, afirmou que falhas dos parafusos são mecanismos de proteção dos implantes.

Shutter et. al., (1994), afirmou que o parafuso deve ser considerado como uma parte importante do desenho da supra-estrutura dos implantes e não como um elemento isolado, acreditando que os problemas relacionados a este envolvem a qualidade e desenho da conexão entre o implante e o pilar. Segundo ele no desenho do parafuso tradicional o torque de afrouxamento é 10% menor que o torque de aperto enquanto que no parafuso cônico o torque de afrouxamento é 10 a 20% maior que o torque de aperto. No caso de parafusos com desenhos convencionais o torque de afrouxamento foi para 36Ncm depois de 500.000 ciclos e 27Ncm depois de 2.000.000 ciclos, sendo estes apertados a 50Ncm, o que sugere micromovimentos e tendência para afrouxamento do parafuso.

Jaarda et al. (1996), examinaram os parâmetros geométricos de maior impacto na relação torque/pré-carga, de cinco parafusos de retenção protéticos intercambiáveis. Através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), parafusos testes de fenda de dois tipos de ligas foram selecionados de três fabricantes. Os autores concluíram que as diferenças encontradas entre os parafusos podem introduzir variáveis desconhecidas no tratamento dos pacientes, e que na base dos princípios de engenharia em relação à geometria dos parafusos, e a relação torque pré-carga, pode ser que as recomendações de torque de aperto para os parafusos Nobelpharma não sejam aceitas como certas para todos os desenhos de parafusos.

Cheshire e Hobkirk (1996), propuseram um estudo para investigar clinicamente a adaptação da infra-estrutura. A adaptação de cinco infra-estruturas entre pilar transmucoso foi investigada "*in vivo*", usando um material de impressão para registrar as discrepâncias. Uma adaptação ideal é raramente obtida. Eles verificaram que uma discrepância existe ao redor das infra-estruturas, a qual pode ser aceita ou não clinicamente, porém o aperto do parafuso de ouro com a mão reduziu a discrepância vertical.

Levine et al., (1997), avaliaram implantes ITI quando utilizados em restaurações unitárias. Compararam coroas cimentadas e parafusadas observando as complicações protéticas associadas. Afrouxamento do parafuso de retenção foi encontrado em oito dos 92 implantes restaurados com coroas parafusadas (8,7%). Os autores acreditam que o desenho

cônico interno com componente anti-rotacional desse sistema, unido à aplicação de um torque de 35Ncm, oferece um comportamento mecanicamente favorável à interface durante as cargas funcionais. No caso do parafuso oclusal, onde 8,7% de afrouxamento ocorreu, o autor sugere que a configuração cônica do pilar amortece o sistema da vibração e micromovimentos durante a função, já que em nenhum caso o parafuso afrouxou em mais de uma vez, o que sugere que a força de aperto deve ser verificada após a restauração estar em função.

Observação visual e radiografias periapicais convencionais são os métodos mais frequentes usados para avaliar a exatidão entre a adaptação de componentes protéticos e implantes, porém esses métodos são limitados. Neste estudo May et al. (1997), utilizaram um instrumento para avaliar a interface entre pilar e cilindro de ouro chamado Periostite(PTV). Para isso, foram utilizadas duas costelas bovinas que receberam três implantes Bränemark e pilares (SDCA005) 5.5mm.

Kano (1998), avaliou a adaptação na interface pilar/cilindro de ouro utilizando componentes do mesmo sistema e combinações de componentes de diferentes sistemas. Os resultados da análise intra-sistema mostraram que não houve diferenças estatisticamente significantes em relação ao desajuste médio de 7,85µm. Os resultados das análises entre sistemas encontrados sugeriram que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis.

Em 1998 observando a frequência de afrouxamento de parafuso de ouro McGlumphy; et al. (1998), ofereceram soluções práticas para minimizar estes problemas clínicos. Muitos produtos, componentes e técnicas foram sugeridas para manter a estabilidade do parafuso estável. Estas sugestões incluem rosca antivibracional, união mecânica direta, alterações no desenho do parafuso, e mecanismo de controle de torque. Todas estas idéias têm ajudado a minimizar o problema de afrouxamento do parafuso, mas nenhuma tem eliminado o problema completamente. O afrouxamento do parafuso pode causar maiores problemas, tais como perda óssea ou fratura do implante. Existem dois fatores envolvidos na conservação do parafuso do implante apertado: (1) aumentar a força de travamento, e (2) diminuir as forças de separação. Para conseguir uma união segura, os parafusos devem ser tencionados para produzir uma força de travamento maior que a força externa que tende a separar. A força de travamento é usualmente proporcional ao torque. Um pequeno torque pode permitir a separação da união e resultar na

fadiga do parafuso ou afrouxamento. Um grande torque pode causar a falha do parafuso. A aplicação do torque desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga que é uma carga inicial no parafuso em tensão. Esta força de tensão no parafuso desenvolve uma força compressiva entre as partes.

O torque é controlado pela resistência mecânica do parafuso e o modo como é aplicado. O valor do torque ótimo pode ser calculado pelo apertamento do parafuso até que ele falhe. Cerca de 75% deste valor é um torque ótimo para aplicar no parafuso. Desta maneira, uma força de travamento significativa pode ser desenvolvida como mínimo de risco de fratura do parafuso.

Como objetivo de avaliar comparativamente o grau de micro infiltração de fluídos, na interface implante/pilar Gross et al. (1999), avaliaram cinco sistemas de implantes comercialmente disponíveis. Três conjuntos pilar/implante dos sistemas Spline, ITI, Nobelpharma (ceraone), Steri-Oss, e3i, foram utilizados usando torques de aperto de 10Ncm, 20Ncm. Quando as amostras foram comparadas quanto ao torque aplicado, foi encontrada uma interação entre o valor de torque e o grau de micro-infiltração, sendo que esta diminuiu significativamente na medida que o torque aumentou de 10Ncm para 20Ncm, até o torque recomendado pelos fabricantes.

Gross et al. (1999), avaliaram o torque de aperto gerado de forma manual por nove clínicos experientes em prótese sobre implantes utilizando cinco diferentes sistemas de implantes. Na metodologia empregada, uma condição clínica foi simulada sobre um modelo odontológico no qual foi fixado um implante na área de um primeiro molar maxilar direito. Os resultados mostraram uma variabilidade no torque produzido por cada clínico e entre os diferentes clínicos; sendo que no torque habitual foram encontradas médias de 7,0 a 14,6 Ncm.

Aboyoussef et al. (2000), avaliaram uma forma de aumentar a resistência ao afrouxamento da união coroa/pilar; Seus resultados mostraram um afrouxamento do parafuso nos três grupos testados, não ocorrendo nenhuma fratura. Nos grupos esteticone e convencional modificado o afrouxamento ocorreu na interface pilar/implante, enquanto que no grupo convencional o afrouxamento ocorreu na interface cilindro de ouro/pilar. Os autores concluíram que a adição de característica de forma de resistência anti-rotacionais aumentam o

comprimento do braço de alavanca o que pode ser um fator importante na resistência da perda da pré-carga causada pela ação do torque.

Com o objetivo de testar a precisão de dispositivos eletrônicos de torque Nobelpharma DEA 020(Nobel Biocare) que estavam em uso clínico por um tempo mínimo de cinco anos, Mitrani et al. (2001), compararam o torque gerado por estes contra toque gerado por dispositivos novos. Em seu trabalho desenvolveram uma técnica no laboratório que simulou uma situação clínica utilizando um implante osseointegrado do sistema Bränemark sobre o qual foi colocado um pilar ceraone, fixado. Seus resultados não mostraram existir correlação significativa entre o torque gerado pelos dispositivos e o tempo em uso; ao comparar os dispositivos em uso clínico com os dispositivos novos, os autores também não encontraram diferenças estatisticamente significantes.

Rafee et al. (2002), avaliaram o efeito de repetidos torques e a contaminação da saliva na máxima resistência a tração de parafusos em vários grupos. Sendo que não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos quando estiveram ou não sob condições de contaminação. Em todos os grupos não existiu uma diminuição significativa nos valores de carga para fratura. Os autores sugeriram que os parafusos testados podem ser apertados e removidos acima de 20 vezes sem afetar a máxima resistência de tração.

Com o objetivo de comparar a precisão de dispositivos mecânicos de aplicação de torque em próteses sobre implantes, Standlee et al. (2002), avaliaram três sistemas de torque. No experimento, utilizaram a metodologia na qual o torque gerado pelos diferentes dispositivos é transferido a uma máquina Instron através de um torno em miniatura. Concluíram que o torque gerado por cada dispositivo individual tem uma variação em diferentes graus, do torque para o qual os mesmos são programados.

Tan e Nicholls (2002), neste mesmo ano, afirmaram que uma ótima pré-carga no parafuso de retenção de ouro é necessária para manter a estabilidade da união pilar/cilindro de ouro; pelo que mediram a condição de pré-carga obtida no parafuso de ouro em três sistemas de aplicação de torque. Dispositivos de torques manuais, controladores de torque eletrônico e aplicação através de chaves de torque foram comparados. Os controladores de torque eletrônicos produziram uma maior pré-carga que os outros dos sistemas de torque testados,

porém os autores sugerem uma recalibração destes dispositivos em intervalos de tempo regulares, para assegurar um ótimo resultado.

Lang et al.(2002), examinaram a orientação do hexágono do pilar no hexágono do implante depois do aperto do parafuso, em diferentes sistemas de pilares. Examinaram, também, a influência do dispositivo de contratorque na configuração hexagonal do pilar/implante após o aperto do parafuso. Cada implante foi fixado em um dispositivo e depois aplicado o torque recomendado para cada sistema, utilizando-se um Controlador eletrônico de torque (NobelBiocare). Os resultados mostraram um grau de rotação média menor do que $3,53^\circ$ para os quatro sistemas testados, com e sem o uso do contratorque menor. Quando o contratorque foi utilizado, todos os sistemas tiveram uma média absoluta de rotação menor que $1,50^\circ$, depois do aperto do parafuso do pilar. Concluíram que ocorre uma ótima estabilidade da união parafusada e que o uso do contratorque tem pouca influência na orientação do hexágono do pilar ao redor do hexágono do implante.

Standlee et al. (2002), avaliaram a precisão de sete dispositivos de torque eletrônicos (Nobel Biocare modelo DEA-020) em uso clínico. Os resultados obtidos mostraram que os dispositivos foram precisos, porém inexatos, ou seja, eles tiveram um pequeno desvio padrão, mas o torque gerado foi diferente em relação ao torque para o qual foram programados, com uma ampla variação do torque gerado pelos dispositivos do mesmo modelo. Os autores acreditam que quando um torque é aplicado nos parafusos, uma maior pré-carga é gerada e a fratura do parafuso pode ocorrer; entretanto quando um torque baixo é aplicado existe uma maior possibilidade de afrouxamento do parafuso.

Tavarez (2003), realizou um trabalho com o objetivo de estudar as alterações na interface implante/pilar em sistemas de conexão externa e interna através das medidas da desadaptação, e a condição de torque e destorque dos parafusos de fixação quando submetidos a ensaios de fadiga.

3.3. Parafusos de Pilar

Jemt et al. (1991), relataram os resultados de outro estudo de acompanhamento clínico. Os seguintes parâmetros clínicos foram registrados: gengivite, profundidade de sondagem,

índice de sangramento, e mobilidade dentária. Neste período somente três implantes (2,8%) foram perdidos. A condição gengival se apresentou saudável (82% dos pacientes) em volta das coroas, coincidindo com a situação clínica dos dentes naturais adjacentes. Fístulas foram encontradas em 11 restaurações (10%); em seis destas foram associadas à mobilidade dos parafusos do pilar. A principal complicação associada a restaurações ou componentes protéticos foi o afrouxamento dos parafusos do pilar (26%), em 21 restaurações (20%) ocorreu afrouxamento uma vez, e em oito restaurações (7,5%) ocorreu afrouxamento dos parafusos varias vezes. A frequência de afrouxamento dos parafusos teve uma tendência a diminuir com a progressão do estudo.

Lazzara (1991), publicou um trabalho enumerando as vantagens dos implantes com hexágono externo, que segundo ele, inicialmente este hexágono foi desenhado para levar o implante ao leito cirúrgico. As principais vantagens deste tipo de conexão são obtidas na fase protética, onde uma conexão mais estável entre o implante e a restauração é necessária. O mecanismo anti-rotacional desta conexão é importante para estabilizar à correta angulação dos pilares. O pilar tipo UCLA também comentado pelo autor neste trabalho, adapta-se à conexão hexagonal do implante, permitindo a construção de restaurações unitárias onde existam 4mm ou menos de altura do dente antagonista à parte superior do implante; podendo ser encontrado em plástico ou pré-fabricado em ouro, este último é recomendado por ser mais exato e preciso, diminuindo os erros laboratoriais no encaixe ao implante. Este tipo de pilar também permite a construção de restaurações onde é eliminada a possibilidade de emergência do parafuso de retenção através da face vestibular. Segundo o autor, assentamento positivo do parafuso de retenção e um encaixe preciso dos hexágonos são críticos para a estabilidade ao longo do tempo da restauração, já que a restauração unitária é estabilizada através do hexágono coronal do implante.

Jorneus et al. (1992), examinaram quatro tipos de pilar de conexão (três graduações do titânio ASTM e uma liga de ouro) que receberam valores de torque entre 20 e 35 Ncm. Os valores de torque considerados ótimos para cada modelo de pilar de conexão foram utilizados. A estabilidade de cada articulação foi, então, avaliada nesse estudo *in vitro* antes e após função simulada. Apenas o pilar de conexão fabricado com liga de ouro manteve a estabilidade da articulação sob um torque maior que 50 Ncm. Entretanto, os autores estabeleceram que sob cargas típicas, a maior parte dos pilares de conexão manteria a estabilidade. Os fabricantes de

implantes reconhecem que o afrouxamento do pilar de conexão é um problema significativo e têm tentado solucionar essa dificuldade por meio de características inovadoras que impedem movimentos rotacionais.

Lewis et al. (1992), reportaram os vários usos do pilar UCLA, suas vantagens e desvantagens quando comparado com componentes convencionais. Apresentaram também os resultados de uma avaliação clínica de quatro anos de uso do pilar UCLA. Os autores comentaram que os processos de fundição são mais sensíveis tecnicamente, enquanto que os componentes pré-fabricados são mais precisos. Dessa forma, uma fundição com uma pobre adaptação, resulta em afrouxamento ou fratura do parafuso, e possibilidade de fratura ou perda do implante, portanto uma adaptação precisa é necessária neste tipo de componente. Também relataram os resultados de um estudo clínico de quatro anos utilizando este pilar sobre implantes Bränemark. Explicaram que problemas envolvendo a distância interoclusal limitada, estética, angulação, distância interproximal reduzida, foram resolvidos; sendo que para 46 pacientes tratados com 118 pilares UCLA a porcentagem de sucesso foi de 95,8%.

Para Binon et al. (1993), um encaixe impreciso entre os componentes implante/pilar/coróa poderá influenciar no prognóstico a longo prazo da terapia reabilitadora com implantes. As implicações clínicas decorrentes desse encaixe pobre seriam: perdas freqüentes dos parafusos, fratura crônica do parafuso, alteração da placa bacteriana, resposta adversa dos tecidos moles ao redor do implante e finalmente, perda da osseointegração. Por esses motivos os autores conduziram um trabalho *in vitro* para avaliar a compatibilidade entre componentes de quatro diferentes sistemas de implantes, avaliando especificamente a interface implante/pilar de conexão.

Em um estudo multi-centro, Laney et al. (1994), relataram que após três anos de acompanhamento, 82 pacientes dos 92 iniciais que possuíam restaurações de dentes isolados sustentada por implante Bränemark com 100% destas restaurações sobreviveram. Em um ano de acompanhamento seis pacientes perderam o tratamento caindo para 88 a porcentagem de sucesso sendo então 97,2% e entre os três anos de acompanhamento este índice caiu para 82 o número de pacientes com sucesso, sendo uma taxa acumulativa de três anos num total de 97,2%. Não foram observadas alterações como gengivite, profundidade da bolsa, índice de sangramento e mobilidade dentária ou de implantes daquelas relatadas após um ano. A

reabsorção óssea marginal permaneceu em um nível baixo, menos de 0.1mm anualmente durante o segundo e terceiro ano.

Eckfeldt et al. (1994), realizaram uma avaliação clínica de restaurações unitárias suportadas por implantes Bränemark, durante um período de 14 a 55 meses. Observaram que a complicação protética mais comum foi o afrouxamento do parafuso do pilar, o qual ocorreu em 43% das restaurações, sendo que em 28 restaurações os parafusos afrouxaram uma vez e, em 12, duas ou mais vezes. Dois parafusos tiveram que ser trocados durante os primeiros dois anos devido ao afrouxamento do parafuso sob coroas permanentemente cimentadas. Concluíram que as restaurações unitárias sobre implantes oferecem uma alternativa de tratamento promissor, com excelentes resultados biológicos, estéticos, e funcionais.

Becker e Becker (1995), apresentaram os resultados de restaurações unitárias suportadas por implantes substituindo molares mandibulares e maxilares. Restaurações foram realizadas e fixadas utilizando-se parafusos de ouro. Duas semanas após a inserção das coroas, os parafusos foram reapertados. As oclusões de todas as restaurações foram desenvolvidas minimizando contatos cênicos e interferências laterais. O índice acumulado de sucesso foi de 95,7% após um ano. Afrouxamento dos parafusos de retenção ocorreu em oito implantes (38%), sendo que 14,2% afrouxaram uma vez, 9,5% duas vezes e 14,3% três vezes. Fratura do parafuso do pilar ocorreu em um paciente, e nenhuma fratura da coroa ou implante ocorreu. O índice de sucesso foi relacionado a diversos fatores: qualidade e quantidade óssea adequada, maior comprimento possível exclusão dos pacientes com hábitos parafuncionais, já que foram descritos como fator de risco relacionado à fratura do implante e perda do parafuso de ouro devido à incidência de forças excessivas. Os autores acreditam que a alta incidência de afrouxamento do parafuso de ouro (38%) pode ser diminuída com a utilização do pilar ceraone.

Hass et al (1995), reportaram experiências de 76 restaurações unitárias suportadas por implantes Bränemark, colocadas em 71 pacientes (35 mulheres e 36 homens). Os implantes foram restaurados com os pilares unitários originais (Nobelpharma AB), e com pilar ceraone. Dois implantes (2,63%) foram removidos durante todo o período, sendo relatada uma sobrevivência de 96,3% após 66 meses. A complicação protética mais comumente observada foi o afrouxamento do parafuso do pilar, o qual ocorreu em 12 restaurações, e foi observada em alguns meses após a instalação das restaurações.

O afrouxamento do pilar de conexão é um problema associado a restaurações de implantes unitários. Os fabricantes de implantes têm tentado solucionar esse problema com a introdução de características que impedem movimentos rotacionais aos seus sistemas. Dixon et al. (1995), investigaram “in vitro” os níveis de micromovimentos e torque necessário para causar o afrouxamento de pilares de conexão em combinações de implantes com pilares de conexão retos e angulados de três fabricantes. Cada amostra foi submetida a movimentos recíprocos horizontais de compressão, numa inclinação antes e após o teste, e também foi registrada e comparada para cada sistema. Os autores sugerem que pequenas variações no torque necessárias para causar o afrouxamento dos pilares de conexão, medidas após uma função simulada para todos os três sistemas de implantes avaliados, não foram grandes o suficiente para causar a perda da conexão pilar de conexão/implante e, portanto, não teriam significado clínico.

Arber; Zarb (1996), relataram a efetividade clínica de restaurações unitárias suportadas por implantes no sistema Bränemark. Trinta e oito pacientes com 42 implantes foram acompanhados, por um período de um a oito anos. As restaurações foram realizadas incluindo pilares anti-rotacionais, angulados e ceraone; com parafuso de ouro ou de titânio. Avaliações foram realizadas após a carga em uma semana, seis e 12 meses e anualmente até o último controle. Em cada avaliação, as coroas foram removidas, cada implante foi avaliado clínica e radiograficamente e complicações protéticas também foram registradas. No último controle, foi aplicado um questionário para avaliar o grau de satisfação do paciente com o tratamento, obtendo-se 94% de aceitação. Todos os implantes permaneceram estáveis, porém afrouxamento do parafuso da coroa ou do pilar foi a complicação protética mais comum, sendo que isso ocorreu com mais frequência nos parafusos de titânio do pilar. Fratura do parafuso de titânio do pilar ocorreu em dois pacientes e em outras cinco coroas ocorreu fratura da cerâmica.

No ano seguinte Balshi et al. (1996), investigaram a sobrevivência de implantes osseointegrados (NobelBiocare) quando conectados a pilares convencionais ou angulados, sendo observadas as alterações perimplantar e protéticas por um período de três anos. O sucesso das próteses foi de 96,8%, na maxila, e 100% na mandíbula, sendo que as complicações encontradas no estudo incluíram fraturas do material oclusal em três pacientes, fratura da infra-estrutura em outros três pacientes e, após os três anos de estudo, quatro

parafusos do pilar precisaram ser reapertados em 3 pacientes. As avaliações das alterações perimplatar indicaram que os pilares angulados não necessariamente promovem alterações. Os autores concluíram que o comportamento clínico dos pilares angulados pode ser comparado ao dos pilares convencionais como uma modalidade previsível na reabilitação protética.

Schulte; Coffey (1997), preocupados com a fratura ou desaperto do pilar e parafuso de retenção, realizaram um estudo onde avaliaram a habilidade de retenção de nove sistemas de (Lifecore Biomedical, CHASKA, M.N). Os parafusos dos pilares receberam 30Ncm de torque (DTG-12; John Chatillon & Sons, Inc., Greensboro, NC), e foram soltos e reapertados em 10min, 20min e 24 horas do aperto inicial. Concluiu-se que se deve selecionar um pilar ideal e o torque para os parafusos de 30Ncm eliminando o parafuso de retenção das próteses.

Watson (1998), em uma revisão de literatura, relatou o número de problemas causados pelos componentes protéticos que estão no mercado e sugere algumas soluções. O desaperto do parafuso de retenção da prótese ou pilar é a complicação mais freqüente devido à carga mastigatória. Para evitar o contratempo de um alto torque, é recomendado um bom ajuste oclusal e o uso de torquímetros apropriados. Outra condição necessária é uma adaptação passiva do metal da infra-estrutura. Muitos dentistas ultrapassam o valor do torque do parafuso de retenção de ouro, de 10 para 15Ncm, para dar maior segurança. Como são inúmeros componentes protéticos no mercado, o autor concluiu que cada dentista tem que selecionar o pilar mais indicado para cada.

Artzi; Dreifangel (1999), descreveram uma técnica para manter a estabilidade do parafuso de fixação da supra-estrutura protética, baseada no travamento de uma barra hexagonal, no hexágono da cabeça do parafuso. Para a realização da técnica, foram utilizados os seguintes componentes: uma barra de titânio hexagonal, uma cinta de borracha, uma chave hexagonal de 1,27mm e o parafuso de fixação. Antes do parafuso ser apertado, foi verificado se a supra-estrutura estava passivamente estabilizada no hexágono externo do implante. A prótese foi posicionada no implante e o parafuso apertado de acordo como torque recomendado pelo fabricante. Os autores relataram uma avaliação de 120 restaurações unitárias parafusadas, colocadas em 100 pacientes, sendo que 75 dessas restaurações foram colocadas na área de primeiro e segundo pré-molar, 40 na região do incisivo e 15 na região posterior molar. Durante avaliações, foi encontrado que todas as restaurações estavam fixas,

sendo que todas estavam funcionando adequadamente. Nenhum afrouxamento ou fraturado parafuso foi encontrado.

Faulkner; Wolfaardt; Chan (1999), determinaram se o Perioteste têm potencial para detectar clinicamente o afrouxamento do parafuso do pilar nas restaurações de próteses sobre implantes, determinando-se dessa forma a efetividade do perioteste em detectar mudanças na rigidez da união. Os resultados mostraram que o Perioteste encontrado foi mais sensível do que a detecção manual para avaliação do afrouxamento do parafuso do pilar; entretanto o instrumento não foi sensível ou suficiente para indicar deterioração do afrouxamento do parafuso antes da perda da pré-carga.

Em uma continuação do estudo retrospectivo de implantes unitários do sistema ITI iniciado em 1999, Levine et al. (1999) apresentaram os resultados de dois anos de estudo clínicos, comparando a sobrevivência de coroas cimentadas e parafusadas. Dos 174 implantes unitários colocados e avaliados inicialmente, 110 pacientes com 157 implantes. Destes, quatro implantes falharam devido a perimplantites após seis ou mais meses, e outros três implantes falharam devido a fraturas, os mesmos colocados na área de primeiro molar mandibular após 40,3 meses, tendo-se uma sobrevivência de 95,5%. Dos 157 implantes remanescentes 76 foram restaurados com coroas cimentadas e pilares cilíndricos, e 81 foram restaurados com coroas parafusadas com o pilar *octabutment*. Os problemas restaurativos com pilares cilíndricos cônicos incluíram uma incidência de afrouxamento de 5,3%. Apenas uma coroa unida a um pilar *octabutment* afrouxou após três anos; enquanto que 18 restaurações parafusadas (22,2%) tiveram incidência de afrouxamento do parafuso de retenção.

Scholander (1999), realizou um estudo de avaliação clínica de restaurações unitárias suportadas por implantes do sistema Bränemark. Das restaurações, 98,5% permaneceram em função depois de cinco anos de carga. A complicação mais comum foi o afrouxamento do parafuso, que ocorreu em dez restaurações (3,9%), sendo que o afrouxamento só ocorreu em duas restaurações onde foram utilizados pilares cônica. O autor acredita que esse tipo de pilar diminui o índice de afrouxamento. Outras oito coroas tiveram que ser refeitas devido a complicações protéticas, enquanto que as condições dos tecidos ao redor das restaurações mostraram-se saudáveis quando comparadas aos dentes adjacentes.

Krennmair et al. (2002), realizaram análises clínicas de 146 implantes Frialt-2 para substituição de elementos unitários. Todos os pacientes incluídos no estudo foram avaliados a cada três meses no primeiro ano, e com intervalo de seis meses após o primeiro ano. Sobrevida dos implantes assim como incidência e complicações protéticas foram registradas. Com os resultados obtidos nesse estudo, os autores acreditam que a baixa percentagem de afrouxamento dos parafusos é devido à conexão hexagonal interna desse sistema.

Em uma análise clínica de implantes ITI colocados e restaurados por periodontistas e protesistas, Levine et al (2002), avaliaram a sobrevida de restaurações unitárias no setor posterior, suportadas por implantes, e compararam restaurações cimentadas e parafusadas. Durante o período de investigação, os resultados mostraram 99,1% de sobrevida com 98,4% na mandíbula e 100% na maxila. As complicações com as coroas cimentadas incluíram 0,3% de afrouxamento do parafuso; 0,5% das coroas tiveram que ser substituídas devido à fratura do pilar e 0,6% recimentadas devido ao afrouxamento por dissolução do cimento; duas coroas tiveram que ser refeitas por fratura da cerâmica. As complicações associadas às coroas parafusadas incluíram 16,9% de afrouxamento dos parafusos de retenção das coroas.

Lee et al. (2002), investigaram o efeito da mastigação simulada sobre componentes de implantes, utilizando análise de vibração para documentar o mecanismo básico de afrouxamento do parafuso em um meio oral simulado. Um dispositivo pneumático cilíndrico para a aplicação das cargas cíclicas foi fabricado para simular o movimento mastigatório. O afrouxamento do parafuso não teve efeito no estágio de deformação elástica. Concluiu-se que o torque de aperto tem um efeito significativo no afrouxamento do parafuso, sendo que este torque deveria ser maior de 10Ncm como recomendado para os parafusos de ouro neste sistema de hexágono externo.

Bonachela (2002), avaliou a adaptação da interface pilar/componentes protéticos, utilizando cilindros de plásticos, fundidos em titânio e cobalto-cromo, em mono bloco e após a realização de soldagem a laser em função dos parafusos de fixação desses cilindros, parafusos de ouro e de fenda com aplicação de um torque de 10 Ncm. Seus resultados mostraram não existirem diferenças estatisticamente significantes em relação à liga metálica utilizada. Na fundição de liga de cobalto-cromo, a utilização dos parafusos de fenda e de hexágono

mostraram diferenças estatisticamente significantes, sendo que na fundição em mono bloco uma melhor adaptação para os parafusos de fenda foi observada(24,13 μ m), quando comparada com os parafusos hexagonais(27,93 μ m).

3.4. Modelagem por Elementos Finitos

Holmes, et al. (1992), por meio do uso do Método de Elementos Finitos, modelou um implante IMZ de 4,0 x 13,0 mm e o restaurou com uma coroa de ouro, para examinar a influência do elemento intramóvel de polioximetileno sobre a transmissão das forças verticais e oblíquas. As concentrações de tensões no osso e nos componentes do sistema de implante, foram muito maiores, porém inferior a uma carga vertical mista. A transmissão de tensão para o osso ocorre principalmente na região da crista e a tensão não diminui quando o elemento intramóvel foi modelado em polioximetileno em lugar do titânio. As concentrações de tensões máximas ocorrem na fixação do parafuso.

Monteith (1993), utilizou-se de um programa computacional desenvolvido especialmente para avaliar e otimizar os esforços existentes em uma prótese implanto suportada, semelhante à prótese apresentada por Skalak (1983b).

No estudo de Sakaguchi; Borgersen (1993), para avaliar a performance biomecânica dos componentes de restaurações para implantes osseointegrados relacionados a infra-estrutura, especificamente a interface entre coroa e o parafuso de ouro de retenção e a interface entre a coroa e o pilar. Isto é de grande interesse devido a prevalência de parafusos soltos e fraturados durante a função destas coroas. Um modelo de elemento finito bi-dimensional foi usado para esta investigação, o modelo para análise é de um implante de 3,75x10mm de titânio (fixação) um pilar de titânio parafusado de 4mm, um cilindro de ouro 3 mm com cabeça plana e um parafuso de ouro com uma fenda, a coroa simulava um desenho de pré-molar para a realização da análise de contato não linear. Efetuou-se uma simulação de um torque de 10Ncm no parafuso de fixação seguido por colocação de uma carga de 487.2N, na ponta de cúspide para ocorrer a separação do contato entre o parafuso de ouro e pilar, a coroa e pilar. Com a repetição dos ciclos de carga e descarga alternados resultou em separação do contato entre o parafuso, pilar e coroa. A conclusão foi que os fracassos provavelmente possam ser resultado da separação dos componentes devido às tensões elevadas nos parafusos.

Segundo Spikermann et al. (1995) a análise por elementos finitos, oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de tensão e deformações nos componentes dos sistemas, através de uma estrutura bi ou tridimensional.

Sakaguchi; Borgersen (1995), utilizaram um método de elementos finitos para avaliar o mecanismo de transferência de carga entre os componentes protéticos. Onde nestes componentes pilar reto do parafuso, parafuso de fixação e implante foi avaliada a distribuição da tensão nos parafusos depois da aplicação de um torque de 10 Ncm ao parafuso de fixação de ouro e de 20 Ncm ao parafuso de titânio do pilar e sua possível predisposição a falha. Seus resultados mostraram que a elongação do parafuso é obtida enquanto se permite a recuperação elástica do parafuso para produzir uma força de ajuste nos elementos de fixação. A pré-carga no parafuso do pilar resultou em contato na interface implante/pilar; nas primeiras quatro roscas de parafusos do pilar e na interface parafuso de pilar/pilar. As forças mais altas foram geradas na interface implante/pilar (120,6 N).

Holmgren et al. (1998). Verificaram que análise por elementos finitos é um método preciso e aplicado na evolução dos sistemas de implantes dentais. Por meio da modelagem em FEA (Análise por Elementos Finitos), um modelo parasagital foi digitalizado de uma tomografia computadorizada comum, onde um conjunto de dados em vários dentes isolados, osseointegrados e em modelos de implantes dentais bidimensionais foram simulados. No entanto, o comportamento da análise teórica subentende-se que clinicamente, sempre que possível, um ótimo implante dental deve ser usado baseado nas limitações das especificações morfológicas da mandíbula.

Geng et al. (2001) utilizaram o método por elementos finitos no desenvolvimento e na apresentação de vários implantes dentais, bem como, os efeitos de fatores clínicos, que são importantes no sucesso dos implantes. Através da compreensão da teoria básica, método, aplicações e limitações, da análise por elementos finitos, nos implantes odontológicos, a clínica estará melhor equipada para interpretar os resultados dos estudos por análise de elementos finitos e extrapolar esses resultados para situações clínicas.

Em 2001, através de revisão da literatura sobre a aplicação da análise por elementos finitos em Implantodontia, Geng; Tan; Liu (2001) discutiram sobre os achados encontrados com essa metodologia quanto à interface osso-implante, a conexão prótese-implante e próteses implanto-suportadas por vários implantes. Relataram que as propriedades dos materiais simulados influenciam a distribuição e a manutenção dos esforços no modelo de elemento finito e, por isso, resultados de muitos estudos não podem ser generalizados para situações clínicas. A distribuição dos esforços em próteses suportadas por vários implantes é de grande complexidade, incluindo os seguintes fatores mecânicos: inclinação e posição dos implantes, forma e extensão da infra-estrutura, material da prótese, comprimento do *“cantilever”* ou *em balanço*, interface entre componentes protéticos e implantes e interface osso-implante.

CAPÍTULO IV

ANÁLISE DE TENSÕES EM PARAFUSOS DE PILAR

Um implante dentário é uma estrutura biomecânica constituída de elementos metálicos adaptados para receberem a estrutura dental, conforme mostrado e definido no capítulo II. O princípio fundamental desta solução protética é a osseointegração. Para isto, o implante propriamente dito é um parafuso de titânio com geometria adaptada para a fixação no osso. Para ajustar esteticamente e funcionalmente a coroa dentária é necessária a utilização de uma base metálica de titânio denominada de pilar que é adaptada ao implante. Esta adaptação ou fixação normalmente é feita através de um parafuso, denominado de parafuso de pilar. Neste capítulo é apresentada uma abordagem analítica para a estimativa do gradiente de tensões em parafusos de pilar submetidos a carregamentos externos, oriundos do processo de mastigação. A modelagem analítica proposta neste capítulo foi adaptada e reformulada para a aplicação em implantes dentários a partir de estimativas convencionais de tensões em parafusos estruturais (Shigley e Mischke, 1998).

4.1. Esforços nos Parafusos de Pilar

Os modelos de implantes constituem-se, normalmente, de vários tipos com tamanhos e diâmetros variados. Em implantes dentários convencionais existe internamente um furo roscado, permitindo uma fixação entre o intermediário (pilar) e o implante. Além disso, a prótese é também unida ao pilar. A figura 4.1 mostra um implante dentário padrão.

Um processo de mastigação gera cargas complexas no implante e um estado tridimensional de tensões, com valores resistentes de carga da ordem de 150 N dependendo da posição do dente (Richter et al., 1995).

No modelo de implante padrão analisado considerou-se uma carga excêntrica e inclinada para modelar este processo de mastigação. A figura 4.2 mostra um desenho esquemático da distribuição dos carregamentos no implante dentário.

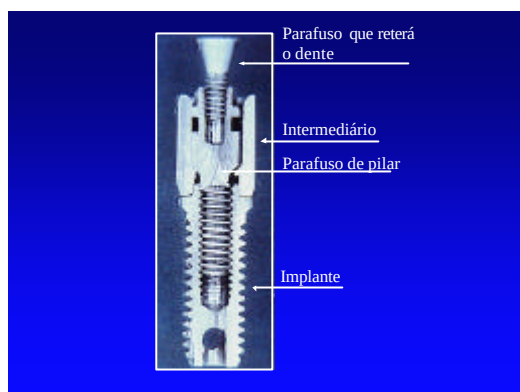


Figura 4.1: Modelo em corte de um implante dentário padrão. **Fonte:** Jimenez-López (1995)

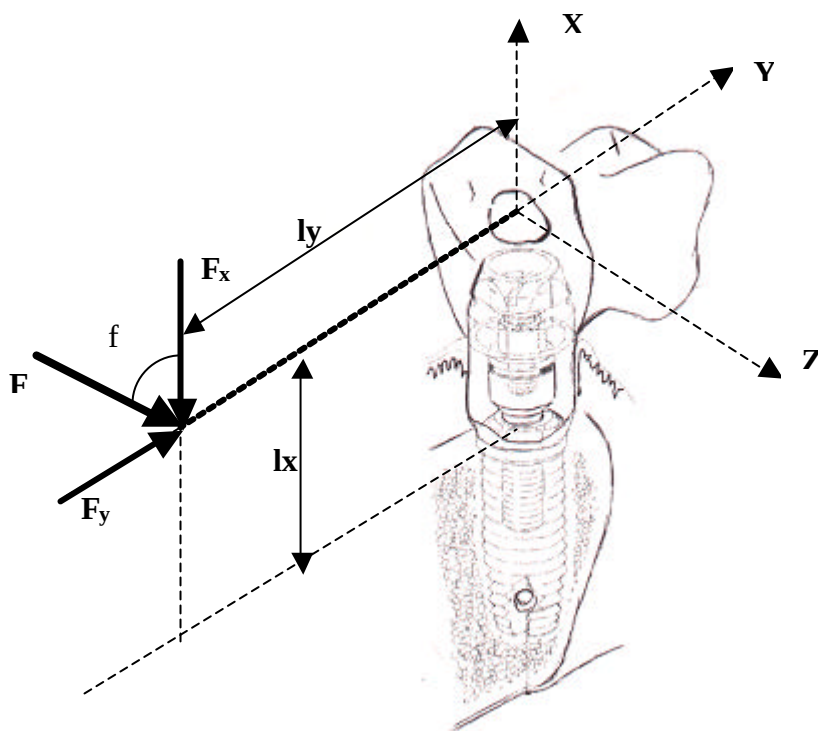


Figura 4.2: Esquema do carregamento em um implante dentário padrão. A distância l_y é medida entre o ponto de aplicação de carga considerado e o eixo de simetria longitudinal do implante (x). A distância l_x é medida entre o topo da dentina e a base inferior da cabeça do parafuso de pilar.

O modelo de carregamento proposto, mostrado na figura 4.2, indica uma força F situada no plano XY inclinada de um ângulo ϕ . Esta carga gera tensões ao longo do

implante devido a componente de compressão na direção X, de flexão na direção Z e da tensão cisalhante devido a componente de compressão na direção Y.

No sistema de implante dentário inicialmente o torque de aperto no parafuso de pilar gera uma força inicial F_i denominada de pré-carga, responsável pela fixação da união entre o pilar e o implante propriamente dito. A componente de carga externa na direção x (F_x) tende a aumentar o efeito de compressão entre o pilar/implante e diminuir o nível da pré-carga. Paralelamente, a componente de carga na direção x também gera um efeito de flexão no plano XY devido a distância l_y e a carga F_x . Esta flexão tende a aumentar o nível da pré-carga no parafuso na direção das fibras tracionadas e diminuir este nível na direção das fibras sob compressão. Este mesmo efeito é observado também no pilar. De forma análoga a componente Y gera tensões cisalhantes no plano XY e também um efeito de flexão no plano XY. Portanto, no modelo do implante dentário analisado a tensão normal atuante no parafuso deve levar em conta os efeitos de compressão e de flexão.

4.2. Tensão Máxima no Parafuso de Pilar

A carga de tração no parafuso pode ser estimada considerando a rigidez do material do parafuso e da sua união, ou seja, pilar e implante. A figura 4.3 mostra o esquema do carregamento utilizado para a estimativa da tensão máxima no parafuso de pilar.

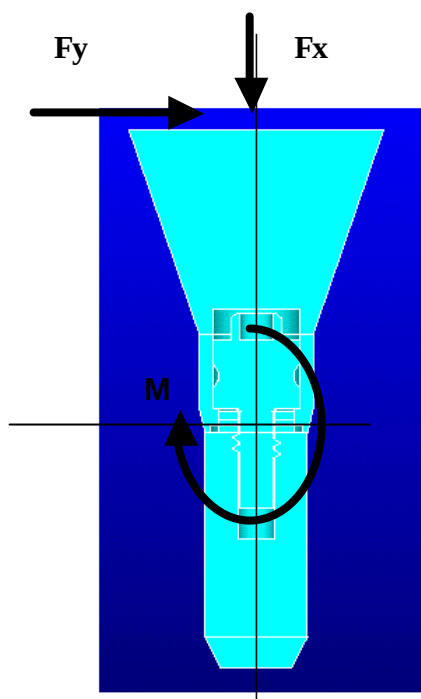


Figura 4.3 - Modelo de implante dentário analisado.

4.2.1. Estimativa da Tensão Máxima para Carga de Compressão

Nos modelos de parafusos convencionais, normalmente a fixação da união é feita por intermédio de torque aplicado a uma porca, (Norton R. L., 1998). Nos implantes dentários o torque é aplicado diretamente ao parafuso de pilar que é transferido aos filetes de rosca do implante. Neste caso, a interface ou união submetida às tensões não é tão claramente definida como naquelas uniões. Neste trabalho, será considerado como zona afetada pelas tensões uma parte da interface relativa ao pilar (l_p) e a região do implante compreendida até os dois primeiros filetes de rosca (l_i). A figura 4.4 mostra esquematicamente a convenção adotada neste trabalho para modelar a interface e definir os comprimentos relativos aos modelos analíticos definidos. O comprimento total da união (l_u) será avaliado a partir do modelo 3D de elementos finitos.

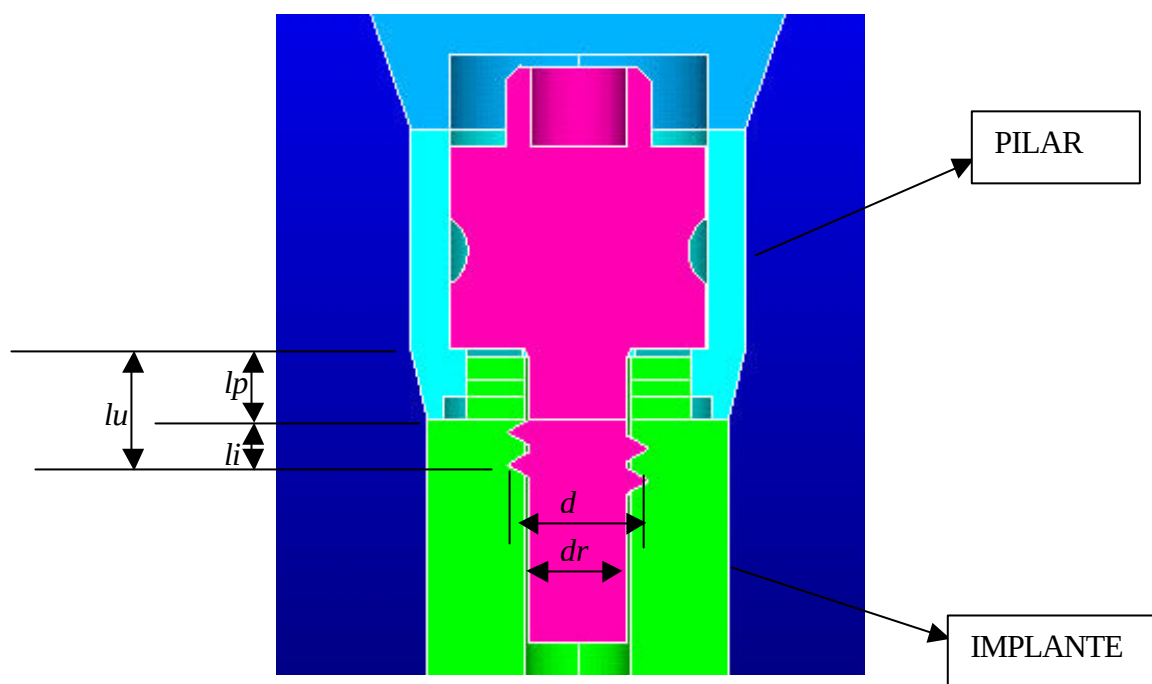


Figura 4.4 – Convenção utilizada para modelar a interface pilar/implante. Na figura d é o diâmetro nominal, d_r o diâmetro de raiz.

Quando o implante for solicitado pela carga de compressão externa F_x , a parcela de carga transferida ao parafuso de pilar, será:

$$F_p = F_i - h.F_x \quad (4.1)$$

Onde:

h - Coeficiente de rigidez

F_x - Carga externa

F_i - Pré-carga no parafuso

F_p - Carga resultante no parafuso

O coeficiente de rigidez (h) é estimado considerando o parafuso e a união como uma associação em série de molas de rigidez K_p e K_u , respectivamente.

$$h = \frac{K_p}{K_p + K_u} \quad (4.2)$$

A rigidez do parafuso (K_p) pode ser obtida da resistência dos materiais (Timoshenko, 1968) considerando-o como um modelo de uma barra de seção circular submetida a uma carga de tração, ou seja:

$$K_p = \frac{E.A_p}{l} \quad (4.3)$$

Onde: E = Módulo de Elasticidade do material do parafuso.

l = Comprimento do parafuso.

A_p = Área efetiva do parafuso medida no diâmetro médio (d).

No parafuso, normalmente, considera-se uma área efetiva, como sendo:

$$A = \frac{\pi}{4} d_e^2 \quad (4.4)$$

onde:

$$d_e = \frac{d + d_r}{2} : \text{diâmetro efetivo do parafuso}$$

Para os elementos da união coroa/implante, a rigidez (K_u) pode ser estimada de maneira similar, ou seja,

$$K_u = \frac{A_u \cdot E_u}{l_u} \quad (4.5)$$

Onde: E_u = módulo de elasticidade dos membros.

l_u = comprimento útil da união

A_u = Área útil da união.

A área útil da união é obtida através de dois modelos aproximados. No primeiro modelo a área útil da união será aproximada por um cilindro oco, cujo diâmetro do furo é igual ao diâmetro nominal do parafuso e o diâmetro externo igual a **n vezes** este diâmetro.. Em parafusos convencionais (Estruturas de Engenharia) o valor de n é igual a 3, porém, este valor deverá ser reavaliado pois em implantes padrões o diâmetro é cerca de 2 vezes o diâmetro nominal do parafuso de pilar. Portanto, para estimar a área útil dos membros (pilar/implante), considera-se que a distribuição da pressão próxima à união é aproximada por uma área cilíndrica representada na figura 4.5.

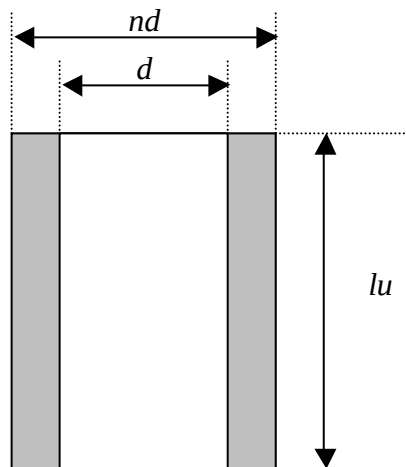


Figura 4.5: Área cilíndrica utilizada para estimar a área útil da união.

Portanto a área útil da união é dada por:

$$A_u = \frac{\pi}{4} d^2 (n^2 - 1) \quad (4.6)$$

Substituindo a equação (4.6) em (4.5) tem-se:

$$k_u = \frac{\frac{p}{4} d^2 (n^2 - 1) E_u}{l_u} \quad (4.7)$$

O segundo modelo foi proposto por Ito et al (1977) analisando parafusos convencionais. Eles verificaram que a região de tensões próxima a união era melhor aproximada por uma seção cônica. A figura 4.6 mostra o modelo de distribuição de tensões em uma área cônica.

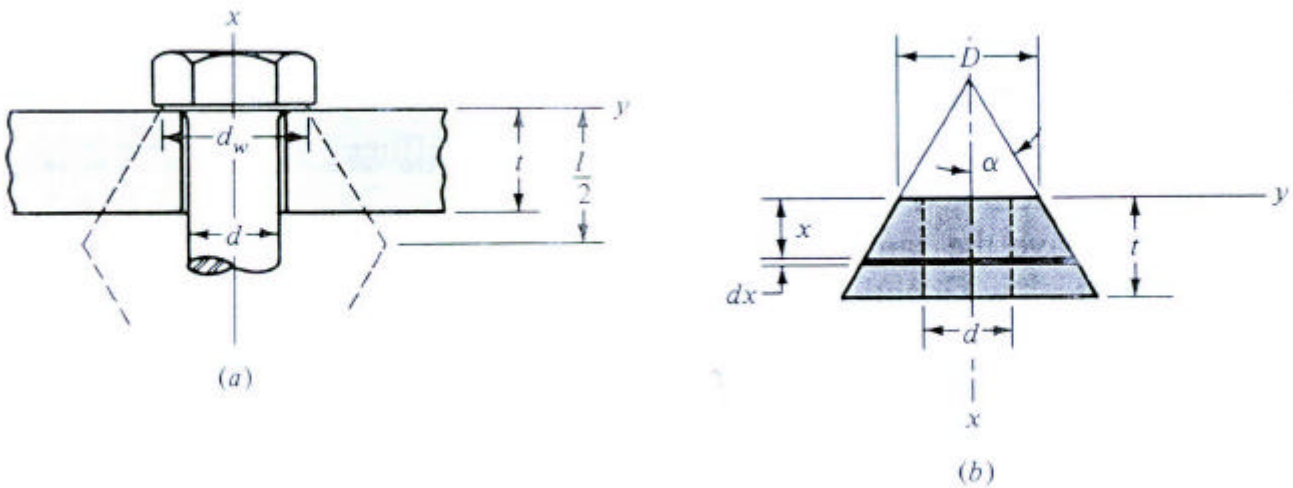


Figura 4.6 – Distribuição de tensões em uma área cônica. Na figura (a) representa a fixação com um parafuso convencional e (b) mostra o modelo de área cônica de tensões considerada nesta fixação. **Fonte:** Shigley e Mischke (1998).

Na figura 4.6 o ângulo α varia de 25° a 30° e a rigidez da união pode ser estimada por:

$$K_u = \frac{p \cdot E_u \cdot d \cdot \tan(\alpha)}{\ln \frac{(2 \cdot t \cdot \tan(\alpha) + D - d)(D + d)}{(2 \cdot t \cdot \tan(\alpha) + D + d)(D - d)}} \quad (4.8)$$

Se o material da união for diferente, uma rigidez equivalente da união pode ser estimada considerando-a como se fosse uma associação em série de molas, ou seja,

$$\frac{1}{K_u} = \frac{1}{K_{u_1}} + \frac{1}{K_{u_2}} \quad (4.9)$$

onde,

$$K_{u_1} = \frac{A_{u_1} \cdot E_{u_1}}{l_{u_1}} \quad (4.10)$$

$$K_{u_2} = \frac{A_{u_2} E_{u_2}}{l_{u_2}} \quad (4.11)$$

Portanto, a constante de rigidez pode ser obtida das equações anteriores, ou seja;

$$a = \frac{\frac{A_p E_p}{l_p}}{\frac{A_p E_p}{l_p} + \frac{A_u E_u}{l_u}} = \frac{A_p E_p l_u}{A_p E_p l_u + A_u E_u l_p} = \frac{1}{1 + \frac{A_u E_u l_p}{A_p E_p l_u}} \quad (4.12)$$

4.3. Tensão normal no parafuso de pilar - Efeito da força axial de compressão

A parcela de força de tração no parafuso de pilar é devido a uma carga axial F_x , dada pela eq. 4.1. Dividindo esta equação pela área efetiva do parafuso obtém-se a tensão normal devido ao efeito de compressão no parafuso, ou seja:

$$s_{pa}^x = \frac{F_i}{A_p} - h \cdot \frac{F_x}{A_p} \quad (4.13)$$

Onde:

s_{pa}^x : Tensão normal no parafuso

F_x : Força axial de compressão (carga externa)

A_p : Área efetiva no parafuso (Medida no diâmetro médio)

F_i : Pré-carga no parafuso

A pré-carga no parafuso pode ser obtida de sua resistência ou tensão de prova (Parcela da tensão de escoamento do material) que é obtida de ensaios nos parafusos e depende da geometria do parafuso e de seu material. Na ausência de valores específicos pode-se considerar a resistência de prova como sendo aproximadamente 90% do limite de escoamento (S_y) do material do parafuso, Shigley (1998). A pré-carga no parafuso pode então ser estimada como sendo:

$$F_i \cong 0,9F_{pr} \quad (4.14)$$

Sendo que:

$$s_{pr} = \frac{F_{pr}}{A_p} \Rightarrow F_{pr} = s_{pr} \cdot A_{pr} \quad (4.15)$$

Onde:

F_{pr} : Força de prova

s_{pr} : Resistência de prova.

4.4. Tensão normal nos parafusos devido ao efeito de flexão

O efeito de flexão nos parafusos dos implantes é devido às forças laterais oriundas do efeito de mastigação posicionados a uma certa distância do implante. Este efeito de flexão é modelado considerando o esquema mostrado nas figuras 4.2 e 4.3. Da resistência dos materiais sabe-se que:

$$s_M^x = \frac{M_f \cdot y}{I} \quad (4.16)$$

Onde:

M_f : Momento Fletor Máximo

y : $d/2$

$$I = \frac{pd^4}{64}$$

Logo,

$$s_M^x = \frac{32 M_f}{p \cdot d^3} \quad \text{sendo} \quad M_f = F_x l_y - F_y l_x \quad (4.17)$$

4.5. Tensão normal resultante nos parafusos de pilar

A aplicação do torque de aperto no parafuso pilar fornece uma tensão de tração no parafuso que deve ser suficiente para resistir às tensões normais impostas pela compressão, flexão e cisalhamento do implante. Como foi mostrado, nos implantes existem

tensões combinadas, ou seja, tensões normais e cisalhantes devido as cargas de tração, flexão e cisalhamento aplicadas ao parafuso (O efeito da tensão cisalhante nos filetes do parafuso foi desprezado neste trabalho). Neste caso, a forma mais coerente de especificação do parafuso seria a utilização de um critério de falha (Timoshenko, 1976). Neste trabalho serão avaliadas apenas as tensões normais oriunda do efeito de tração e compressão, ou seja:

$$s^x = s_a^x + s_M^x \quad (4.19)$$

4.6. Estimativa do torque de aperto no parafuso de pilar

O torque aplicado ao parafuso possui duas finalidades. Cerca de 90% dele será usado para vencer o atrito entre os filetes do parafuso e os 10% restantes serão utilizados para produzir uma tração no parafuso. Sabe-se que um pré-carregamento elevado é desejável em uniões importantes. Portanto, deve-se assegurar que o pré-carregamento ideal se processe por ocasião da união entre o pilar e o implante. No entanto, no caso dos implantes dentários o torque aplicado no parafuso de pilar é cerca de 20 Ncm, uma vez que, deve-se preservar o efeito da osseointegração do implante com o osso. A união entre implante/pilar, provavelmente, não será a ideal, uma vez que, uma maior fixação do parafuso exige um torque um pouco superior a 20 Ncm. Neste trabalho, esta avaliação será feita no modelo numérico de elementos finitos.

O alongamento (d_l) de um parafuso sujeito a uma pré-carga inicial F_i pode ser obtido da resistência dos materiais (Norton, 1998) através da seguinte expressão:

$$d_l = \frac{F_i \cdot l}{A_p \cdot E_p} \quad (4.20)$$

Portanto, o torque deve ser aplicado no parafuso até produzir um certo alongamento que seja inferior ao alongamento relativo ao limite de escoamento. Neste caso, assegura-se que o pré-carregamento desejado seja atingido. O alongamento do parafuso não pode ser medido, pois a extremidade roscada fica em um furo cego, como no caso de implantes dentários.

Embora o coeficiente de atrito entre o material do parafuso pilar com o implante seja variável, pode-se estimar o torque necessário para produzir um dado pré-carregamento, considerando os filetes da rosca triangular como um perfil trapezoidal (Shigley e Mischke,

1998). Considerando o efeito do torque em um parafuso de potência, o torque no parafuso pilar pode ser aproximado por:

$$T_p = \frac{F_i d_m}{2} \left(\frac{l + p d_m \sec \phi}{p d_m - \mu l \sec \phi} \right) \quad (4.21)$$

onde:

T_p : Torque no parafuso

F_i : Pré-carga no parafuso

d_m : Diâmetro médio ou efetivo do parafuso

ϕ : Ângulo da rosca

μ : Coeficiente de atrito nos filetes da rosca

l : Avanço

Na equação (4.20) o avanço é igual ao passo, uma vez que, em geral, estes parafusos são de uma entrada. O ângulo de hélice (β) é dado por:

$$\tan \beta = \frac{l}{p d_m} \quad (4.22)$$

Das equações (4.20), (4.21) e (4.22), tem-se que:

$$T_p = \frac{F_i d_m}{2} \left(\frac{\tan \beta + \mu \sec \phi}{1 - \mu \tan \beta \sec \phi} \right) \quad (4.23)$$

Os coeficientes de atrito de parafusos normalmente utilizados são da ordem de 0,12 a 0,20, dependendo do acabamento e da precisão da rosca. Para parafusos de pilar estes valores podem ser utilizados, sendo que. No entanto, uma avaliação mais crítica deve ser feita se uma maior precisão for requerida. Através da equação (4.20) ou (4.21) pode-se estimar o torque de aperto no parafuso de pilar, necessário para um pré-carregamento F_i , quando se conhecem as características geométricas do parafuso.

CAPÍTULO V

ANÁLISE NUMÉRICA DE UM IMPLANTE DENTÁRIO

A análise por elementos finitos tem sido bastante usada para prever o desempenho biomecânico de implantes dentários, avaliando, principalmente, os gradientes de tensão e deformação nos elementos. Cargas verticais e transversais provenientes da mastigação induzem forças axiais, momentos de flexão e resultam em tensões no implante bem como no osso. O sucesso ou o fracasso do implante está relacionado com a forma com que as tensões são transferidas para o osso. Estas cargas dependem do tipo de carregamento, da interface osso-implante, do comprimento e do diâmetro do implante, da forma e característica da superfície do implante, do tipo da prótese e da quantidade e qualidade do osso circundante.

Para problemas envolvendo geometrias complexas, é muito difícil encontrar uma solução analítica. Contudo o uso de métodos numéricos como a análise por elementos finitos pode ser usada para obter essa solução. O Método dos Elementos Finitos foi desenvolvido no início dos anos 60, para resolver problemas estruturais de várias áreas. Weinstein et al. (1976) foram os primeiros a utilizar o Método de Elementos Finitos em implantes odontológicos. O método pode ser utilizado para simular o comportamento estrutural de implantes dentários e sua resposta em relação as forças aplicadas aos mesmos.

A estrutura dos implantes osseointegrados é composta de uma prótese implantada ou seja, um pilar parafusado ao implante e a prótese parafusada ao pilar, onde esses componentes mecânicos parafusados entre si, quando submetidos a tensões cíclicas podem sofrer um processo de fadiga com possibilidade de falha, comprometendo a longevidade da prótese. Por isso, a resistência dos parafusos de pilar passa a ser fundamental, pois danos mecânicos como fratura e/ou desaperto de parafusos tem sido relatados por vários estudiosos da área. Neste

importante sistema biomecânico, o parafuso de pilar tem papel significativo ao sustentar o dispositivo que possibilitará a conexão do dente.

Discute-se então possíveis problemas relacionados à modelagem numérica de implantes dentários e faz-se algumas simplificações e suposições a fim de facilitar a solução do problema.

Dessa forma, o sucesso da fase de pré-processamento, depende de informações técnicas reais disponíveis, a serem introduzidas na análise ou observadas na solução através do Método de Elementos Finitos.

5.1. Características do Modelo Numérico

O método de Elementos Finitos é um procedimento de análise numérica no qual a geometria ou o domínio do problema é dividido em vários sub-domínios menores e mais simples, chamados de elementos, nos quais as variáveis encontradas, podem ser avaliadas com o uso de funções de interpolação.

Estes elementos são interconectados em pontos discretos denominados nós. O conjunto de elementos, resultado da sub-divisão da estrutura analisada é denominado de malha que, na realidade, representa o domínio matemático discretizado, isto é, a região do espaço ou o intervalo discretizado, no qual se representa o problema físico.

Cada elemento possui um conjunto de equações governantes para as quais assume-se uma solução geral, sendo que a solução global aproximada para o problema original é analisada de acordo com princípios variacionais. Forças e deslocamentos são transferidos diretamente aos pontos nodais. Em outras palavras, a análise por elementos finitos é um método pelo qual, ao invés de se buscar uma solução para um domínio inteiro, obtém-se uma solução para cada elemento finito, combinando-os posteriormente para obter uma solução global.

A precisão dos resultados obtidos é função de diversos fatores associados às possíveis fontes de erro pertinentes ao processo de simulação em suas várias etapas: escolha do tipo de elemento a ser utilizado, discretização adotada, aplicação de condições de contorno e resolução do sistema de equações do problema.

As principais simplificações a serem feitas no modelo visando avaliar o problema e facilitar a solução são:

- Geometria do osso e do implante a ser modelado;
- Definição adequada das propriedades dos materiais;
- Definição apropriada das condições de contorno;
- Modelagem adequada da interface entre osso e implante.

O primeiro passo na modelagem por elementos finitos é representar a geometria do problema analisado. Em modelos bidimensionais simplificados de elementos finitos, o osso pode ser modelado como uma configuração retangular considerando o implante fixado e em alguns modelos tridimensionais de elementos finitos pode-se considerar a mandíbula como um arco de seção transversal retangular. Recentemente, com o desenvolvimento de técnicas de processamento de imagem digital, métodos mais eficientes estão disponíveis para o desenvolvimento de modelos mais precisos. Estes métodos utilizam softwares especializados na manipulação e transformação de dados de imagem de Tomografia Computadorizada (CT) ou imagens de Ressonância Magnética (MRI) para modelos geométricos, possíveis de serem analisados através do método dos Elementos Finitos.

As propriedades dos materiais influenciam o campo de tensão e deformação da estrutura. Geralmente, os modelos de elementos finitos são classificados como isotrópicos, porém, é possível a consideração de modelos ortotrópicos ou anisotrópicos.

Em um material isotrópico, as propriedades são as mesmas em todas as direções, neste caso, apenas duas constantes de materiais são independentes (E , ν). Um material anisotrópico tem propriedades diferentes ao longo de direções diferentes.

Na maioria dos estudos numéricos sobre implantes dentários, consideram-se modelos isotrópicos aproximando o osso trabecular a um padrão sólido dentro da casca do osso cortical interno. Modelos mais realísticos devem considerar a propriedade anisotrópica do osso.

A maioria dos modelos osso-implante por elementos finitos considera que a estrutura possui uma osseointegração perfeita, significando que o osso cortical e trabecular estão vinculados ao implante, o que não acontece exatamente dessa forma em situações clínicas.

Geralmente, o ideal é utilizar elementos de contato entre as interfaces dos volumes. Neste caso, a transferência de forças e deslocamentos pode ser modelada de forma mais

realista. O atrito entre as superfícies de contato é modelado utilizando algoritmos de contato, onde os coeficientes de atrito podem ser determinados por experimentação.

5.2. Fontes de erro

Algumas verificações sobre o procedimento numérico adotado devem ser feitas antes que uma solução numérica aproximada possa ser aceita como satisfatória. Uma dessas verificações é a da convergência dos resultados. Deve-se levar em conta se a densidade da malha adotada garante um determinado nível de exatidão.

Deve-se ressaltar que a primeira fonte de erro é denominada de **erro de discretização**. Este erro depende do domínio que é aproximado através de um número finito de elementos de geometria fixa. A magnitude deste erro depende da densidade da malha adotada e do tipo de elemento empregado. Quanto mais grosseira a malha considerada maior o erro de aproximação da geometria quando comparado ao modelo com uma malha mais refinada. Uma forma de diminuir o erro de discretização é utilizar elementos que aproximem melhor o formato da geometria.

Os métodos mais utilizados na melhoria dos resultados são: o **método-h**, onde o domínio é refinado aumentando-se o número de elementos na malha (elementos do mesmo tipo, mas com dimensões, h , menores); o **método-p**, no qual são empregados outros tipos de elementos com polinômios de interpolação de ordem, p , mais elevada (a densidade de malha é mantida); o método que combina os métodos **h e p**; o **método-r**, no qual as localizações dos pontos nodais são otimizados na malha, e o método que combina **h e r**. Os métodos **h**, **p** e o combinado **h-p** aumentam o número de graus de liberdade do sistema, enquanto que, no método **r**, o número de graus de liberdade é mantido constante. Segundo Cheng (1993), o método-**r**, apresenta algumas limitações, como por exemplo, uma distorção do elemento, complexidade geométrica. Estas limitações estão relacionadas com o número fixo de graus de liberdade do modelo. A não ser que a análise comece com um número suficiente de elementos, as interações de refinamento poderão apenas melhorar a solução, mas o resultado (já considerado convergente) não será necessariamente o correto.

Deve-se observar que uma discretização que conduza a resultados satisfatórios deve ser suficientemente densa para assegurar a exatidão desejada. Contudo, uma discretização desnecessariamente densa torna os cálculos mais lentos, exigindo maior esforço

computacional. Infelizmente, a escolha da densidade de malha, não é óbvia e não obedece a critérios fixos, sendo o julgamento do analista o critério mais importante.

A segunda fonte de erro é devida ao uso de elementos cuja formulação não descreve as características do fenômeno a ser analisado. **Erros de formulação**, ou de truncamento, são encontrados, por exemplo, quando um elemento cuja formulação foi desenvolvida assumindo variação linear dos deslocamentos nodais sobre o domínio, é empregado para um problema onde os deslocamentos variam quadraticamente. Este tipo de erro é minimizado, quando se emprega uma boa técnica de modelagem, com a escolha correta do tipo de elemento e um refinamento adequado da malha.

A terceira fonte de erro está relacionada com a precisão dos cálculos computacionais e com os procedimentos de integração numérica. Os **erros numéricos** são função do número de casas decimais a serem utilizadas nos cálculos e do número de equações a serem resolvidas. Geralmente, o erro numérico é desprezível se comparado ao erro de formulação.

Pode-se concluir, portanto, que a escolha de um elemento adequado para a modelagem do problema, é um dos fatores mais relevantes na minimização dos erros. De maneira generalizada, pode-se classificar os elementos em duas categorias: estruturais e contínuos. Na formulação de elementos estruturais (elementos de treliça, de viga, de membrana, e casca) assumem-se as mesmas considerações usadas em suas respectivas teorias. Elementos contínuos (sólidos bi e tridimensionais) possuem formulação baseada na teoria da elasticidade, que fornece as equações governantes para as deformações e tensões de um meio contínuo elástico linear submetido à carregamentos externos (Knight, 1993).

5.3. Validação do modelo

Ao usar um procedimento numérico, deve-se ter em mente a questão da confiabilidade dos resultados. Uma das maneiras de se verificar esta exatidão é a comparação com resultados tidos como exatos provenientes de soluções analíticas. Contudo, geralmente, não se dispõe da solução exata quando se adota um procedimento numérico.

Outra forma de se verificar a precisão da aproximação numérica é a comparação com resultados experimentais, que também, em determinadas situações, não correspondem as situações reais de serviço, devido às dificuldades inerentes das técnicas experimentais.

Portanto, o sucesso de uma simulação numérica requer a validação do modelo com métodos experimentais, ou analíticos, ou mesmo outros métodos numéricos aceitos. Pode-se, então, ter-se dois tipos de validação: a **validação numérica**, que é caracterizada pela

comparação dos resultados numéricos com resultados analíticos (na hipótese de sua existência), ou com outros resultados numéricos; e a **validação física**, a qual consiste na comparação dos resultados numéricos com resultados experimentais.

O problema de estimar a precisão de resultados obtidos para uma determinada discretização talvez seja a parte mais difícil da análise, particularmente se ocorrerem gradientes de tensão elevados, se os elementos do modelo sofrerem alguma distorção, ou quando da análise de efeitos localizados. A definição de uma discretização adequada requer experiência na utilização do método e conhecimento do comportamento da estrutura analisada.

5.4. Falhas do parafuso de pilar

O desaperto no parafuso é um problema que afeta freqüentemente implantes dentários e prótese implanto-suportadas. Quando um parafuso é fixado em uma prótese fixa, uma força elástica (pré-carga) é aplicada na base do parafuso.

Essa pré-carga age na base do parafuso, desde a cabeça do parafuso até os filetes do parafuso. A pré-carga deve ser a maior possível, pois cria uma força de aperto entre o pilar e o implante. Quanto maior o alongamento, melhor a estabilidade do parafuso, sendo importante no projeto do parafuso. Diversos autores têm chamado a atenção para o fato de que cargas cíclicas resultam em separação de componentes encontrados nos afrouxamentos e falhas do parafuso.

Sobrecargas no implante representam com certeza um desconforto e insegurança ao paciente, além de poder ocasionar a perda da prótese e até mesmo do implante. Um dos elementos mais importantes do implante é o parafuso de pilar, que prende o pilar propriamente dito ao implante intra-ósseo e recebe sobre si a prótese, exposta ao meio bucal e as fortes cargas mastigatórias.

O outro mecanismo para o desaperto do parafuso está relacionado ao fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Por causa das imperfeições dos componentes, quando a interface do parafuso é submetida a cargas externas, ocorre micro movimentos entre as superfícies. O desgaste da área de contato pode provocar esses movimentos, assim trazendo assim as duas superfícies mais próximas uma da outra, causando uma diminuição na pré-carga do parafuso.

Com a distorção da prótese, uma pré-carga extrema pode ser sobreposta nas articulações do parafuso gerando uma falha que pode gerar forças axiais adicionais e

momentos fletores nas articulações do parafuso e aumentar a probabilidade de falha do componente protético.

O mecanismo de transferência de carga entre componentes protéticos surge da aplicação de torque até o parafuso pilar e parafuso de ouro. Sakaguchi et al. (1995) desenvolveram um modelo de análise por elementos finitos bidimensionais para analisar implantes Branemark. Eles descobriram que as forças de tração máxima no parafuso depois da pré-carga devem ser menores do que 55 % da tensão admitida.

Cheng (1993) usou análise por elementos finitos para prever que, para uma força de pré-carga da ordem de 230N na base do parafuso de ouro. A falha no parafuso de retenção de ouro, era esperada para uma carga de tração de aproximadamente 400N aplicada ao cilindro de ouro. Isso afeta a estabilidade global da conexão da prótese de implante e eventualmente conduz a uma falha dos componentes. Por causa da aplicação da pré-carga no parafuso de retenção, reduz-se a força de aperto até a interface do pilar com o implante. A recomendação dos fabricantes atualmente para os sistemas Branemark é que seja usado um torque de aperto de 20 N cm para parafusos de pilar de titânio e de 10 N cm para parafusos de retenção de ouro. A adição do uso de arruelas para sistemas articulados de parafusos de implantes dentários, pode oferecer uma solução muito simples para o problema pertinente ao desaperto do parafuso.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS

Este capítulo apresenta os resultados para um modelo padrão de um implante dentário nacional. As dimensões do modelo analisado foram fornecidas pela Empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Os valores da tensão normal e cisalhante máximas calculados analiticamente serão comparados com os resultados obtidos pelo modelo 3D de elementos finitos. Os modelos analíticos de rigidez para o parafuso e para a interface pilar/implante também serão avaliados numericamente. Com isso, os resultados do modelo 3D de elementos finitos serão utilizados para ajustar o modelo analítico e avaliar as capacidades máximas, desaperto e estimativas de torque para o parafuso de pilar.

6.1 Modelo analítico – Tensão normal devido a carga axial

Os modelos de implantes constituem-se, normalmente de vários tipos com tamanhos e diâmetros variados. Neste estudo, será avaliado um implante, de acordo com o modelo e dimensões descritas na figura (6.1).

Um implante dentário pode estar sujeito a várias condições de carga externa devido ao efeito da mastigação.

No implante avaliado neste estudo, utilizou-se os seguintes materiais:

- Liga de Titânio – pilar e parafuso.
- Titânio puro – implante.
- Dentina – coroa.

Conforme visto, a fixação do implante é feita diretamente no osso, sendo que o parafuso de pilar é fixado diretamente no implante. Esta fixação comprime a interface pilar/implante. Neste sistema biomecânico, na união, o parafuso primeiramente é apertado para produzir uma força inicial F_i (pré-carga). As forças externas são definidas pelas forças

de compressão F_x , pelo momento Fletor M e a força de cisalhamento F_y , mostrados nas figuras 4.2 e 4.3. A pré-carga inicial, tende a gerar uma compressão entre o pilar e o implante, aumentando o atrito, visando a fixação adequada das peças. A carga externa axial de compressão (F_x) tende a aumentar o efeito de compressão entre a pilar e o implante. Portanto, a tensão normal atuante no parafuso deve levar em conta os efeitos de compressão e de flexão.

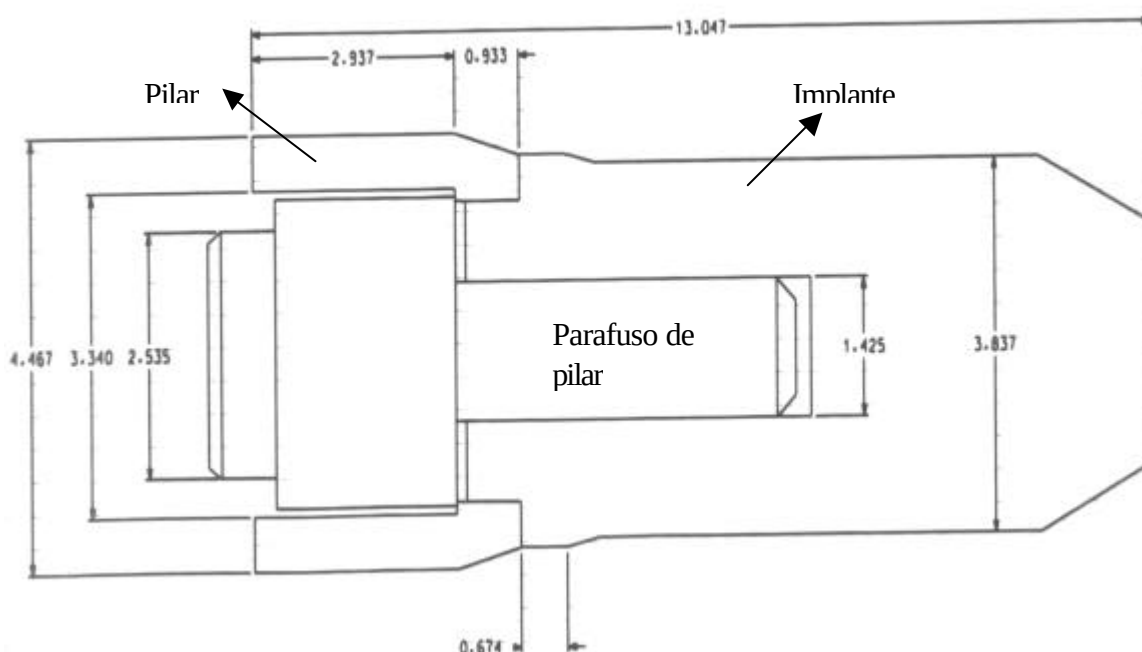


Figura 6.1 - Dimensões do modelo de implante mostrando o pilar, o implante e o parafuso de pilar.

A carga de tração no parafuso pode ser estimada considerando a rigidez do material do parafuso e da união, ou seja, pilar e implante. Quando o implante for solicitado por uma carga de compressão externa F_x , a parcela de carga destinada ao parafuso (Shigley, 1998) é dada pela equação 4.1. No modelo analítico é necessário a estimativa de uma área da união para avaliar a rigidez, para isto serão utilizados dois modelos para obter uma área aproximada. No primeiro modelo aproxima-se a união como uma área cilíndrica com diâmetro interno igual ao diâmetro nominal do parafuso e o diâmetro externo igual a 3 vezes o diâmetro do parafuso.

Através da relação da parcela de carga de compressão no parafuso (eq. 4.1) e a área efetiva do parafuso, obtém-se a tensão normal no parafuso, sendo que a pré-carga no parafuso pode ser obtida de sua resistência de prova. A aplicação do torque de aperto do

parafuso de pilar fornece uma tensão de tração no parafuso que deve ser suficiente para resistir às tensões normais impostas pela compressão e pela flexão do implante.

O torque aplicado ao parafuso possui duas finalidades, ou seja, cerca de 90% (noventa por cento) dele será usado para vencer o atrito entre os filetes do parafuso e os 10% (dez por cento) restantes serão utilizados para produzir tração no parafuso. De acordo com a literatura adotada para avaliar este modelo de implante, o torque de aperto do implante é da ordem de aproximadamente 40 Ncm e no parafuso de pilar, o torque de aperto é aproximadamente 20 Ncm.

O parafuso de pilar, devido ao torque aplicado, fica sujeito a uma força de tração (pré-carga) e a uma tensão de cisalhamento originado pelo atrito entre os filetes de rosca e o implante. Estes efeitos são aumentados devido ao torque aplicado ao parafuso de fixação da coroa que recebe a prótese. No modelo proposto, serão considerados apenas carregamentos estáticos axiais.

Para a estimativa dos níveis de tensões no modelo analítico foram considerados os seguintes valores para as propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise (Giacaglia G. E. O., 2000):

- Limite de escoamento do Titânio: $S_y = 551,2 \text{ Mpa}$
- Tensão de ruptura do Titânio: $S_{ut} = 654 \text{ Mpa}$
- Modulo de elasticidade do Titânio: $E \cong 105.4 \text{ Gpa}$
- Limite de escoamento da liga de titânio Ti6Al4V: $S_y = 882 \text{ Mpa}$
- Tensão de ruptura da liga de titânio Ti6Al4V: $S_{ut} = 950 \text{ Mpa}$
- Modulo de elasticidade da liga de titânio Ti6Al4V: $E \cong 113.7 \text{ Gpa}$
- Modulo de elasticidade do osso: $E \cong 10 \text{ Gpa}$

O implante é uma estrutura onde as fixações, teoricamente, não deveriam “soltar”. Portanto, o ideal seria apertar o parafuso de pilar até próximo ou mesmo um pouco acima do limite de escoamento teórico. No entanto, não é possível aplicar torques desta ordem devido a possibilidade de comprometimento da osseointegração. A literatura indica níveis de torque para o parafuso pilar variando de 50 Ncm a 100 Ncm. Como normalmente, aplica-se torques na faixa de 20 Ncm, geralmente, devido aos carregamentos externos, ocorre o desaperto do parafuso de pilar. Na prática também existe a possibilidade da união não estar alinhada comprometendo a fixação do parafuso de pilar. Isto pode também auxiliar no desaperto do parafuso. Normalmente, nos implantes dentários também não se exige uma fixação

definitiva, por causa de uma eventual manutenção ou troca da prótese, limpeza, etc. E também numa eventualidade de substituição do parafuso e evitar a danificação dos filetes internos do implante.

Em contrapartida, quanto menor o nível de torque maior a possibilidade de desaperto do parafuso, maior a folga entre o pilar e o implante podendo promover a entrada de bactérias.

6.1.1 Rigidez do parafuso de pilar

A figura 6.2 mostra um desenho esquemático do parafuso de pilar utilizado no modelo analítico, com as dimensões padrões utilizadas no modelo tridimensional dos elementos finitos.

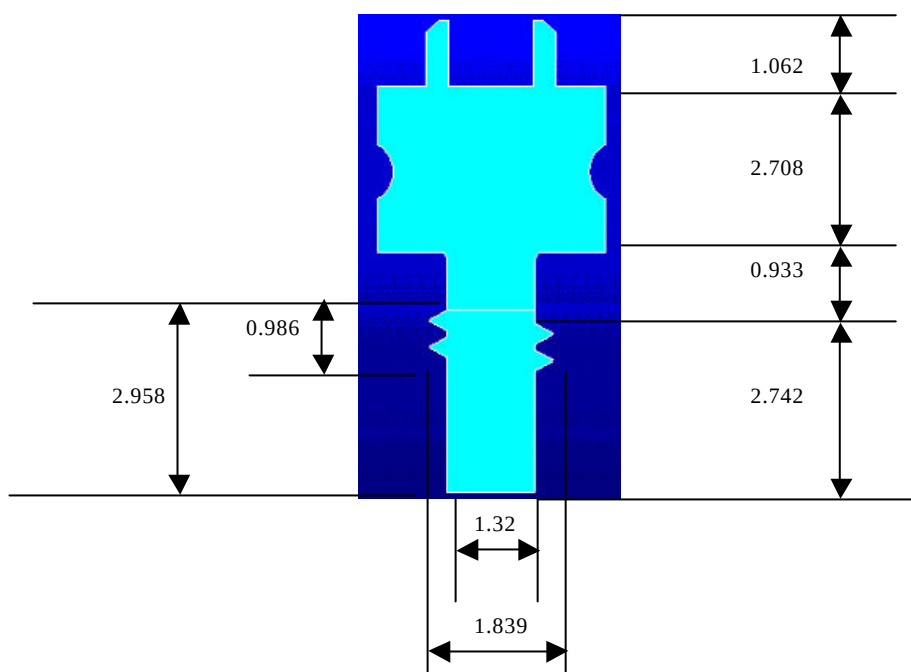


Figura 6.2 : Dimensões do parafuso do pilar. Cotas em mm.

A figura 4.3 mostra a representação esquemática das forças externas atuantes no implante dentário e a figura 4.5 mostra a convenção adotada para estimar a interface pilar/implante a ser utilizada nos modelos analíticos. Considerando a carga axial F_x a parcela de força que é transmitida ao parafuso de pilar é estimada a partir da rigidez do parafuso e da união pilar/implante utilizando a equação 4.2. Para calcular a rigidez do parafuso, considera-se a parte roscada e a parte não roscada modelando-os como uma associação em série de molas. Logo, a rigidez do parafuso (k_p) é dada por:

$$\frac{1}{K_p} = \frac{1}{K_{pr}} + \frac{1}{K_{pnr}} \quad (6.1)$$

Onde, (K_{pr}) é a rigidez da parte roscada e (K_{nr}) é a rigidez da parte não roscada. Para a parte não roscada tem-se que:

$$l_{pr} = 0,933 \text{ mm}$$

$$E_p = 113.685 \text{ Mpa}$$

$$d_r = 1,32 \text{ mm}$$

$$A_{pnr} = \frac{p \cdot 1,32^2}{4} = 1,3685 \text{ mm}^2 \quad (6.2)$$

Portanto, a rigidez da parte não roscada do parafuso pode ser estimada como,

$$K_{pnr} = \frac{A_{pnr} \cdot E_p}{l_{pnr}} = \frac{1,3685 \times 113.685}{0,933} = 166.750,2 \text{ N / mm} \quad (6.3)$$

O diâmetro médio do parafuso será,

$$d_m = d_r + \left(\frac{d_r}{2} - \frac{d}{2} \right) = 1,32 + \left(\frac{1,839}{2} - \frac{1,32}{2} \right) = 1,5795 \text{ mm} \quad (6.4)$$

Neste caso, a área de prova ou área média é de,

$$A_{pr} = \frac{p \cdot d_m^2}{4} = \frac{p \cdot 1,5795^2}{4} = 1,959 \text{ mm}^2 \quad (6.5)$$

Para a parte roscada tem-se que:

$$l_{pr} = 0,986 \text{ mm}$$

$$E_p = 113.685 \text{ Mpa}$$

O comprimento da parte roscada foi obtida do modelo 3D de elementos finitos considerando apenas dois filetes de rosca. Com isso, a rigidez da parte roscada do parafuso estimada será,

$$K_{pr} = \frac{A_{pr} \cdot E_p}{l_{pr}} = \frac{1,959 \times 113.685}{0,986} = 225.871,1 \text{ N/mm} \quad (6.6)$$

Finalmente, a rigidez do parafuso será:

$$\frac{1}{K_p} = \frac{1}{225.871,1} + \frac{1}{166.750,2} \rightarrow K_p \cong 95.929,7 \text{ N/mm} \quad (6.7)$$

6.1.2 - Rigidez da união pilar/implante

Caso 1 : Modelo com Área Cilíndrica

Neste caso, a interface da união pilar/implante é modelada como uma área cilíndrica como mostrado na figura 4.4. De acordo com a formulação apresentada no capítulo IV, a rigidez da união será considerada como uma associação em série entre o material do implante e do pilar, uma vez que, as propriedades destes materiais são diferentes. Neste modelo será considerado, inicialmente, n igual 1,5 devido as dimensões do pilar e do implante. Este valor será avaliado no modelo de elementos finitos. Os comprimentos relativos do cilindro de pressão são adotados do modelo 3D de elementos finitos e seguem a convenção mostrada na figura 4.5. Com isso, considerando os dados, tem-se que:

$$\begin{aligned} d &= 1,839 \text{ mm} \\ l_p &= 0,933 \text{ mm} \\ l_i &= 0,769 \text{ mm} \end{aligned}$$

Onde l_{up} é o comprimento equivalente do cilindro de pressão para o pilar e l_{ui} é o comprimento equivalente do cilindro de pressão para o implante. Portanto, a área da união modelada será,

$$A_u = \frac{p \cdot [(1,5 \cdot d)^2 - d^2]}{4} = \frac{p \cdot [(2,7585)^2 - (1,839)^2]}{4} \cong 3,32 \text{ mm}^2 \quad (6.8)$$

A rigidez da união relativa ao implante e ao pilar serão,

$$K_{up} = \frac{3,32 \times 113.685}{0,933} \cong 404538,3 \text{ N/mm} \quad (6.9)$$

$$K_{ui} = \frac{3,32 \times 105.417}{0,769} \cong 455116,3 \text{ N/mm} \quad (6.10)$$

Sendo assim, a rigidez da união considerando o modelo com área cilíndrica será:

$$\frac{1}{K_u} = \frac{1}{404538,3} + \frac{1}{455116,3} \rightarrow K_u \cong 214169,7 \text{ N/mm} \quad (6.11)$$

Caso 2 : Modelo com Área Cônica

A figura 6.3 ilustra esquematicamente a geometria da distribuição de tensão no pilar e implante considerando um modelo cônico com um ângulo de abertura central α . Quando o carregamento é limitado à face da arruela circular, o ângulo do vértice é considerado na faixa entre $25^\circ \leq \alpha \leq 33^\circ$. Neste modelo considerou-se $D \cong 1,5 d$ e $\alpha \cong 30^\circ$.

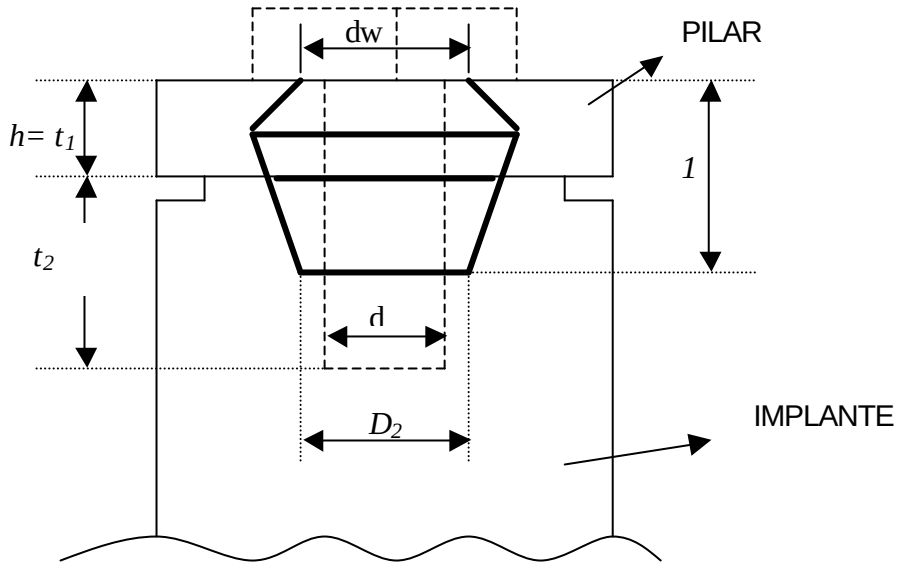


Figura 6.3 – Esquema da interface pilar/implante e os cones de rigidez estimados.

Considerando:

$$l = \begin{cases} h + \frac{t_2}{2} & t_2 < d \\ h + \frac{d}{2} & t_2 \geq d \end{cases} \quad (6.12)$$

Onde,

h – altura do pilar implante.

t_1 – espessura de aperto no pilar implante.

t_2 – comprimento efetivo do implante.

d – diâmetro nominal do parafuso (pescoço do parafuso).

A rigidez da união é dada pela equação 4.8. Os elementos considerados na área cônica são:

$$D_1 = dw + l \cdot \tan(\alpha) \quad (6.13)$$

$$D_2 = dw = 2,27 \cdot d \quad (\text{Valor mínimo adotado em função da geometria do pilar})$$

Através da análise do modelo de elementos finitos considerou-se,

$$t_2 \cong 3,89mm$$

$$d \cong 1,32mm$$

$$h = t_1 \cong 0,7mm$$

$$l = h + \frac{d}{2} \cong 1,36mm$$

$$dw = D_2 = 2,27 \times 1,32 \cong 2,99mm$$

$$D_1 = 2,99 + 1,36 \cdot \tan(30^\circ)$$

$$D_1 \cong 3,775mm$$

No modelo de rigidez cônica a união será estimada considerando-a composta por 03 cones de rigidez. O primeiro cone agindo no pilar, conforme mostrado na figura 6.4.

Portanto, a rigidez da união considerando o primeiro cone de tensão será,

$$K_{u1} = \frac{p * 113.685 * 1,32 * \tan(30^\circ)}{\ln \frac{(2 * 0,68 * \tan(30^\circ) + 2,99 - 1,32)(2,99 + 1,32)}{(2 * 0,68 * \tan(30^\circ) + 2,99 + 1,32)(2,99 - 1,32)}} = 1248430,6 \frac{\text{N}}{\text{mm}} \quad (6.14)$$

O segundo cone também agindo no pilar é mostrado esquematicamente na figura 6.5.

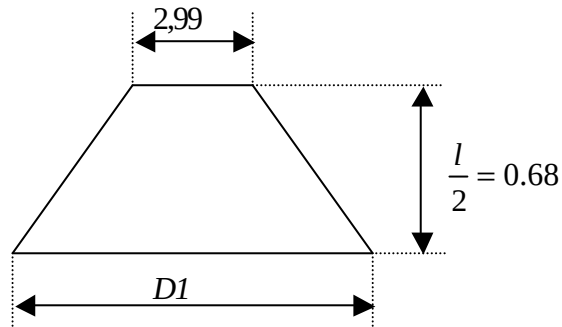


Figura 6.4 – Primeiro cone de rigidez agindo no pilar.

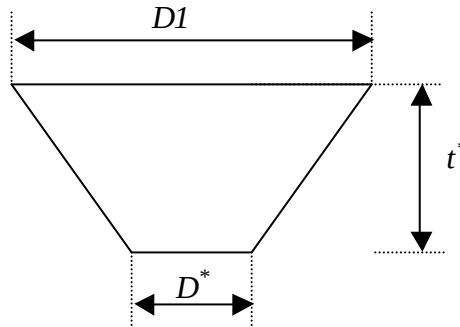


Figura 6.5 – Esquema do segundo cone de rigidez agindo no pilar.

Das figuras 6.4 e 6.5, tem-se,

$$t^* = t_1 - \frac{l}{2} = 0,7 - \frac{1,36}{2} = 0,02 \text{mm} \quad (6.15)$$

$$D^* = D_1 - 2 * t^* * \tan(a) = 3,775 - 2 * 0,02 * \tan(30^\circ) = 3,752 \text{mm} \quad (6.16)$$

De forma análoga, a rigidez para o segundo cone de tensão será,

$$K_{u2} = \frac{p * 113.685 * 1,32 * \tan(30^\circ)}{\ln \frac{(2 * 0,02 * \tan(30^\circ) + 3,752 - 1,32)(3,752 + 1,32)}{(2 * 0,02 * \tan(30^\circ) + 3,752 + 1,32)(3,752 - 1,32)}} = 55671275,2 \frac{N}{mm} \quad (6.17)$$

O terceiro cone de rigidez age no implante sendo análogo ao da figura 6.5 com o lado menor sendo de 1,98 mm e a altura sendo de 0,66 mm, ou seja,

$$t' = l - h = 1,36 - 0,7 = 0,66 mm \quad (6.18)$$

Logo, a rigidez será,

$$K_{u3} = \frac{p * 105.417 * 1,32 * \tan(30^\circ)}{\ln \frac{(2 * 0,66 * \tan(30^\circ) + 2,99 - 1,32)(2,99 + 1,32)}{(2 * 0,66 * \tan(30^\circ) + 2,99 + 1,32)(2,99 - 1,32)}} = 1184486,7 \frac{N}{mm} \quad (6.19)$$

Modelando a rigidez da união como uma associação em série dos três cones de rigidez mostrados anteriormente, tem-se:

$$\frac{1}{K_u} = \frac{1}{K_{u1}} + \frac{1}{K_{u2}} + \frac{1}{K_{u3}} \quad (6.20)$$

Portanto, das eqs. 6.14, 6.17 e 6.19, tem-se:

$$\frac{1}{K_u} = \frac{1}{1248430,8} + \frac{1}{55671275,2} + \frac{1}{1184486,7} \rightarrow K_u \cong 601244,9 \frac{N}{mm} \quad (6.21)$$

Observa-se das eqs. (6.11) e (6.21) que a diferença entre a rigidez da união estimada para os dois casos foi da ordem de 2%. Estes valores deverão ser reavaliados no modelo 3D de elementos finitos.

6.1.3 – Estimativa da pré-carga no parafuso de pilar

A força atuante no parafuso de pilar é influenciada pelo nível de pré-carga imposto pelo torque aplicado, segundo a equação 4.1. Em parafusos convencionais de estruturas, a

pré-carga é estimada em cerca de 75% da carga de prova, que por sua vez, é obtida a partir da tensão de prova de acordo com as seguintes equações,

$$s_{pr} \cong 0,9.s_y$$

$$s_{pr} = \frac{F_{pr}}{A_{pr}} \Rightarrow F_{pr} = s_{pr} \cdot A_{pr} \Rightarrow F_{pr} = 0,9.s_y \cdot A_{pr} \quad (6.22)$$

Onde s_y é o limite de escoamento do material.

Supondo esta aproximação aplicada ao parafuso de pilar em estudo e considerando o limite de escoamento de 882 Mpa para a liga de titânio Ti 6Al 4V, tem-se que:

$$F_{pr} = 0,9 * 882 * 1,954 = 1.555,05 N$$

$$F_i \cong 0,75 * 1.555,05 \cong 1166 N \quad (6.23)$$

No parafuso de pilar devido as particularidades do aperto (20 N cm), a pré-carga no parafuso será bem menor. Ou seja, a consideração de 75% da carga de prova para a pré-carga não deverá ser utilizada em parafusos de pilar. Portanto, deve-se estimar um valor mais apropriado para a pré-carga. Isto pode ser feito através da utilização da expressão analítica para o torque, ou seja:

$$T = F_i * \frac{d_m}{2} * \left(\frac{l + p * d_m * \sec(q)}{p * d_m - m.l * \sec(q)} \right) \quad (6.24)$$

Onde:

q - ângulo da rosca.

F_i – Pré-carga.

d_m – diâmetro efetivo.

m - coeficiente de atrito.

l – avanço ou passo do parafuso.

De acordo com o modelo analisado, tem-se:

$$l = p = 0,4327mm$$

$$d_m = 1,5795mm$$

$$\alpha = 60^\circ$$

$$\mu = 0,5$$

Supondo um torque padrão de 20Ncm que é igual a 200Nmm, tem-se:

$$200 = F_i * \frac{1,5795}{2} * \left(\frac{0,4327 + p * 1,5795 * \sec(60^\circ)}{p * 1,5795 - 0,5 * 0,4327 * \sec(60^\circ)} \right) \rightarrow F_i \cong 111N \quad (6.25)$$

Portanto, através das equações 6.23 e 6.25 observa-se que a pré-carga estimada no parafuso de pilar é cerca de 10% do valor referente a carga de prova que supostamente o parafuso suportaria, desprezando efeitos concentradores de tensão.

6.1.4 – Tensão normal no parafuso de pilar devido a carga axial

Forças mastigatórias são complexas, ou seja, são aplicadas em várias direções e na literatura são observados valores que podem chegar a 150 N. Nesta primeira etapa do trabalho como o objetivo é apenas ajustar o modelo analítico será utilizada uma força de 40 N inclinada em relação a direção como mostrado na figura 4.2. Nesta seção, inicialmente, será considerada, para fins de ajuste do modelo, apenas a componente de 40 N agindo axialmente na direção do comprimento do parafuso. Outras análises e avaliações serão feitas no modelo 3D de elementos finitos e são mostradas neste capítulo.

A tensão normal no parafuso considerando somente a carga axial externa (F_x) é dada por:

$$s_{pa}^x = \frac{F_p}{A_p} \quad (6.26)$$

Onde:

A_p – área de prova medida no diâmetro médio

F_p – força de prova

Considerando uma carga axial e a pré-carga, a parcela de força transferida ao parafuso de pilar é dada por:

$$F_p = F_i - h * F_x \quad (6.27)$$

Caso 1 : Modelo com Área Cilíndrica

Das equações 6.6 e 6.10 tem-se que,

$$h = \frac{K_p}{K_p + K_u} = \frac{95.929,7}{95.929,7 + 214169,7} = 0,309 \quad (6.28)$$

Das equações 6.24 e 6.27, supondo uma carga axial de 40 N, tem-se:

$$F_p = 111 - 0,309.40 \cong 98,6N \quad (6.29)$$

Logo, das equações 6.2 e 6.29, a tensão normal estimada relativa a uma carga axial de 40 N será:

$$s_{pa}^x = \frac{98,6}{1,959} \cong 50,3Mpa \quad (6.30)$$

Caso 2 : Modelo com Área Cônica

Das equações 6.7 e 6.21 tem-se que,

$$a' = \frac{K_p}{K_p + K_u} = \frac{95.929,7}{95.929,7 + 601244,9} = 0,138 \quad (6.31)$$

Sendo assim, a força no parafuso para uma carga axial de 40 N será,

$$F_p = 111 - 0,138.40 \cong 105,5N \quad (6.32)$$

Logo, das equações 6.5 e 6.32, a tensão normal estimada relativa a uma carga axial de 40 N para o modelo de área cônica será:

$$s_{pa}^x = \frac{105,5}{1,959} \cong 53,9 \text{Mpa} \quad (6.33)$$

6.2 Modelo analítico – Tensão normal gerada pelo momento fletor

As figuras 4.2 e 4.3 mostram esquematicamente os carregamentos considerados no modelo analítico. Observa-se que a força axial na direção x causa um efeito de compressão e um efeito de flexão em torno da direção z no parafuso de pilar. A força na direção y causa um efeito cortante e um efeito de flexão também na direção z. A tabela 1 mostra os valores adotados para as variáveis definidas na figura 4.2. Alguns destes parâmetros foram adotados em função do modelo 3D de elementos finitos.

Tabela 1: Valores adotados para as variáveis do modelo.

Variável	Valor adotado
F	56,6 N
<i>f</i>	45 °
<i>F_x</i>	40 N
<i>F_y</i>	40 N
<i>l_x</i>	11,04 mm
<i>l_y</i>	5 mm

Da teoria de Resistência dos Materiais, a tensão normal devida ao momento fletor é dado por:

$$s = \frac{Mpy}{I} \quad (6.34)$$

Onde *Mp* é o momento fletor transmitido ao parafuso. Neste caso, devido a conexão sextavada entre o pilar e o implante e também a união entre o implante e o parafuso de pilar através dos filetes de rosca, apenas uma parcela do momento total (*M_z*) será transferida ao parafuso de pilar. Portanto, devido a força axial na direção x tem-se que:

$$M_z = F_x * l_y = 40 \times 5 = 200 \text{Nxm} \quad (6.35)$$

onde;

$$y = \frac{d_m}{2} = \frac{1,5795}{2} = 0,79 \text{mm}$$

$$I = \frac{p * d_m^4}{64} = 0,306mm^4 \quad (6.36)$$

A porcentagem de transferência do momento (δ) depende da rigidez da união entre estes vários elementos. Neste trabalho, esta porcentagem será determinada utilizando o modelo 3D de elementos finitos. Adotando, inicialmente, uma porcentagem de transferência do momento de 5% tem-se:

$$Mp = \delta M_{zy} = 0,05 \times 200 = 10Nmm \quad (6.37)$$

Portanto, uma estimativa da tensão normal no parafuso devido ao efeito do momento fletor é dada por,

$$s_{pm}^x = \frac{10 \times 0,79}{0,306} \cong 25,8Mpa \quad (6.38)$$

A eq. (6.38) mostra a tensão normal máxima nas fibras externas do parafuso na direção x. Logo, das equações 6.30, 6.33 e 6.38 pode-se estimar a tensão normal para os dois casos analisados, ou seja,

$$\begin{aligned} s_p^x &= s_{pa}^x + s_{pm}^x = 76,1Mpa \text{ (1º caso – lado sob tração)} \\ s_p^x &= s_{pa}^x - s_{pm}^x = 24,5Mpa \text{ (1º caso – lado sob compressão)} \end{aligned} \quad (6.39)$$

$$\begin{aligned} s_p^x &= s_{pa}^x + s_{pm}^x = 79,7Mpa \text{ (2º caso – lado sob tração)} \\ s_p^x &= s_{pa}^x - s_{pm}^x = 28,1Mpa \text{ (2º caso – lado sob compressão)} \end{aligned} \quad (6.40)$$

Devido a força na direção y tem-se que:

$$M_z^* = F_y J_x = 40 \times 11,04 = 441,6Nxmm \quad (6.41)$$

Supondo que a transferência do momento fletor ao parafuso de pilar seja similar ao caso anterior, tem-se que:

$$s_{pm}^{*x} = \frac{0,05 \times 441,6 \times 0,79}{0,306} \cong 57,0 \text{ Mpa} \quad (6.42)$$

Das eqs. (6.31), (6.34), (6.39) e (6.42) tem-se para o caso de uma flexão composta, adicionado a carga axial, que a tensão no parafuso na direção x será:

$$\begin{aligned} s_p^x &= s_{pa}^x + s_{pm}^x - s_{pm}^{*x} = 19,1 \text{ Mpa} \text{ (1º caso – lado sob tração)} \\ s_p^x &= s_{pa}^x - s_{pm}^x + s_{pm}^{*x} = 81,5 \text{ Mpa} \text{ (1º caso – lado sob compressão)} \\ s_p^x &= s_{pa}^x + s_{pm}^x - s_{pm}^{*x} = 22,7 \text{ Mpa} \text{ (2º caso – lado sob tração)} \\ s_p^x &= s_{pa}^x - s_{pm}^x + s_{pm}^{*x} = 85,1 \text{ Mpa} \text{ (2º caso – lado sob compressão)} \end{aligned} \quad (6.43)$$

6.3 Modelo tridimensional de elementos finitos

O modelo geométrico 3D de elementos finitos foi desenvolvido considerando um implante padrão da Empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda. A figura 6.1 mostra as dimensões utilizadas no modelo geométrico. A figura 6.5 mostra o modelo desenvolvido no ambiente ANSYS.

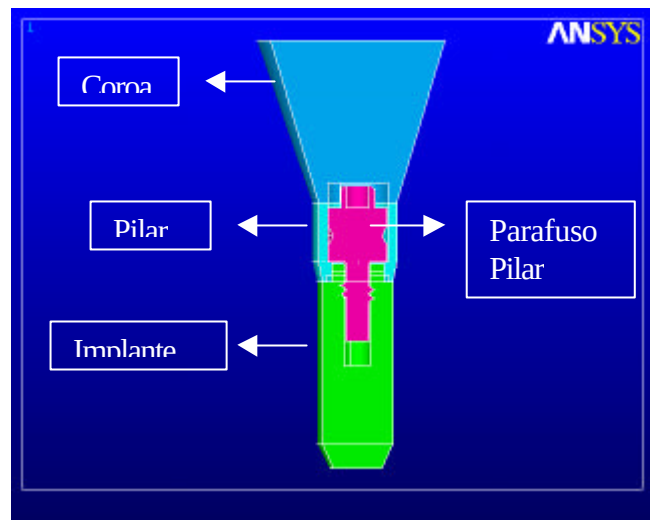


Figura 6.5 – Modelo geométrico desenvolvido no Programa Ansys.

Observa-se, da figura 6.5, que o modelo 3D foi considerado como simétrico, visando otimizar a formulação. Também foram desprezados os filetes de rosca do implante, uma vez que o objetivo da análise era avaliar apenas o parafuso de pilar. Além disso, para reduzir a

quantidade de elementos foram considerados apenas os dois primeiros filetes de rosca no parafuso de pilar. Esta aproximação é condizente com as solicitações impostas aos filetes de rosca, pois, na prática, os dois primeiros filetes são os mais solicitados. A figura 6.6 mostra o parafuso de pilar modelado no ambiente Ansys. A parte superior do modelo 3D simula a coroa que neste caso possui uma largura na parte superior de 10 mm. Este modelo foi considerado afim de possibilitar uma adequada aplicação dos esforços. Os valores geométricos do modelo 3D serão utilizados como parâmetros para estimativa dos níveis de tensão no modelo analítico.

No modelo de elementos finitos utilizou-se elementos do tipo sólido definidos no Programa Ansys. Vários tipos de elementos foram testados, como por exemplo, o Solid 45 e o 95. Verificou-se que não havia diferença significativa dos resultados entre elementos de alta ordem ou baixa ordem. Por isso, utilizou-se o elemento de baixa ordem mais simples e que possibilitava modelos com dimensões menores. Neste caso, foi utilizado em todas as análises o elemento solid 45.

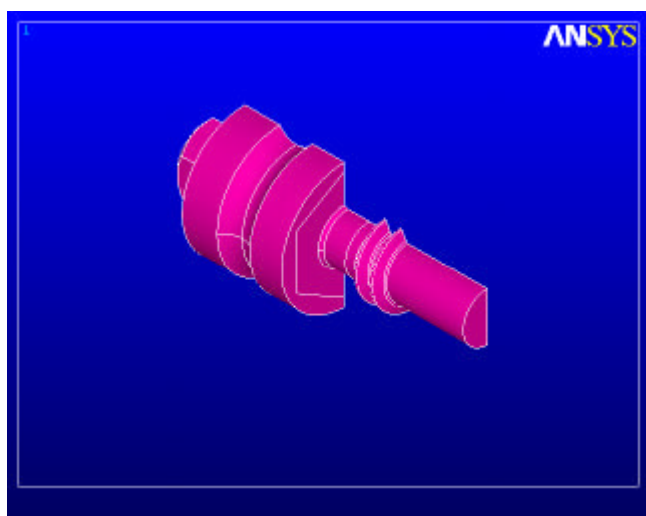


Figura 6.6 – Modelo geométrico do parafuso de pilar desenvolvido no Programa Ansys.

O elemento solid 45 é definido por 8 nós com 3 graus de liberdade por nó, podendo sofrer translação nas direções x, y e z. É um elemento que tem plasticidade com pequenas e grandes deformações. A figura 6.7 mostra o desenho esquemático para o elemento solid 45.

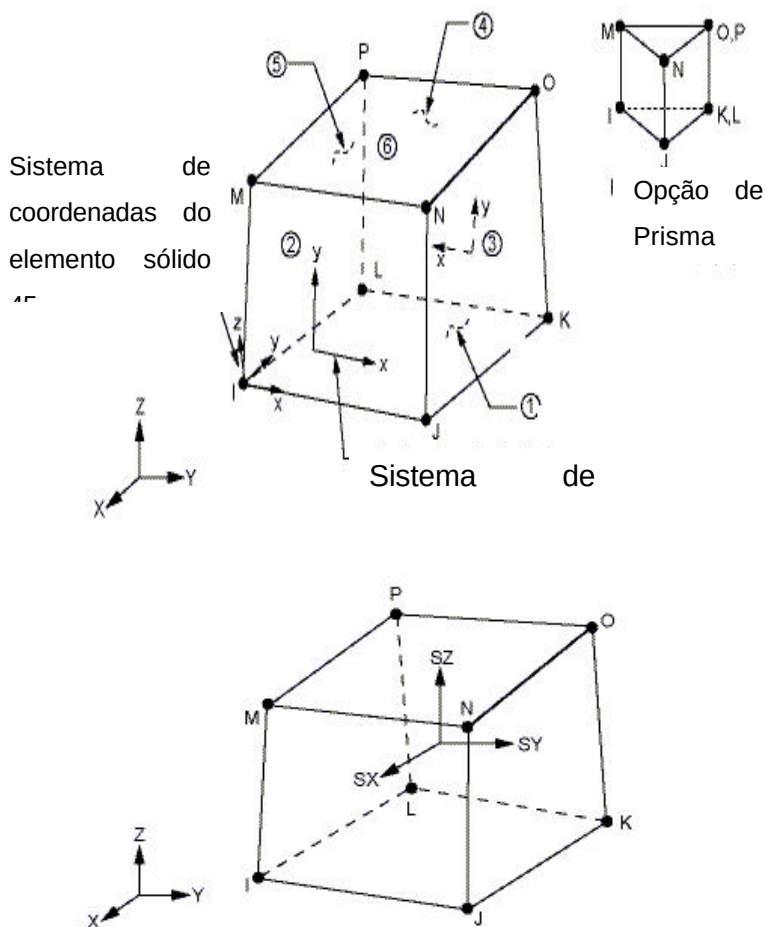


Figura 6.7 – Esquema do elemento solid 45 (Fonte Ansys Inc.).

O primeiro passo na análise é a estimativa da pré-carga no parafuso de pilar. A pré-carga no parafuso é originada no momento da aplicação do torque de aperto. A simulação deste torque no modelo numérico não é feita de forma direta, ou seja, seria necessário a utilização de elementos de contato nos filetes de rosca. Isto tornaria a formulação complexa, dificultando a abordagem do problema. Logo, os níveis de tensão devido a esta pré-carga são estimados aplicando, geralmente, um gradiente de temperatura. Neste trabalho, será introduzido um elemento específico definido no Programa Ansys utilizado para modelar efeitos de pré-carga em parafusos. Este elemento é definido como PRETS 179 sendo utilizado para definir a seção 3D de pré-tensão de acordo com a estrutura do parafuso. O elemento PRETS 179 só é aplicável em análises estruturais e tem um grau de liberdade de translação U_x que representa a direção de pré-tensão definida. O ANSYS transforma a geometria do problema de forma que, internamente a força de pré-tensão é aplicada na direção da carga de pré-tensão específica, mesmo com o modelo já definido. No parafuso a seção de pré-tensão é modelada por um conjunto de elementos da própria malha pré-

definida. A figura 6.8 mostra o desenho esquemático do elemento de pré-tensão PRETS 179.

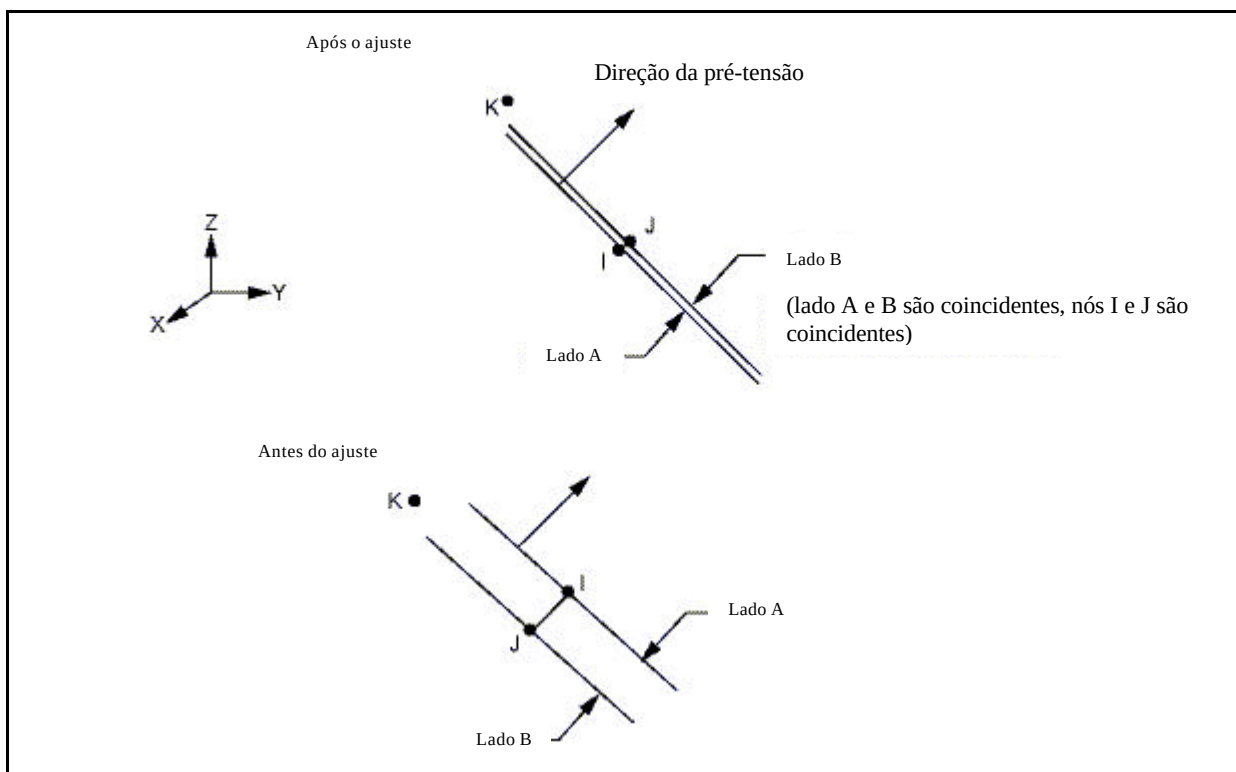


Figura 6.8 – Elemento de pré-tensão PRETS 179.

Para a geração do modelo de elementos finitos considerou-se a união entre os volumes com rigidez infinita e utilizou-se o gerador automático de malhas do Programa Ansys. Vários refinamentos da malha foram testados afim de definir a precisão adequada dos resultados. Neste caso, um maior refinamento torna o modelo extremamente pesado, porém com melhores resultados. Após as análises optou-se por um refinamento de ordem 8 em uma escala que varia de 1 a 10, sendo o de menor ordem o de maior refinamento. Neste caso, o modelo total possuía 70430 elementos do tipo solid 45 com 15600 nós. A figura 6.9 mostra o modelo de elementos finitos 3D desenvolvido para o sistema de implante analisado.

No modelo desenvolvido considerou-se as seguintes propriedades para os materiais.

- Parafuso de Pilar e Pilar: Liga de titânio com módulo de elasticidade de 113.685 Mpa e coeficiente de Poisson de 0,34.

- Implante: Titânio puro com módulo de elasticidade de 105.417 Mpa e coeficiente de Poisson de 0,34.

- Coroa: Dentina com módulo de Elasticidade de 17.600 Mpa e coeficiente Poisson de 0,25.

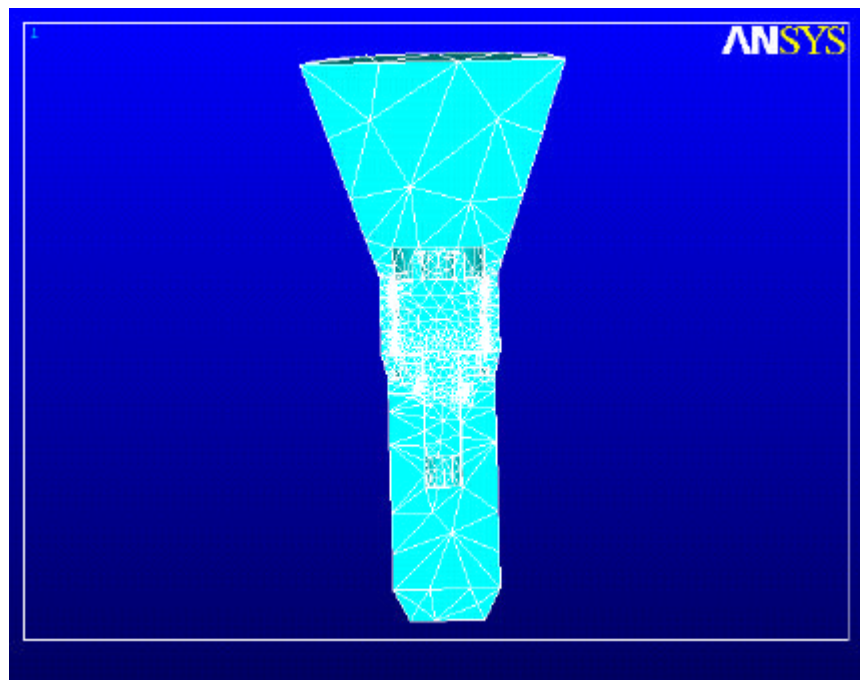


Figura 6.9 – Modelo 3D de elementos finitos implementado no Programa Ansys.

No modelo considerou-se como condição de contorno o implante completamente fixado, ou seja, simulando uma condição de osseointegração perfeita como o osso. Os carregamentos foram aplicados gradualmente. Inicialmente, foi determinada a pré-carga no parafuso através da utilização do elemento PRETS 179. Na sequência aplicou-se a carga axial na direção x e a seguir a carga transversal na direção y. Os valores desta carga foram de 20 N devido a utilização do modelo simétrico. A figura 6.10 mostra o modelo de elementos finitos e os respectivos carregamentos.

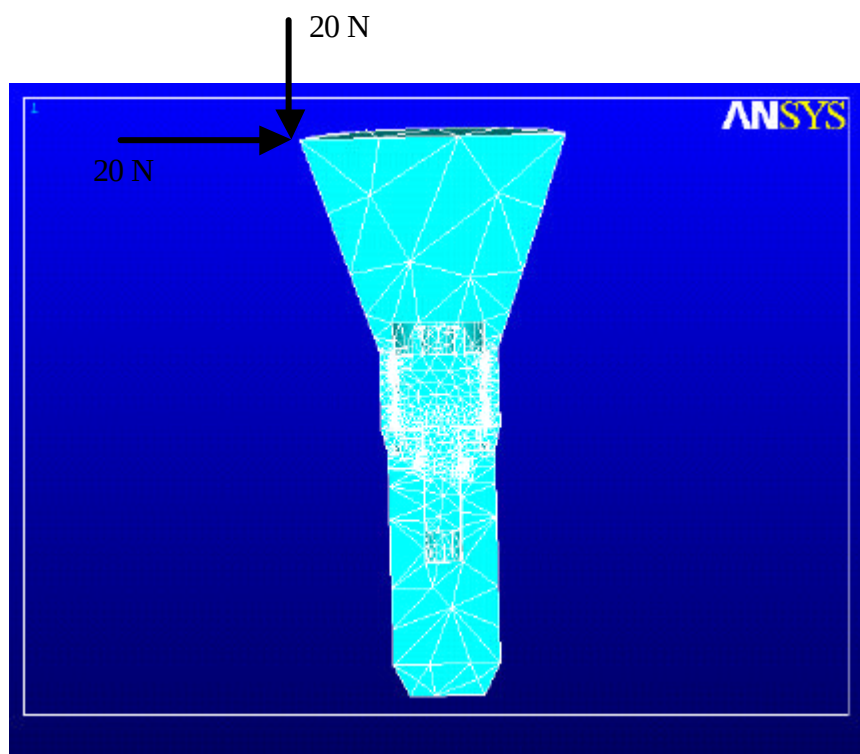


Figura 6.10 – Cargas aplicadas ao modelo de elementos finitos.

6.3.1 - Análise da pré-carga

Para a determinação do valor da pré-carga no parafuso de pilar utilizou-se o elemento PRETS 179. Este elemento é adotado em uma região entre a parte roscada e a parte não roscada do parafuso. Neste caso, o ideal é considerar o ponto médio destas regiões para a utilização do elemento de pré-carga. Estes elementos podem ser escolhidos automaticamente pelo Programa Ansys após a definição do local de sua aplicação. Para isto, o elemento é definido a partir da própria malha desenvolvida para o parafuso. Após esta escolha é necessária a utilização de uma carga de prova que vai simular o nível da pré-carga. Portanto, é necessário uma calibração da carga de prova afim de simular adequadamente a pré-carga no parafuso.

A carga de prova (SLOAD) a ser definida dentro do elemento PRETS 179 foi considerada igual a pré-carga do parafuso supondo o modelo bipartido (simétrico). Portanto, o valor de SLOAD real será o dobro deste valor se por acaso o modelo 3D completo seja utilizado. Neste trabalho o valor adequado para a pré-carga foi simulada utilizando a equação 4.22, ou seja,

$$F_p = \frac{F_i d_m}{2} \left(\frac{l + p d_m \sec q}{p d_m - \mu l \sec q} \right) \quad (6.44)$$

Considerando os dados abaixo pode-se estimar o valor da pré-carga F_i .

$$d_m = 1,5795 \text{ mm} ; l = 0,4327 ; m = 0,5 ; q = 60^\circ \text{ e } T_p = 20 \text{ N cm}$$

Portanto,

$$F_i = 111 \text{ N} \quad (6.45)$$

SLOAD = 222 N (No modelo 3D completo)

Para efetuar a calibração do modelo de elementos finitos para que o nível da pré-carga definido na equação 6.46 seja aplicado ao parafuso utilizou-se como referência a tensão normal de prova na direção axial (x) ponderada em uma área média do parafuso de pilar, ou seja, para o modelo analítico tem-se,

$$s_{Pr}^x = \frac{F_i}{A} \cong \frac{111}{1,959} \cong 56,7 \text{ Mpa} \quad (6.46)$$

No modelo de elementos finitos deve-se avaliar os nós representativos para a estimativa desta tensão de prova, uma vez que as regiões críticas do parafuso são próximas ao pescoço e aos primeiros filetes. Após várias simulações definiu-se o percurso mostrado na figura 6.11 para a estimativa destas tensões. Neste caso, considerou-se a média aritmética das tensões ponderadas nestes 34 pontos.

Tabela 6.2 – Valores da tensão normal devido ao efeito da pré-carga para os modelos analítico e de elementos finitos.

Torque (N cm)	F_i (N)	s_{pr}^x (Mpa)	$\bar{s}_x$ (Mpa)	s_{max} (Mpa)	Erro (%)
10	55,38	28,27	29,06	214,7	2,8
15	83,06	42,4	43,1	322,0	1,7
20	111	56,7	58,2	430,3	2,5
25	138,44	70,67	71,85	536,7	1,7
30	166,13	84,8	86,22	644,0	1,7
40	221,50	113,07	114,96	858,7	1,7
50	276,88	141,34	142,33	1074	0,7

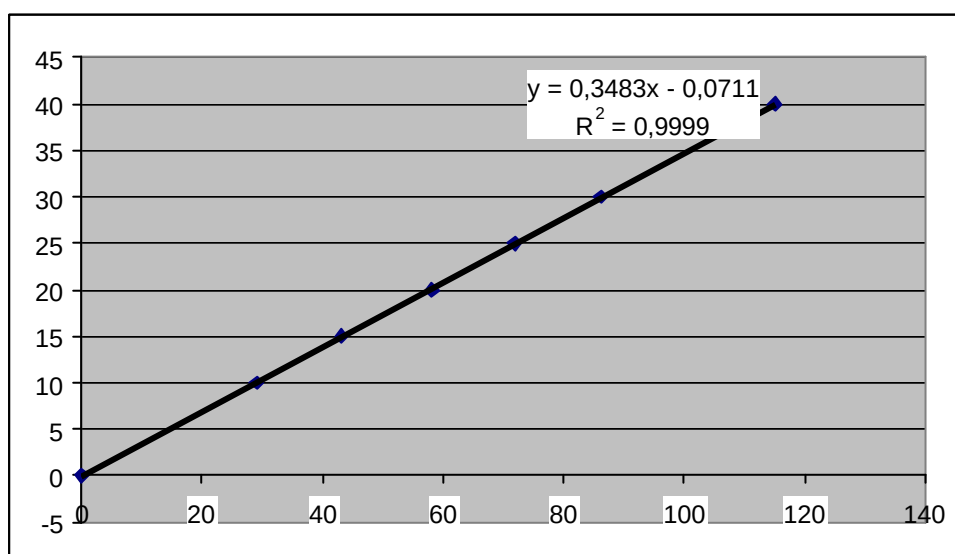


Figura 6.12 – Reta de calibração do torque em função da tensão devido a pré-carga para o modelo de elementos finitos.

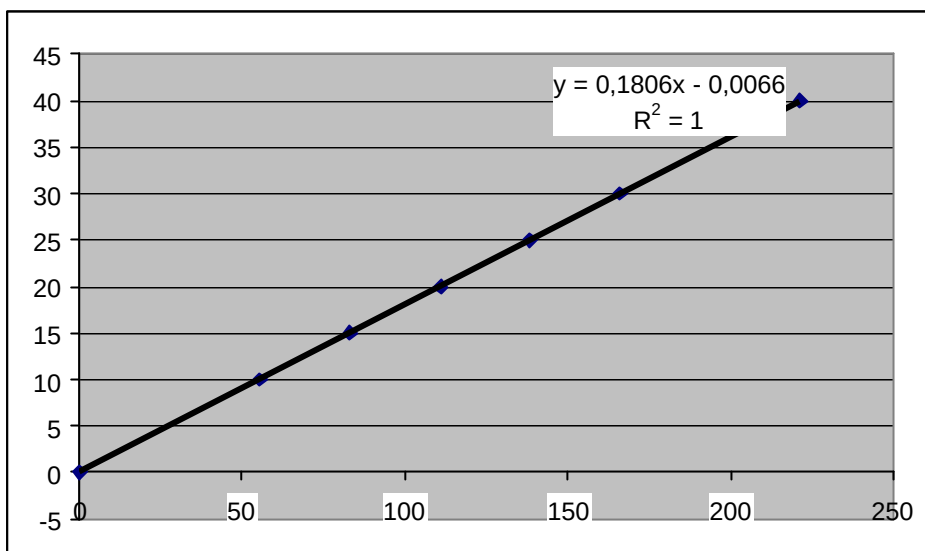


Figura 6.13 – Reta de calibração do torque em função da tensão devido a pré-carga para o modelo analítico.

Portanto, das figuras 6.12 e 6.13 determinam-se as respectivas retas de calibração para os modelos analítico e por elementos finitos.

$$T = 0,18 s_{pr}^x - 0,007 \quad (6.47)$$

$$T = 0,35 \bar{s}_x - 0,007 \quad (6.48)$$

A figura 6.14 mostra as tensões na direção x no modelo 3D de elementos finitos após a aplicação da pré-carga de 111 N estimada para um torque de 20 N cm. Observa-se nesta figura que a região próxima ao pescoço do parafuso de pilar é sujeita a tensões de tração e a união pilar/implante é submetida a tensões de compressão. Neste caso, as tensões máximas ocorrem na região do primeiro filete de rosca e na variação da seção na região do pescoço do parafuso sendo da ordem de 430 Mpa. A figura 6.15 mostra as tensões de Von Mises para o implante, pilar e parafuso de pilar, respectivamente. Nestes casos, foi utilizada a pré-carga de 111N. A figura 6.16 mostra as tensões na direção x para o parafuso de pilar.

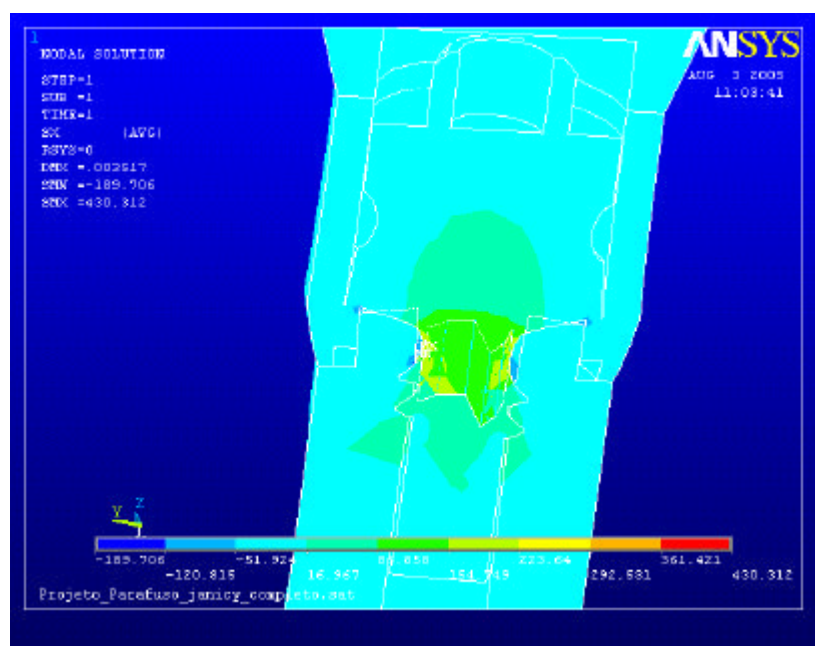


Figura 6.14 – Tensões axiais devido a pré-carga de 111 N no modelo de elementos Finitos

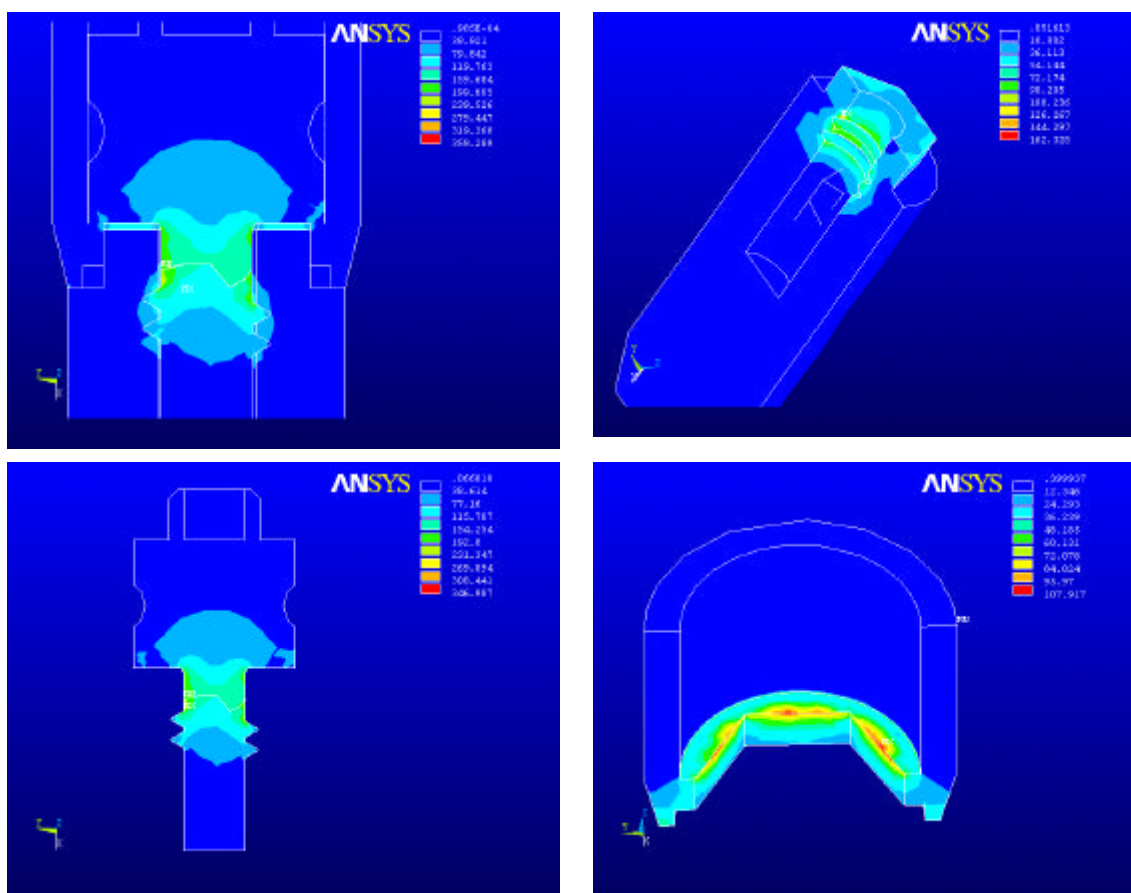


Figura 6.15 – Tensões de Von Mises devido a pré-carga de 111 N no modelo de elementos finitos.

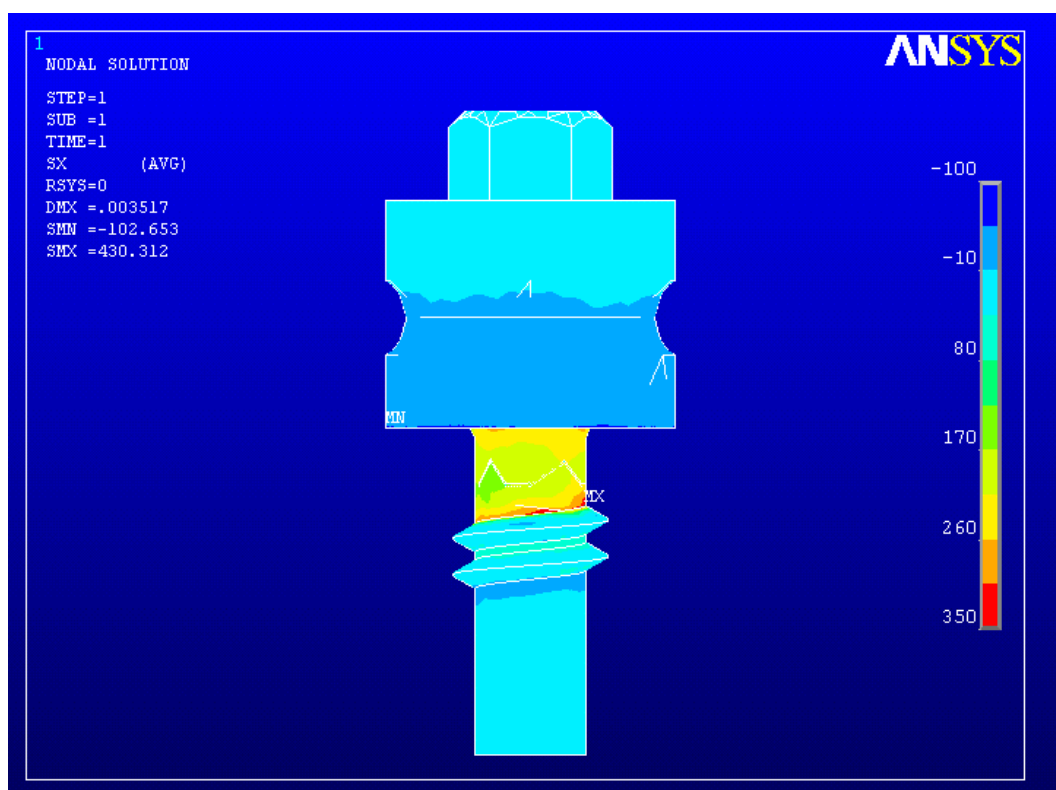


Figura 6.16 – Tensões normais na direção x devido a pré-carga de 111 N .

Da análise do modelo de elementos finitos utilizando o elemento de pré-tensão definido anteriormente, pode-se concluir que:

- A carga definida no elemento de pré-tensão simula adequadamente a pré-carga definida no modelo analítico;
- A tensão de prova utilizada no modelo analítico é adequada na formulação, uma vez que, o erro máximo observado com relação ao modelo de Elementos Finitos foi da ordem de 3%.
- A equação do torque pode ser utilizada para a estimativa da pré-carga. Neste caso, para o torque de 20Ncm, o valor de F_i foi de 111N, resultando em uma tensão de prova de 56,7 Mpa. Este valor é cerca de 7% do limite de escoamento do material do parafuso de pilar (850 Mpa), diferente de uniões aparafusadas, que em geral é cerca de 80% do limite de escoamento. Portanto, o torque aplicado ao parafuso de pilar poderia ser muito maior. O fator limitante é a preservação da osseointegração entre implante/osso com a aplicação de um torque mais elevado.
- Considerando apenas a pré-carga e o nível de tensão máxima observado no modelo de Elementos Finitos mostrados na tabela 6.3 verifica-se que a pré-carga máxima possível de ser aplicada é da ordem de 221,5 N, ou seja, um torque da

ordem de 40 Ncm. Neste caso, esta análise foi feita considerando um limite de escoamento do parafuso de pilar da ordem de 850 Mpa.

- Deve-se destacar que o nível de força (Carga de prova) aplicado na secção de Pré-tensão deve ser dobrado quando se utilizar o modelo 3D completo. Ou seja, conforme avaliado o valor da carga de prova é duas vezes o valor da pré-carga obtido pelo modelo analítico do torque. Neste caso, os níveis de tensão devido a pré-carga serão similares aos obtidos no modelo simétrico 3D de elementos finitos.

6.3.2 - Cargas externas

Na seção anterior simulou-se a união do pilar/implante através do parafuso de pilar utilizando o elemento de pré-tensão. Neste caso, a pré-carga no parafuso devido ao torque de inserção de 20 Ncm foi simulada no modelo 3D de elementos finitos. Na sequência, será aplicada no modelo de elementos finitos uma carga axial na direção x de 20 N e em seguida uma carga transversal na direção y também de 20 N. Estas cargas simulam as respectivas cargas de 40 N no modelo analítico, devido ao modelo simétrico de elementos finitos. O objetivo desta análise é avaliar a estrutura geral do parafuso de pilar sujeito a carregamentos externos, bem como, validar as metodologias propostas no modelo analítico.

a) Ajuste dos modelos analíticos de rigidez da união

Na seção 6.3 analisou-se a formulação analítica proposta considerando uma carga axial externa aplicada ao parafuso de pilar de 40 N. Naquela situação foi considerada uma pré-carga no parafuso de pilar de 111 N estimada pela expressão analítica do torque. A parcela de força aplicada ao parafuso dependia, portanto, desta pré-carga aplicada e da parcela da carga externa que era transferida ao parafuso através de uma ponderação da rigidez do parafuso com a rigidez da união, definida pela equação 6.20. Na análise, foram considerados dois modelos de rigidez para a união, ou seja, no primeiro modelo considerou-se que a área sob tensão era simulada por um cilindro oco de pressão com um diâmetro interno igual ao diâmetro nominal do parafuso e diâmetro externo inicialmente igual a 1,5 vezes o valor deste diâmetro nominal, obtendo-se uma tensão normal no parafuso de 50,3 Mpa definido pela equação 6.35. Afim de calibrar este valor foi aplicado no modelo de elementos finitos uma carga externa axial de 20 N além da pré-carga no parafuso de 111 N. A figura 6.17 mostra o modelo completo sujeito as tensões normais na direção x e a figura 6.18 mostra estas mesmas tensões transferidas ao parafuso. Utilizando o mesmo percurso

mostrado na figura 6.11 determinou-se a tensão normal média na direção x. A figura 6.19 mostra os valores da tensão normal na direção x e da tensão principal (σ_1). Utilizando-se estes resultados obteve-se um valor médio para a tensão normal na direção x de 57,5 Mpa. Observa-se, portanto, um erro relativo da ordem de 13% comparando este resultado com o valor da tensão normal obtida no parafuso de pilar através do modelo analítico (50,3 Mpa). A rigidez da união considerando o primeiro caso ou área cilíndrica será ajustada variando-se o valor de n. Neste caso, avaliando a eq. (6.27) o valor de α deverá ser menor para que a força no parafuso seja maior. Considerando α de 5%, tem-se que:

$$F_p = 111 - 0,05 \cdot 40 \cong 109N \quad (6.49)$$

Logo, das equações 6.2 e 6.49, a tensão normal estimada relativa a uma carga axial de 40 N será:

$$s_{pa}^x = \frac{109}{1,959} \cong 55,6Mpa \quad (6.50)$$

Considerando esta condição o erro relativo seria de:

$$e = \frac{57,5 - 55,6}{57,5} 100 = 3,3\% \quad (6.51)$$

Com este valor pode-se adequar o valor de n fazendo uma iteração com as equações (6.8) a (6.11) afim de se obter α próximo de 5%. Nesta iteração deve-se limitar o valor máximo da área externa do cilindro em 2 vezes o diâmetro nominal em função das limitações geométricas. As equações para avaliar o valor de n, serão,

$$A_u = \frac{p \left[(n1,839)^2 - 1,839^2 \right]}{4} \quad (6.52)$$

$$K_{up} = \frac{A_u 113.685}{0,933} \quad K_{ui} = \frac{A_u 105.417}{0,769} \quad (6.53)$$

$$\frac{1}{K_u} = \frac{1}{K_{up}} + \frac{1}{K_{ui}} \quad (6.54)$$

$$h = \frac{K_p}{K_p + K_u} = \frac{95.929,7}{95.929,7 + K_u} \quad (6.55)$$

Com isso, n será,

$$n = 2; k_u = 514136 \text{ Nmm}, a = 0,154; s_p^x = 53,5 \text{ Mpa} \quad (6.56)$$

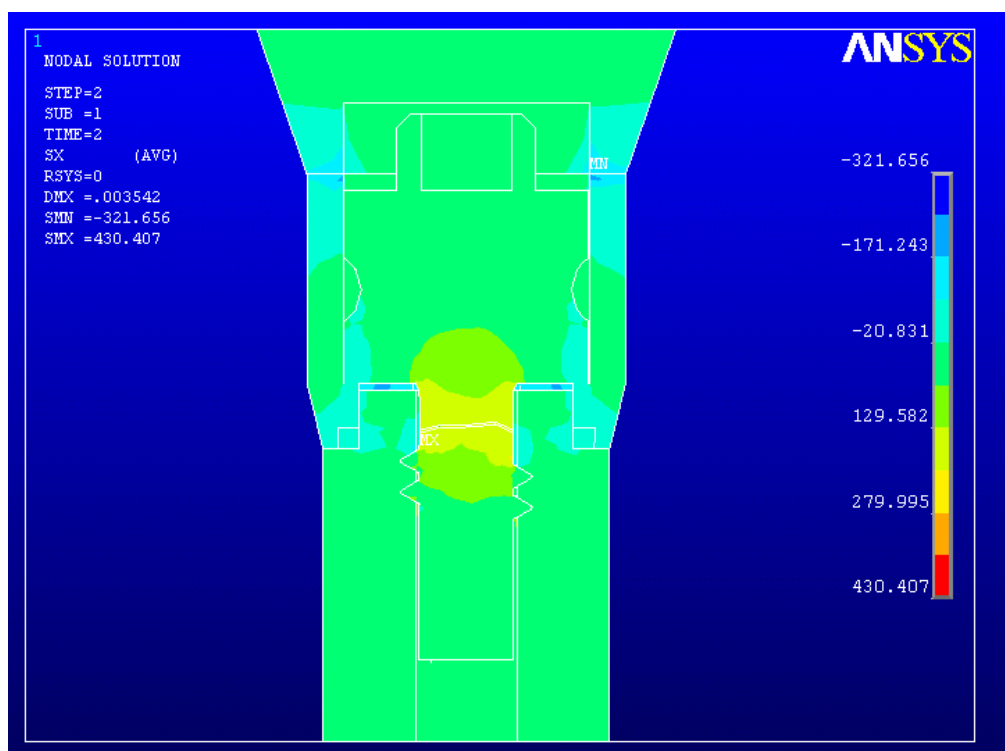


Figura 6.17 – Tensões normais na direção x para o modelo completo submetido a pré-carga e carga axial de 20 N.

Através da eq. 6.56 e dos resultados do MEF obtém-se um erro relativo na ordem de 7%, melhorando as condições do modelo de rigidez.

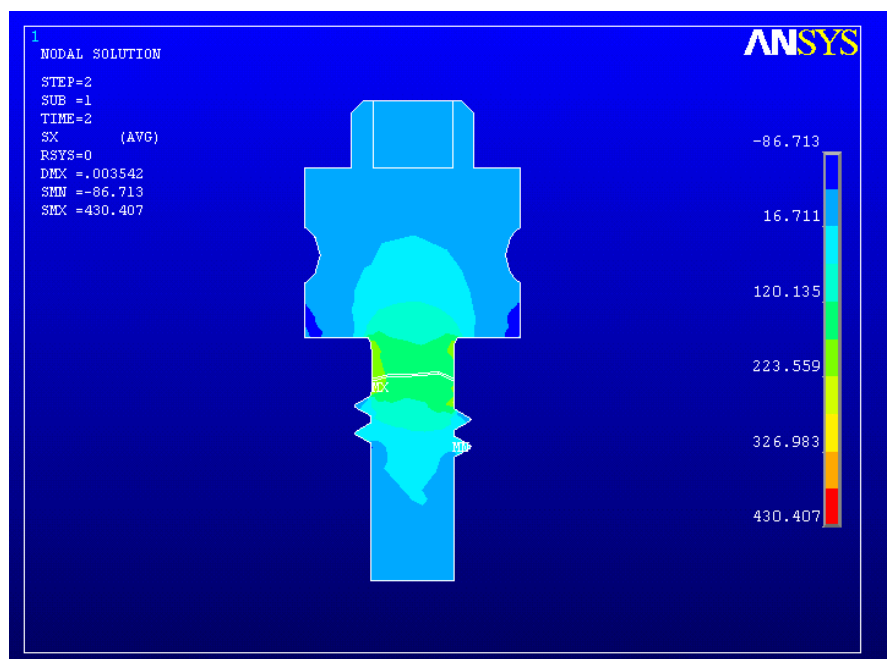


Figura 6.18 – Tensões normais na direção x no parafuso pilar submetido a pré-carga e carga axial de 20 N.

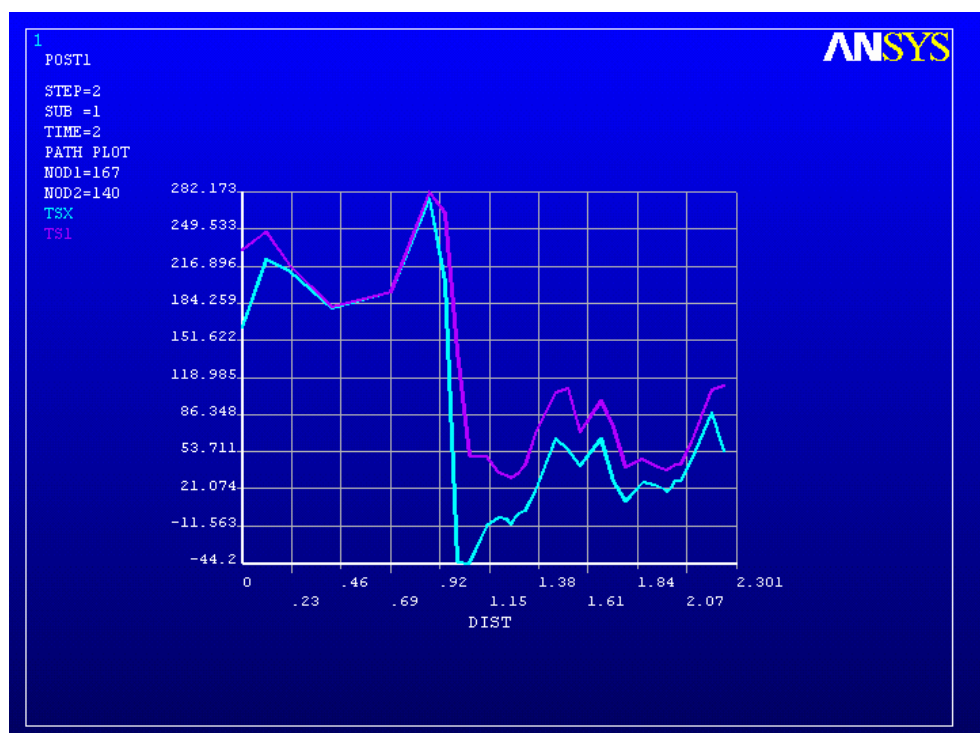


Figura 6.19 – Tensões normais na direção x (TSX) e tensões principais σ_1 (TS1) ao longo do percurso definido na figura 6.11.

Para o caso do segundo modelo de rigidez, considerando a eq. 6.33 o erro relativo da tensão estimada com a obtida pelo MEF foi da ordem de 6%. Este valor já seria adequado considerando o índice obtido pelo primeiro caso de rigidez. Para melhorar o ajuste previamente definido considera-se novamente que o valor de α deve ser da ordem de 5% . De acordo com a geometria do pilar o valor máximo de D1 é de 4,4 mm. Supondo D1 igual a 4,3 mm tem-se que:

$$D_2 = 3,515mm$$

$$D^* = 4,277mm$$

Considerando todos iguais todos os outros parâmetros obtém-se,

$$K_u = 843888,1N / mm$$

$$h = 0,102$$

$$F_p = 106,9N$$

$$s_p^x = 54,6 Mpa$$

Com estes novos valores obtém-se um erro relativo de 5% entre o modelo analítico e o modelo numérico. Portanto, ao se utilizar este modelo de rigidez em implantes dentários recomenda-se utilizar um ângulo α de 30°, um valor de D1 próximo do diâmetro externo do pilar e um valor mínimo de h igual a 0.7.

b) Ajuste do modelo analítico devido ao momento fletor

Finalmente, após a aplicação da pré-carga foram aplicadas as cargas externas excêntricas de 20N no modelo de elementos finitos, nas direções x e y, conforme mostrado na figura 6.10. A figura 6.20 mostra as tensões na direção x para o modelo completo e a figura 6.21 mostra as tensões na direção x no parafuso de pilar. No modelo analítico foi considerado um índice de transferência de tensões ao parafuso de pilar de 5%, mas utilizando o modelo de elementos finitos este índice pode ser re-avaliado e ajustado. Para isto utilizando o mesmo percurso definido anteriormente (figura 6.11) calcula-se as tensões médias na direção x no parafuso de pilar. A tabela 6.3 mostra as tensões médias na direção x após a aplicação das cargas externas e os valores obtidos pelo modelo analítico através das equações 6.43. Nesta tabela, de acordo com a fibra externa analisada predomina um lado sob tração e um lado sob compressão. A figura 6. 22 mostra a convenção utilizada em função do percurso de pontos utilizadas na análise.

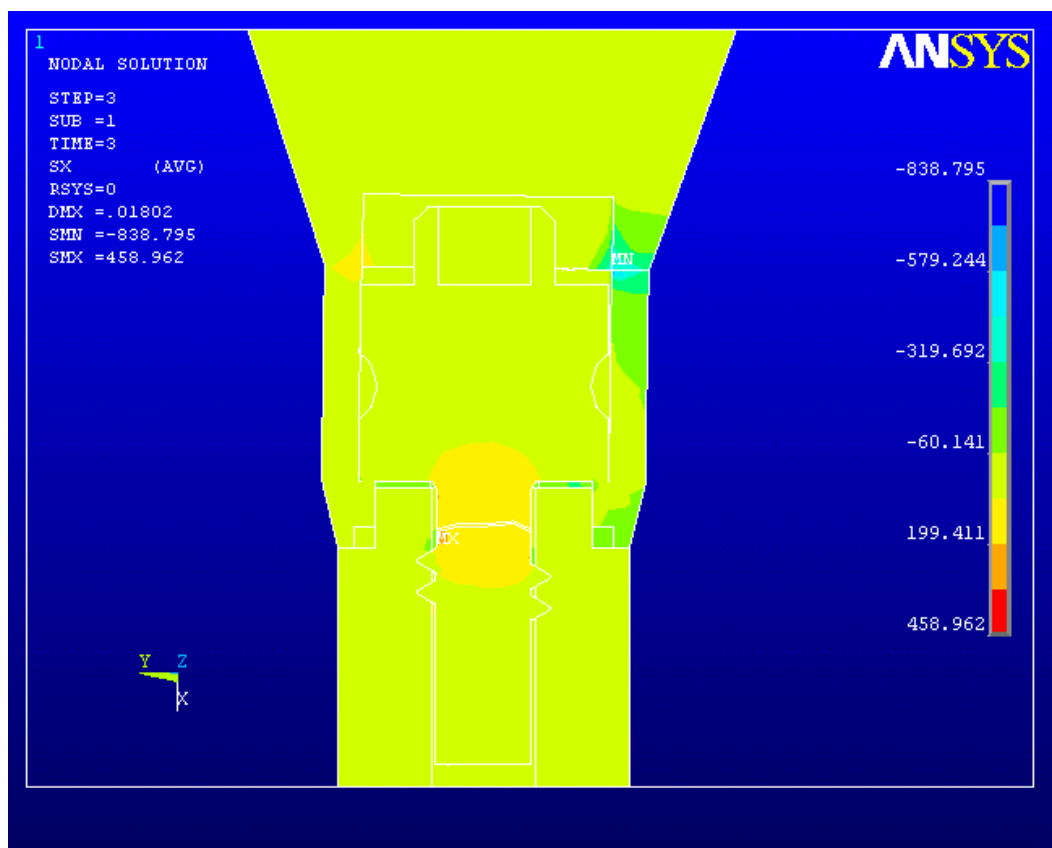


Figura 6.20 – Tensões na direção x para o modelo completo

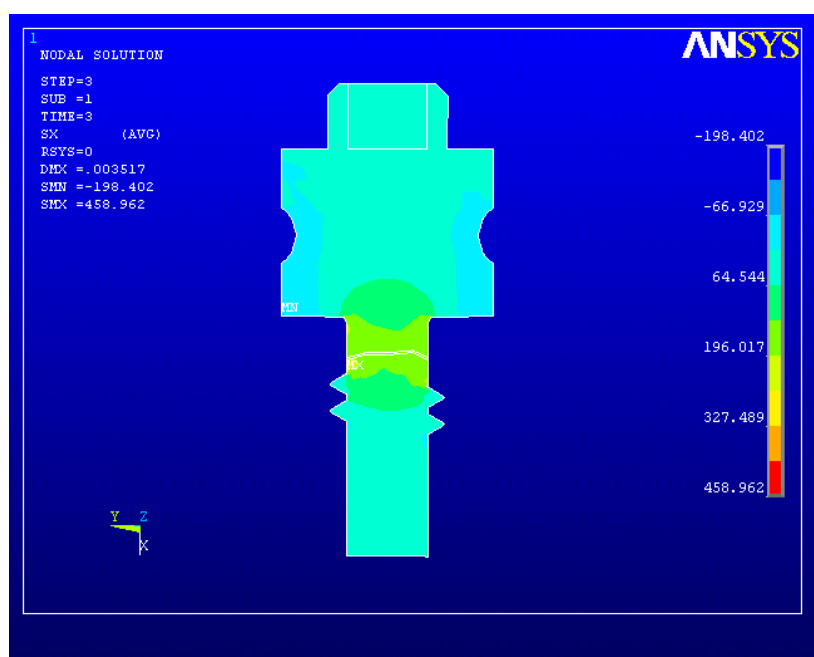


Figura 6.21 – Tensões na direção x para o parafuso de pilar.

Tabela 6.3 – Tensões normais na direção x obtidas do modelo analítico e modelo numérico.

Casos analisados	Tensão normal Modelo analítico (Mpa)		Tensão normal Modelo numérico (Mpa)		Erro relativo (%)	
	Lado L ₁	Lado L ₂	Lado L ₁	Lado L ₂	Lado L ₁	Lado L ₂
1°	19,1	81,5	-----	59,7	-----	36,5
2°	22,7	85,1	-----	59,7	-----	42,6

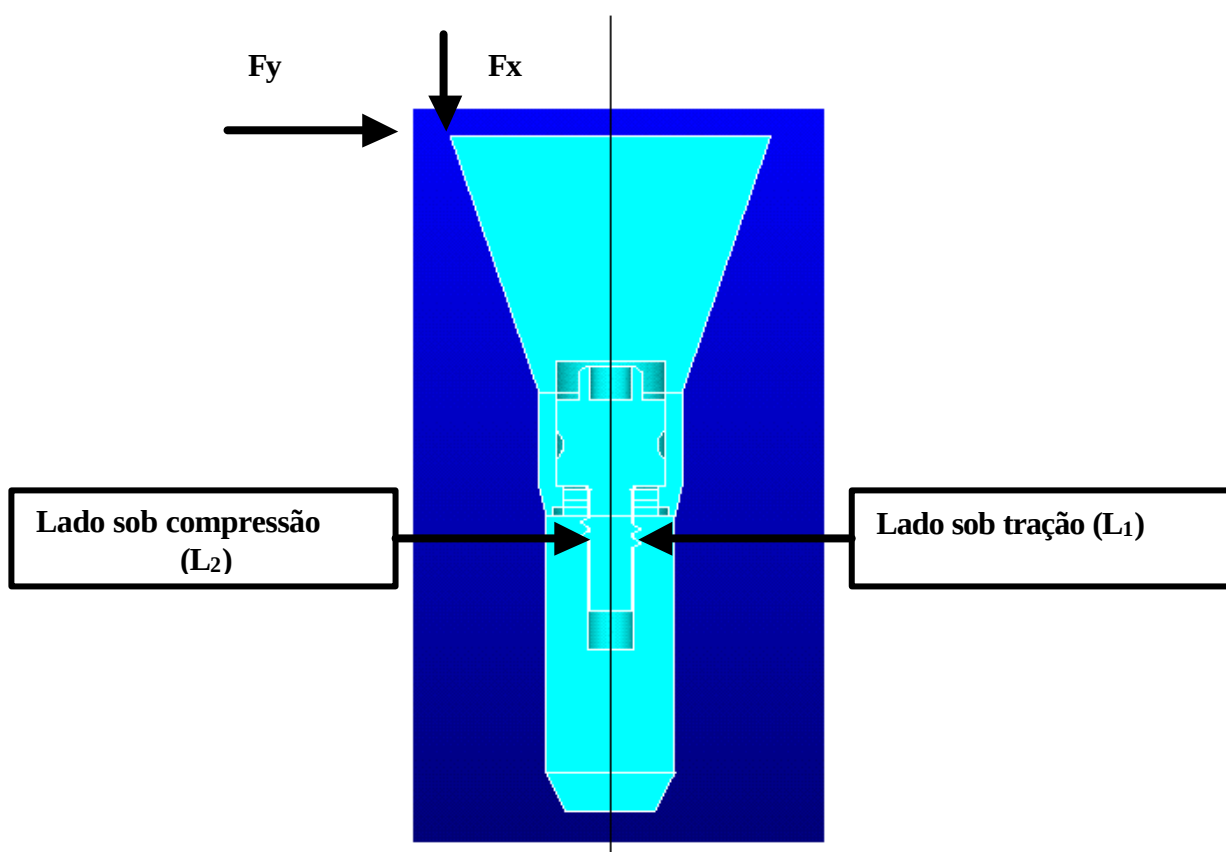


Figura 6.22 – Convenção dos lados para a estimativa das tensões.

Observa-se através da figura 6.20 que o comportamento das tensões axiais (direção x) para o modelo completo foi adequada, ou seja, indicando claramente um lado sob tração e outro sob compressão. Os valores destas tensões na interface entre coroa e pilar foram maiores em função da forma como foram consideradas as condições de contorno, ou seja, o implante totalmente travado. Estes valores seriam menores se no modelo do implante fosse acoplado o modelo do osso submetido a uma condição de contorno de travamento. No

entanto, o objetivo do trabalho é verificar a influência dos carregamentos transmitidos ao parafuso de pilar e utilizar estas informações para validar o modelo analítico proposto.

Ao se observar a figura 6.21 percebe-se que a influência da carga externa no parafuso de pilar foi muito pequena, principalmente devido ao efeito do momento fletor, como pode ser observado na tabela 6.3. Isto também pode ser observado quando da análise do parafuso de pilar sujeito apenas a carga axial e a pré-carga como mostrado na seção anterior, ou seja, obteve-se um total de 57,5 Mpa para as tensões médias na direção x. Portanto, o índice de 5% utilizado no modelo analítico para a transferência do efeito do momento fletor está relativamente alto. Através de um processo iterativo este índice foi diminuído gradativamente até que os valores de tensão do modelo analítico fossem próximos aos do modelo numérico, conforme tabela 6.3. Após algumas iterações chegou-se ao índice de 1%. Neste caso, das equações 6.38 e 6.42,

$$s_{pm}^x = 5,2 \text{ Mpa}$$

$$s_{pm}^{*x} = 11,4 \text{ Mpa}$$

Através dos valores anteriores obtém-se os resultados mostrados na tabela 6.4 considerando uma transferência de 1% do efeito do momento fletor no parafuso de pilar.

Tabela 6.4 – Tensões normais na direção x do modelo analítico e modelo numérico após ajuste do nível de transferência das tensões para 1%.

Casos analisados	Tensão normal Modelo analítico (Mpa)	Tensão normal Modelo numérico (Mpa)	Erro relativo (%)
	Lado L₂	Lado L₂	Lado L₂
1º	59,6	59,7	0,2
2º	60,8	59,7	1,8

Portanto, a tensão normal no modelo analítico considerando o efeito da carga axial e do momento fletor será,

$$s_{pa}^x = \frac{F_p}{A_p} - \frac{0,01F_x \cdot I_y \cdot y}{I} + \frac{0,01F_y \cdot I_x \cdot y}{I} \quad (6.57)$$

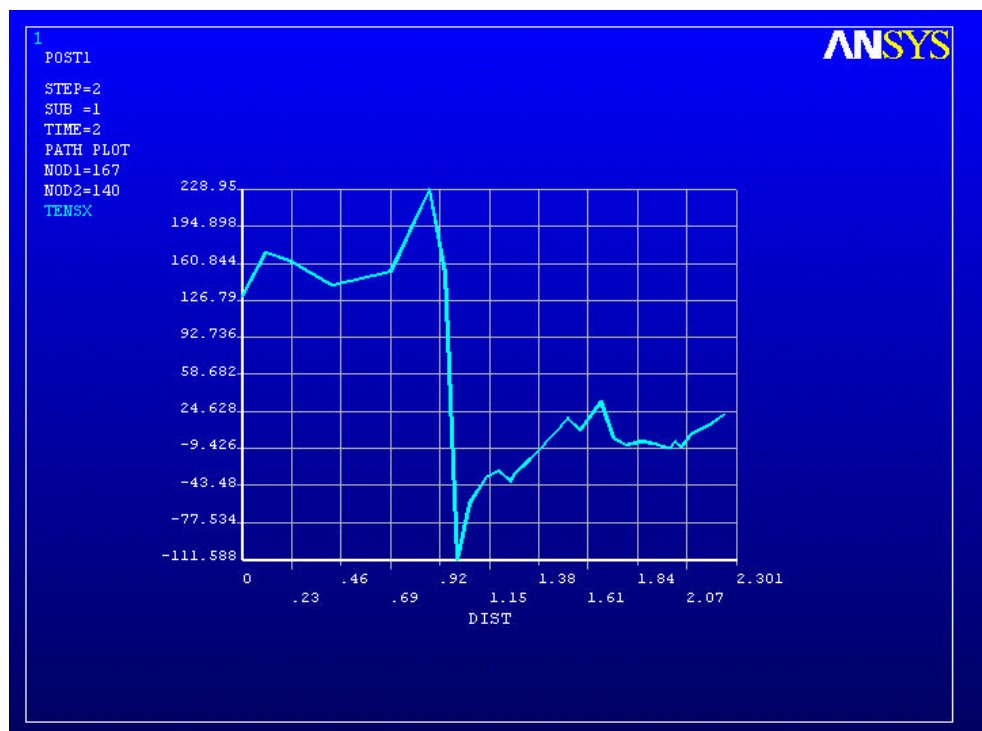


Figura 6.24 – Gradiente de tensões na direção x medidas no percurso.

Deve-se destacar que estes níveis de tensão, no modelo real, provavelmente, devem ser levemente diferente, uma vez que, as condições de contorno não foram aplicadas ao modelo do osso (Não considerado no modelo numérico), porém, a análise efetuada simula as condições críticas que podem ocorrer no parafuso de pilar, indicando que alguns elementos do sistema provavelmente irão sofrer escoamentos, ou deformação plástica.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES

A reabilitação dentária utilizando implantes dentários utilizam, basicamente, o princípio de uma união biologicamente compatível entre um implante metálico com a estrutura óssea. Após o processo de osseointegração este implante formará a base para colocação da prótese dentária.

Nos implantes dentários o material mais utilizado é o titânio puro e suas ligas devido as suas boas características mecânicas aliadas a sua biocompatibilidade. Os sistemas de implantes conhecidos constituem-se, normalmente, de parafusos de vários tamanhos e diâmetros, que são fixados ao pilar (intermediário) através de um parafuso denominado parafuso de pilar. Nos sistemas tradicionais os implantes colocados, permanecem submucosos, por um período de cicatrização de 4 a 6 meses, necessários para que ocorra uma justaposição do osso ao implante. Este intermediário possui várias formas dependendo do fabricante e das necessidades de estética onde sobre o mesmo será conectado, através de parafusos ou de cimentos, a prótese do dente.

Forças funcionais, compatibilidade biomecânica e transferência de tensão para os tecidos circunvizinhos são os principais efeitos observados em implantes dentários. Neste caso, o parafuso de pilar sustenta o dispositivo que possibilitará a conexão do dente. Suas propriedades mecânicas estão intimamente relacionadas com a longevidade do sistema e, possíveis falhas por fadiga ou sobrecargas representam com certeza um desconforto e insegurança ao paciente, além de também poder ocasionar a perda da prótese e até do implante.

Neste trabalho para facilitar a previsão do comportamento e desempenho mecânico de todos esses fatores em função das cargas envolvidas foi desenvolvido um modelo tridimensional de elementos finitos de um implante dentário nacional. O objetivo principal foi avaliar numericamente a resistência do parafuso de pilar em função do nível de torque de aperto aplicado ao parafuso. Os resultados foram comparados com formulações analíticas propostas para a determinação de tensões em implantes dentários e também uma estimativa do torque. A metodologia foi feita utilizando como base um modelo de implante nacional "Standard" do fabricante Conexão Sistemas de Prótese Ltda.

Foi proposto no trabalho modelos analíticos para a estimativa do torque aplicado ao parafuso de pilar e para a estimativa das tensões normais no parafuso em função de cargas externas aplicadas, estas originadas em função do processo de mastigação. Os modelos analíticos propostos são adaptações de modelos analíticos estruturais (Shigley, 1989). No modelo proposto considera-se que as cargas externas não são completamente aplicadas ao parafuso de pilar pois, a parcela de carga transmitida depende da rigidez entre o pilar/implante e a rigidez do parafuso. Neste trabalho utilizou-se dois modelos de rigidez, um considerando uma área cilíndrica de tensões envolvendo o parafuso de pilar e o outro considerando áreas cônicas envolvendo o parafuso de pilar na região do implante e pilar. Para o momento fletor considerou-se uma certa porcentagem de transferência do momento fletor ao parafuso.

Utilizando o método de Elementos Finitos, através do programa Ansys, pode-se ajustar os modelos para o caso de implantes para avaliar o comportamento físico do parafuso de pilar submetido a variações de intensidade da carga externa. Neste caso, utilizou-se a geometria de um implante dentário convencional onde a coroa foi simulada como um tronco de cone adaptado ao pilar e as roscas do implante dentário foram eliminadas, uma vez que, o foco principal do trabalho era a avaliação do parafuso de pilar. Para simplificar o modelo numérico os volumes foram particionados em função de sua simetria e também modelados apenas os dois primeiros filetes do parafuso de pilar. O modelo não foram considerados elementos de contato. Utilizou-se elementos sólidos, considerando todas as interfaces acopladas e também implementou-se um elemento específico para a simulação da pré-carga no parafuso de pilar. Vários tipos de elementos foram testados e também várias condições de refinamento da malha chegando-se ao elemento solid45 com processo automático de refinamento da malha para efetuar todas as análises.

As principais conclusões deste trabalho são:

- O modelo analítico pode ser aplicado para avaliar o nível de tensão no parafuso de pilar. Neste caso, o modelo de rigidez cônica oferece melhores resultados.
- Ao utilizar o modelo de rigidez com área cilíndrica o diâmetro do cilindro deve ser igual a duas vezes o diâmetro nominal do parafuso de pilar.
- No modelo de rigidez com áreas cônicas os comprimentos e larguras dos cones devem satisfazer as condições limites da geometria do pilar e implante.
- A parcela de transferência do momento fletor é da ordem de 1%.
- O elemento de pré-tensão simulou adequadamente a pré-carga no parafuso sendo que para o torque padrão de 20 Ncm a pré-carga no parafuso estimada pelo modelo analítico foi de 111 N.
- Utilizando o modelo 3D de Elementos Finitos observou-se que o percurso apropriado para avaliar o parafuso de pilar é região do pescoço do parafuso incluindo os dois primeiros filetes da rosca.
- Apesar da não inclusão de elemento de contato observou-se que o modelo numérico simulou adequadamente o comportamento físico do sistema pilar/parafuso pilar/implante.
- Apesar da condição de desarmperdo do parafuso de pilar ter uma influência mais significativa devido aos efeitos de tensões cíclicas, observou-se que para uma carga estática da ordem 1200 N, o parafuso poderia sofrer uma condição de desarmperdo. Observou-se também que torques da ordem de 40Ncm podem levar o parafuso a sofrer falha.

Atualmente no Brasil, vários sistemas, são rotineiramente apresentados para o comércio, tornando-se necessário a elaboração de projetos visando testar estes novos sistemas em relação aos tradicionais e elaborar linhas de pesquisas, padronizando determinados testes, bem como requisitos de projetos no que se refere a resistência dos implantes, características de superfície, tolerâncias, precisão de fabricação e adaptação de componentes. Estas avaliações visam, principalmente, classificar para os usuários aqueles sistemas confiáveis e ainda possibilitar às empresas uma análise mais criteriosa de seus produtos. Esta estratégia visa, principalmente, uma substituição gradual dos implantes importados pelos de fabricação nacional, ou apenas, recomendar e referenciar a possibilidade da utilização destes implantes através da configuração de sua qualidade final. Finalmente, esta recomendação visa também

reduzir os custos do tratamento para o paciente, uma vez que, os custos dos sistemas importados são relativamente altos quando comparados com os nacionais.

Este estudo preliminar que avaliou o comportamento físico do parafuso de pilar serve como referência para outros trabalhos, a saber:

- No modelo 3D de Elementos Finitos, a inclusão dos filetes de rosca completos no implante e parafuso de pilar.
- No modelo 3D de Elementos Finitos, a inclusão do modelo de osso acoplado ao implante.
- Utilização de elementos de contato no modelo 3D de Elementos Finitos.
- Avaliação de outros sistemas de implantes dentários utilizando o modelo analítico proposto, como por exemplo, a utilização de implantes do tipo hexágono interno ou cone morse.
- Utilização de modelos de rigidez para simular o efeito do momento fletor no modelo analítico.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S.; EHRENBORG, G. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **Journal Prosthet. Dent.**, v. 83, n.4, p. 450-455, 2000.

ADELL, R. et al. "A 15 years study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw". **J. Oral Surg.**, v.10: p. 387-416, 1981.

ARAÚJO, C. A.; NEVES, F. D.; GARCIA, J. D. O.; MENDONÇA G., Paulino L. P., Resistência de Parafusos de Pilar Utilizados em Implantes Dentários Nacionais, In: XVI COBEM/2001 – Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, Nov., 2001, Uberlândia. **Anais.** p.26-30.

ARBER, L.; ZARB, G. Clinical effectiveness of implant supported single tooth replacement: The Toronto study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 11, p. 311-321, 1996.

ARTZI, Z.; DREIANGEL, A. A screw lock for single tooth implant superstructure. **Journal Am. Dent. Assoc.**, v. 130, p. 677-682, 1999.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. ; Analysis of load transfer and stress distribution by an implant supported fixed partial denture. **J. PROSTH. Dent.**, v. 75, n. 3, p. 285-91, Mar. 1996.

BALSHI, T, et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 11, p. 372-378, 1996.

BASSIT, R.; LINDSTROM, H.; RANGERT, B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 17, n. 1, p. 17-23, 2002.

BASTEN, C. et al. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 11, n. 4, p. 522-528, 1996.

BECKER, W.; BECKER, B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. **J Prosthetic Dent.**, v. 74, p. 51-55, 1995.

BEZERRA, Fábio José B.; ROCHA, Paulo Vicente B. da; Próteses parafusadas x próteses cimentadas: uso de incrustação em cerâmica para obturação do canal de acesso do parafuso de retenção oclusal; 3i Innov. **J. Brasil**, v. 3, p. 06-10, jan/jun. 1999.

BINON, P. et al. The role of screws in implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, p. 48-63, 1994 (Supplement).

BINON, P. The external hexagonal interterface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. **Quint. Dent. Technolog.**, p. 91-105, 2000.

BINON, P. , et al. Implant component compatibility. In: LANEY, W. R., TOLLMAN, D. E. (eds). **Tissue Integration in Oral, Orthopedic and Maxillofacial reconstruction**. Caroll Streeam, IL. Quintessence Publiishing Co, Cap. 4, p. 218-226, 1993.

BONACHELA, W. **Avaliação da adaptação da interface intermediários/ cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto cromo, antese após soldagem a laser variando os parafusos de fixação (fenda e hexágono)**. Bauru, 2002.128 p. Tese (Livre docência) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

BRÄNEMARK, P. et al. Intraosseus anchorage of dental prostheses: I experimental studies. **Scand. J.Plast. Reconstru.** n. 3, p. 81-1000, 1969.

BRÄNEMARK, P.; et al. **Tissue Integrated Prosthesis, Chicago**. Quintessence Publishing Co, 1985.

BRÄNEMARK, P. **Protesis tejido-integradas. La Osseointegração en la odotologia clínica. Alemania**, Quintessence Publiishing Co, Verlags-Gmbh, 1987.

BURGUETE, R. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, v. 71, n. 6, p. 592-9, 1994.

CARLSSON, B.; CARLSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 9, n. 1, p. 90-4, Jan/Feb, 1994.

CARR, A. B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects on fabrication, finishing and polishing on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 11, n.5 p. 589-98, Sep/Oct. 1996.

CHAO, Y; et al. A Study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated prostheses. **Clinical Materials**, v.3, p.309-15, 1988.

CHENG, J, H., Adaotative grid optimization for structural analysis – geometry-based approach, **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, p. 1-22, 1993.

CHESHIRE, P. D.;HOBKIRK, J.A. An in vitro quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. **J. oral Rehabil.**, v. 23, n. 11, p. 782-89, 1996.

CIBIRKA, R. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.

CLELLAND, N.L. et. al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implants system. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 8, n. 5, p. 541-8, 1993.

CORREIA, Sylvia Maria Bastos. **Acompanhamento Longitudinal dos Sucesso das Próteses Suportadas por Implantes Osseointegrados do Sistema Napio**, 1999. 298 f. Tese de Doutorado – Faculdade de Odontologia, da Universidade de São Paulo, Bauru.

DALLY, J. W. ; RILEY W. F. **Experimental Stress Analysis**, McGraw-Hill, 2a. ed., 1975.

DIXON, D. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. Prosthet. Dent.**, v. 74, n. 3, p. 270-8, 1995.

DONLEY, T. G.; GILLETE, W.B. ; ROUEDUSH R. L.; Titanium endosseus implant – soft tissue interface: A literature review. **Int. J. Periondetental**, v.62, p.155-160, 1991.

DUYCK, J.;NAERT, I. Influence of prothesis fit and effect of a luting system on the prosthetic connection preload: na in vitro study. **Int. J. Prosthodont.** v. 15, n. 4, p. 389-96.2002.

EKFELDT, A.; CARLSSON, G.; BORJESSON, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseo integrated implants: A retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, p. 179-183, 1994.

EMBACHER FILHO, A. **Histointegrated Titanium – Sistema de Implantes Osseointegrados, Núcleo Avançado de Terapêutica Odontológica**, 3ª Edição, São Paulo,1996.

FAULKNER, G.; WOLFAARDT, J.; CHAN, A. Measuring abutment/implant joint integrity with the periostest instrument. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 14, n. 5, p. 681-688, 1999.

FIEILGEL, A.; MAKEK, M., The significance of Sinus Elevation for Blade Implantology – Report of an Autopsy Case. **Int. J. of Oral Impantology**, v. 15, n.4, p. 237-248, 1989.

GENG, JP; TAN, K.B.; LIU, G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J. prosth. Dent.** , v. 85, n. 6, p. p. 585-98, June 2001.

GOHEEN, K. Et al. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, p. 149-155, 1994.

GROSS, M. et al. Manual closing torque in five implant abutment systems: An in vitro comparative study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 81, n. 5, p. 574-578, 1999.

GROSS, M.; ABRAMOVICH, I.; WEISS, E. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. **Int. J. Prosthodont.**, v. 14, n. 1, p. 94-100, 1999.

GYLLENRAM, F. Handling and hardware. The two ultimate parameters for a clinically a acceptable fit. **Nobelpharma News**. v. 8, n. 4, p. 4-5, 1994.

HASS, R. et al. Bränemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. **J Prosthetic Dent.**; v.73, p274-279, 1995.

HEBEL, K.; GAJJAR, R. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **J. Prosthetic Dent.**, v. 77, n. 1, p. 28-35, 1997.

HELLDÉN, L.B.; DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast-titanium frameworks and implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 13, n. 2, p. 190-6, 1998.

HOBKIRK, J. A.; HAVTHOULAS, T. K.; The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructure. **J. Prosth. Dent.**, v. 80, n.2, p. 169-74, Aug. 1998.

HOBKIRK, J.A.; PSARROS, K.J.; The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v7, p.345-52, 1992.

HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation.4a. Ed. **Quintessence Books**, 1996, 462 p.

HOLMES, DC.; GRIGSBY, WR.; GOEL, VK.; KELLER JC., Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v7, p.450-8, 1992.

HOLMGREN, EP.; SECKINGER, RJ.; KILGREN, LM.; MANTE, F.; Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v24, p.80-8, 1998.

ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A.; The effect of superstructure fit and loading on individual implant units. Part. 1: The effects of tightening the gold screw and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v.3, n.6, p. 247-53, Dec. 1995.

ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A.; The effect of superstructure fit and loading on individual implant units. Part. 1: The effects of tightening the gold screw and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v.4, n.1, p. 11-4, Mar. 1996.

ITO, Y.; TOYODA, J.; NAGATA, Interface Pressure Distribution in a Bolt – Flange Assembly, **ASME** paper, n. 77 – Wa/De, 1977.

JAARDA, M; RAZZOOG, M.; GRATTON, D. Ultimate tensile strength of five interchangeable prosthetic retaining screws. **Implant Dent.**, v. 5, p. 16-19, 1996.

JAARDA, M; RAZZOOG, M.; GRATTON, D. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. **Implant Dent.**, v. 3, p. 17-21, 1994.

JEFFCOAT, M.; JEFFCOAT RL.; REDDY, MS.; BERLAND L.; Planning interactive treatment with 3-D computer tomography. **J. Am Dent Assoc** p. 40-4, 1991.

JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 6, p. 29-36, 1991.

Jimenez-López, V. **Próteses sobre implantes**, Editado pela Quintessence Books, 1995. São Paulo-SP Pag.68

JORNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 3, p. 353-9, 1992.

KANO, S. **Avaliação da interface intermediário / cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: Análise intra e entre - sistemas**. Bauru, 1998. p.91, Dissertação (mestrado)- Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

KNIGHT, C. E., **The finite element in mechanical design**, PWS-KENT, Boston, 1993.

KRAUT, R.A.; DOOTSON, J.; MCCULLEN, A.; Biomechanical Analysis of Osseointegration of IMZ Implants in Goat Mandibles and Maxillae. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, v. 6, p. 187-194, 1991.

KRENNMAIR, G.; SCHMIDINGER, S.; WALDENBERGER, O. Single tooth replacement with the Frialit-2 system: A retrospective clinical analysis of 146 implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 17, p. 78-85, 2002.

LANEY, W. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 year. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, p. 49-54, 1994.

LANG, L., et al. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. **J. Prosthet. Dent.**, v. 81, n. 4, p. 411-417, 1999.

LANG, L.; WANG, R.; MAY, K. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthetic. Dent.**, v. 87, n. 1, p. 74-79, 2002.

LAZZARA, R. Restorative advantages of the coronally hexed implant. **Compendium**, v. XII, n. 12, p. 924-930, 1991.

LEE, J. et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **Prosthetic Dent.**, v. 88, n. 4, p. 402-408, Prosthetic.Dent 2002.

LEIVAS, T.P., **Materiais de Implante. Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo**, 1992.

LEVINE, R. et al. A Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 17, p. 550-556, 2002.

LEVINE, R. et al. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: Results of loading for 2 or more years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 14, p. 516-520, 1999.

LEVINE, R. et al. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: Preliminary results at 6 or more months of loading. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 12, p. 237-242, 1997.

LEWIS, S.; LLAMAS, D.; AVERA, S. The UCLA abutment: A four-year review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, p. 509-515, 1992.

LINKOW L.I.; WERTMAN E.; Re-entry implants and their procedures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 12, p.590-626, 1986.

LOWENBERG, B.F.; AUBIN, J.E.; DEPORTER, D.A.; SODEK, J; MELCHER, A.H.; Attachment, migration and orientation of human gingival fibroblasts to collagen-coated, surface demineralized and non-demineralized dentin in vitro. **Int. J. Dent Res**, v. 64, p.1106-10, 1985.

MAY, K.; EDGE, M.; RUSSELL, M, RAZZOOG M, LANG B. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthetic. Dent.**, v. 77, n. 5, p. 497-502, 1997.

McGLUMPHY, E.; MENDEL, D.; HOLLOWAY, J. Implant screw mechanics. **Dent. Clinics North. Am.**, v. 42, n. 1, p. 71-89, 1998.

MERISCHE-STERN; et.al. Tree-Dimensional Force Measurements on Mandibular Implants Supporting Overdenture. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v7, p.185-194, 1992.

MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J. Dent Res.**, v. 71, p. 529./Abstractn. 108/ J.Dent.Res., 1992.

MISCH, Carl E. **Implantes dentários contemporâneos**. São Paulo, Santos, 2001.

MITRANI, R. et al. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 16, n. 3, p. 394-399, 2001.

MOHAMMED, A. Al Rafee, et al.. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws., **Int. J. Prosth. Dent.**, v82 p.88-176, 2002.

MONTEITH, B.D. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: A computerized aid to design. **Int. J. Prosth. Dent.**, v69, n.5 p.495-502, 1993.

NEVES, F. D.; FERNANDES NETO, A. J. Resolução protética para reabilitação de uma paciente desdentada total superior. **Rev. Bras. Prot. Clin. Lab.**, v.1, n.1, p.15-20, 1999.

NEVES, F. D.; FERNANDES NETO, A. J. Utilização de implante para resolução de uma perda dental individual posterior – discussão do planejamento de quatro casos. **BCI**, v.5, n.4, p.43-49, 1998.

NEVES, F. D.; FERNANDES NETO, A. J. Prótesis sobre implante – el pilar CerAdapt™ Optimizando la estética gingival. **RCOE**, v.4, n.6, nov.-dez., p.579-584, 1999.

NEVES, F. D.; FERNANDES NETO, A. J.; OLIVEIRA, M.; LIMA, J. H. F., Seleção de intermediários para implantes Bränemark-compatíveis – Parte I: Casos de implantes múltiplos; **Rev. Bras. Prot. Clin. Lab.**, v.2, n.5, Jan-Fev. 2000.

NEVES, F. D.; FERNANDES NETO, A. J.; OLIVEIRA, M.; LIMA, J. H. F., Seleção de intermediários para implantes Bränemark-compatíveis – Parte II: Casos de implantes individuais; **Rev. Bras. Prot. Clin. Lab.**, v.2, n.6, Jan-Fev. 2000.

NORTON, R. L. , **Machine Design – An Integrated Approach**, 1ª Edição, Norton, 1998

NOVAES JR, AB. et al. Histomorfometric analysis of bone-implant contact obtained of 4 different implants surface treatments placed side by side in dog mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.3, p.377-383, 2002.

PALACCI, Patrick. **Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management Illinois**; Quintessence Publishing Co, 2001.

PASSI, P.; WIEL, Marin T.V.; MIOTTI, A.; Histologic investigation on two titanium screw dental implants in humans. **Quintessence International**, v. 20, n.6, p. 429-434, 1989.

PASTOR, Fernando Pereira; et al. Assentamento Passivo em próteses retidas por cimento: relato de caso clínico. **J. 3i Innov.**, Brasil, v.3, n.1, p. 39-42, Jan./Jun. 1999.

PATTERSON, E.; JHONS, M. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, p. 26-34, 1992.

PESUN, I. et al. Operator-induced axial forces during implant gold screw fastening. **J. Prosthet. Dent.**, v. 86, n. 1, p. 45-19, 2001.

RAFEE, M. et al. The effect of repeat torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, v. 88, n.2, p. 176-182, 2002.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L.; Forces and moments on Bränemark Implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v4, n.3, p.241-7, 1989.

RANGERT, B.; et al. Mechanical Aspects of a Bränemark Implant connect to a Natural Tooth: An Vitro Study. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, v.6, p.177-86, 1991.

RICHTER, E. J.; et al. In Vivo Vertical Forces on Implants. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, v. 10, p.99-108, 1995.

ROBBINS, S. L. – **Patologia**. 3ª Edição, Rio de Janeiro, 1969.

ROBERTS, W.E.; SMITH, R.K.; ZILBERMAN, Y.; MOZSARY, P.G.; SMITH, R.S.; Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. **Int. J. Orthod**, v. 86, p. 95-111, 1984.

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 8, n. 6, p. 655-661, 1993.

SAKAGUCHI, R.; BORGERSEN, S. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 3, p. 295-302, 1995.

SATO, Y.; TEIXEIRA, E.R.; TSUGA, K.; SHINDOI, N.; The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. **Int. J. Oral Rehabil**, v. 26, p.640-26, 1999.

SCHOLANDER, S. ; A retrospective evaluation of 259 single tooth replacements by the use of Brånemark implants. **Int. J. Prosthodont**, v.12, p. 483-491, 1999.

SCHULTE, J.; COFFEY, J. ;Comparison of screw retention of nine abutment systems: A pilot study. **Int. J. Implant Dent.**, v. 6, p. 28-31, 1997.

SEITZ, T.L.; NOOMAN, K.D.; HENCH, D.L.L.; NOOMAN, N.E.; Effect of fibronectin on the adhesion of an established cell line to a surface reactive material. **Int. J. Biomed Mater Res.**, v. 16, p. 195-207, 1982.

SHIGLEY J.E.; MISCHKE, C. R.; **Mechanical Engineering Design**, 5ª Edição, New York ,McGraw-Hill, 1998.

SHIGLEY, J.E.; MISCHKE, C.R.; **Standard handbook of machine design**; 1ª Edição, New York, Ed. McGraw Hill, 1986, p. 23-6.

SHUTTER et al., External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. **Implant Dent**, v.3, p. 51-53, 1994.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosth. Dent.**, v. 49, n. 6, p. 843-8, June 1983.

SPIKERMANN, H.; et al., Biomechanics. In Celor Atlas of Dental Medicine Implantology. New York, **Thieme Medical Publisher**, p. 81-90, 1995.

SPIKERMANN, H., **Implantologia**. Porto Alegre, Artes Médicas, 2000.

STANDLEE, J. et al., A. Accuracy of mechanical torque limiting devices for implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 17, n. 2, p. 220-224, 2002.

SUTTER, F.; WEBER, H.; SORENSEN, J. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, v. 13, n. 5, p. 409-431, 1993.

TAKESHITA, F.; AKEDO, H.; MORIMOTO, K.; SUETSUGU; T. A Quantitative Study on the interface between Bone tissue and Blade-vent Implants using the Image Processing System. **Int. Journal of Oral Implantology**, v. 15, n.3, p. 154-159, 1989.

TALLGREN, A.; The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 yaers; **Int. J. Prosthet. Dent.**, V. 27, P. 120-132.

TAN, K.; NICHOLLS, J. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 16, n. 3, p. 367-377, 2001.

TAN, K.; NICHOLLS, J. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder abutment screw joint. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 17, n. 2, p. 175-183.2002.

TAVAREZ, R. J. **Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, antes e após ensaios de fadiga**. Bauru, 2003. 211p. Tese (Doutorado)- Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

TEIXEIRA, E.R.; SAT, Y.; SHUNDOI, N., A comparative evaluation of mandibular biomechanics. **Int. J. Oral Rehabil** , v. 25, p.299-303, 1998.

TIMOSHENKO, S.; YOUNG, D.H.; **Elements of Strength of Materials**. 5ª Edição, New York, 1968.

VAN NOORT, R.; TITANIUM: Titanium: the Implant Material of Today. **Int. J. of Material Scienc**, v. 22, 1987.

VENABLE, C. S.; STUCK, G. S.; BEACH, A.; The Effects on Bone in the Presence of Metals; Based Upon Eletrolyses. **Annals of Surgety**, v. 105, n. 6, p. 917-937, 1937.

VON RECUM, A. F.; SHREUDERS, P.D.; POWER, D.L.; Basic Healing phenomena around permanent percutaneous implants. In. **Proceedings of the International Congress of Tissue Integration in Oral and Maxillofacial Reeconstruction**. Ed. Excerpta Medica. Current Practice Series, Bruxelas, 1985, vol. 29: p. 159-169.

WAKEWICKS; et al.; Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prothesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.4, p. 405-11,1994.

WATSON, P. A. Development and manufacture of prosthodontic components. Dowe nedd changes?; **Int. J. Prosthodont.**, v. 11, n. 5, p. 513-6, 1998.

WEINBERG, L.A. The brome chances of force distribution in Implant-supported prostheses. **Int.Oral Maxillofac.Implants.**, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.

WEINBERG, L.; KRUGER, B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. **Int. J. Prosthodont.**, v. 8, n. 5, p. 421-433, 1995.

WEISS; et al.; Precompactd coined titanium endosteal blade implants. **Oral Impantel**, v. 3, p. 237-260, 1973.

WEINSTEIN, et al., Stress analysis of porous rooted dental implants. **J. Dent. Res.** , V. 55, P. 772-7, 1976.

WILLIAMS, K. R. et. al. Finite element analysis of fixed prostheses attached to ósseointegrated implants. **Quintessence Int.**, v. 21, n. 7, p. 563-70, July 1990.

WHITE, S.N.; CAPPUTO, A. A.;ANDERKVIST, T.; Effect of candilever length on stress transfer by implant supported prostheses. **J. Prosth. Dent.**, v. 71,n. 5, p. 493-9, May 1994.