



PUCRS

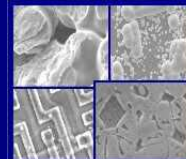
PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E
TECNOLOGIA DE MATERIAIS**

Faculdade de Engenharia

Faculdade de Física

Faculdade de Química



PGETEMA

**PARAFUSO PROTÉTICO DE REABILITAÇÕES DENTÁRIAS SOBRE
IMPLANTES: ESTUDO MECÂNICO E ANÁLISE PELO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Gustavo Frainer Barbosa

Porto Alegre, Março de 2006

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

**PARAFUSO PROTÉTICO DE REABILITAÇÕES DENTÁRIAS SOBRE
IMPLANTES: ESTUDO MECÂNICO E ANÁLISE PELO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Gustavo Frainer Barbosa

Cirurgião Dentista

Orientador: Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva

Co-Orientador: Prof. Dr. João Carlos Pinheiro Beck

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia.

Porto Alegre, Março de 2006

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**

Prof. Dr. João Carlos Pinheiro Beck

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**

Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Júnior

**Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**

Prof. Dr. Evandro Piva

**Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Universidade Federal de Pelotas**

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais,
eternos incentivadores
e exemplos a cada novo amanhecer,
e a minha amada esposa
companheira inseparável,
que coloca meus pés no chão
para que eu possa atingir o céu.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a toda a minha família, principalmente aos meus irmãos que são uma eterna fonte de alegrias em minha vida.

Agradeço aos colegas do Mestrado que transformaram esta jornada em uma passagem de descontração e alegrias, em especial, à Cenira Ramos, à Cristiane Rick e ao Daniel Souza.

Agradeço ao meu Orientador, Professor Isaac Newton Lima da Silva, que me abriu as portas para um novo campo, sempre me incentivando e me dando asas para desenvolver novos conhecimentos. Sempre com muita paciência, compreensão, carinho e amizade fez com que esta transição da Odontologia para a Engenharia fosse um passeio agradável.

Agradeço ao Professor Celso Gustavo Schwalm Lacroix, meu Orientador de Honra, pessoa amiga, companheira, incentivadora. Exemplo de profissional que serve de inspiração para todos que amam a Odontologia.

Agradeço ao Professor João Carlos Pinheiro Beck por todo o incentivo e apoio.

Agradeço à Professora Eleani Maria da Costa que acreditou que este projeto poderia gerar frutos.

Agradeço ao Professor Ricardo Albe Fedumenti que, com a sua opinião e informação, foi fonte inspiradora deste projeto.

Agradeço ao Professor Francisco Amado Bastos Lacroix, por quem tenho profunda admiração e respeito.

Agradeço aos colegas e amigos Tomás Geremia e Raphael Carlos Drumond Loro por todo o incentivo e trocas.

Agradeço aos amigos Rodrigo Greco, Fabiano Bresolin Zanon e Tiago Leonardo Broilo, que deram um grande apoio no final deste caminho.

Agradeço ao pessoal do IPCT, em especial aos Srs. Carlos Luiz Schossler, Mário Vian e Arno Steiger por toda a ajuda prestada.

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo desenvolver estudos mecânicos sobre o parafuso protético de reabilitações dentárias sobre implantes. Isto porque, este componente restaurador tem apresentado um número expressivo de falhas, afrouxamento e/ou fratura, em especial os parafusos protéticos de uma empresa nacional com amplo alcance no mercado, a Conexão Sistemas de Prótese®. Para que fosse atingido um resultado fidedigno e satisfatório, o trabalho foi dividido em duas etapas distintas. Numa primeira etapa, após um amplo levantamento de informações mecânicas e biomecânicas que envolvem o complexo coroa, pilar, cilindro e parafuso protéticos, um programa em forma de planilha do Excel foi desenvolvido para que uma análise da especificação do torque recomendado pelo fabricante pudesse ser efetuada. Além disto, pode-se confirmar quais são as características mecânicas necessárias que devem estar presentes no parafuso protético para que se possa desenvolver um determinado torque. Na segunda etapa proposta neste trabalho, foi utilizado um programa de análise por elementos finitos para verificar os locais onde ocorrem concentrações de tensão no parafuso protético. Para isto todo o complexo protético – implantar foi construído e submetido ao teste

de força, reproduzindo, assim, o mais próximo possível a realidade encontrada *in vivo* durante a aplicação de forças mastigatórias.

Os resultados obtidos na primeira etapa do trabalho demonstraram que o torque recomendado pelo fabricante está dentro das reais necessidades do conjugado. E que a qualidade deste torque está relacionada ao processo de fabricação do parafuso, como também, ao seu coeficiente de atrito. Na segunda etapa foi verificado que as áreas onde ocorre maior concentração de tensão estão localizadas na união entre a haste e a cabeça do parafuso. Este ponto favorece o aparecimento de trincas que levarão a fratura do material.

Portanto, as soluções propostas para o problema, dentro das limitações deste trabalho, são uma adequação do processo de fabricação, como também uma pequena mudança no design do parafuso protético de reabilitações dentárias sobre implantes osseointegrados. Isto feito, se estará indo ao encontro da busca diária dos pacientes e dos profissionais reabilitadores, ou seja, da excelência nos tratamentos propostos e realizados.

ABSTRACT

This paper aimed to develop mechanical studies about the prosthetic screw in dental rehabilitation on implants. The reason for the study is that this restoring component has presented a great number of failures, loosening and/or fracture, especially the prosthetic screws made by a well-known national manufacturer, the Conexão Sistemas de Prótese®. In order to achieve satisfactory and trustworthy results, the study was divided in two distinct phases. Firstly, after an ample survey of the mechanical and biomechanical information which comprises the crown-pilar-cylinder and prosthetic screw, a program in Excel format was developed so that an analysis on the torque quality, recommended by the manufacturer, could be performed. By doing this it was also possible to confirm the necessary mechanical characteristics, which must be present in the prosthetic screw in order that a torque of better quality may be developed. In the second phase, this study used an analysis program by finite elements to carefully check the areas where concentrations of tension in the prosthetic screw occur. In order to achieve the expected results, the whole prosthetic-implantar complex was modeled and subjected to the strength-resisting test, this way reproducing as close to reality as possible the conditions found in vivo during the chewing process.

The results achieved in the first phase of the study have shown that the torque recommended by the manufacturer lies within the real needs of the set. Moreover, the quality of the torque is related to the screw manufacturing process and to its friction factor as well. In the second phase, it was found that the areas with greater concentration of tension are located in the joint between the stem and the screw head. This point favors cracks to appear, which will lead to fracture of the material.

Therefore, the solutions proposed to the problem, within the limitations of this study, consist of adequating the manufacturing process as well as a small change in the design of the prosthetic screw for dental rehabilitation on osseointegrated implants. Thus, meeting the expectations of both patients and professionals, as far as the quality and excellence of proposed and performed treatments are concerned.

SUMÁRIO

BANCA EXAMINADORA	2
DEDICATÓRIA	3
AGRADECIMENTOS	4
RESUMO.....	6
ABSTRACT.....	8
SUMÁRIO	10
LISTA DE ANEXOS	12
LISTA DE FIGURAS.....	13
LISTA DE TABELAS	16
LISTA DE GRÁFICOS	17
LISTA DE ABREVIATURAS.....	18
1 INTRODUÇÃO	21
1.1 Objetivos	24
1.1.1 Objetivo Geral.....	24
1.1.2 Objetivos Específicos	24
1.2 Hipótese	24
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1 Retrospectiva Histórica dos Implantes Dentários.....	25
2.2 Contextualização dos Implantes Dentários	28
2.3 Análise Sócio-Odontológica.....	30
2.4 Revisão da Literatura	32
2.4.1 A Engenharia na Odontologia	32
2.4.2 Roscas e Parafusos	37
2.4.3 Pré-Carga	57
2.4.4 Biomecânica	61
2.4.5 Falhas no Parafuso Protético	68
3 MATERIAIS E MÉTODOS	73
3.1 Procedimento Experimental.....	73

3.2 Coleta de Dados	75
3.3 Tratamento e Análise dos Dados	82
3.3.1 Forças Mastigatórias.....	82
3.3.2 A Análise por Elementos Finitos	86
3.4 Adequação do Método	94
4 DISCUSSÃO E RESULTADOS	96
5 CONCLUSÕES	106
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	111

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A: Planilha do Ms Excel.....	117
ANEXO B: Artigo submetido à Revista Dental Materials Journal - The Japanese Society for Dental Materials and Devices.....	120

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Prótese Cimentada.....	23
Figura 2 Prótese Parafusada.....	23
Figura 3 Imagem esquemática mostrando o implante (fixação) posicionado no interior do tecido ósseo.....	30
Figura 4 Imagem radiográfica mostrando o implante (fixação) posicionado no interior do tecido ósseo.....	30
Figura 5 Padrão de rosca UNS e ISO.....	37
Figura 6 Área sob cisalhamento.....	42
Figura 7 Forças presentes no filete de rosca.....	44
Figura 8 Torque total de aperto.....	45
Figura 9 Orientação dos grãos do material para as roscas cortadas (esquerda) e para as roscas laminadas (direita).....	48
Figura 10 Tipos de desenhos de cabeças em parafusos de fixação.....	50
Figura 11 Tipos de roscas em parafusos de fixação.....	50
Figura 12 Parafuso de Titânio.....	52
Figura 13 Parafuso de Ouro.....	52
Figura 14 Coroa Protética unida ao Pilar através de um parafuso.....	60
Figura 15 Forças Verticais e Horizontais/Transversais produzidas sobre a reabilitação.....	65
Figura 16 Componentes do sistema protético – implantar.....	66
Figura 17 Montagem de múltiplos componentes.....	67

Figura 18 Conjunto mecânico parafusado.....	67
Figura 19 Forças não axiais durante o carregamento oclusal da prótese, culminando na fratura.....	71
Figura 20 Parafusos protéticos de ouro fraturados após a reabilitação sobre implante ter sido finalizada.....	72
Figura 21 Projetor de Perfil.....	76
Figura 22 Parafuso de ouro visto através de uma lupa.....	77
Figura 23 Parafuso de titânio visto através de uma lupa.....	77
Figura 24 Complexo Implantar.....	78
Figura 25 Corte longitudinal da Coroa Protética e do Cilindro Protético.....	78
Figura 26 Cálculo dos vetores de força e momentos que agem sobre o parafuso de retenção.....	79
Figura 27 Suporte guiado montado.....	81
Figura 28 Suporte guiado para testes de tração em parafusos protéticos desmontado.....	81
Figura 29 Roscas cisalhadas do parafuso protético vistas através de um projetor de perfil.....	71
Figura 30 Cálculo dos vetores de força e momentos que agem sobre o parafuso de retenção.....	82
Figura 31 Representação do parafuso protético.....	84
Figura 32 Complexo protético implantar.....	88
Figura 33 Complexo protético implantar em um corte em seu longo eixo.....	89
Figura 34 Complexo protético implantar em um corte em seu longo eixo.....	89
Figura 35 Número de elementos constituintes da malha.....	89
Figura 36 Definindo o Módulo de Elasticidade e o Coeficiente de Poisson.....	90
Figura 37 Engastamento do implante até a cabeça da fixação.....	91
Figura 38 Definição do ponto para a aplicação das forças.....	92
Figura 39 Definição do ponto para a aplicação da pré-carga.....	92

Figura 40 Análise estática no complexo implantar.....	93
Figura 41 Simulação das forças agindo sobre todo o complexo implantar.....	94
Figura 42 Deformação na haste do parafuso protético.....	102
Figura 43 Parafuso de Titânio com coping de Níquel-Cromo.....	103
Figura 44 Parafuso de Titânio com coping de Ouro.....	103
Figura 45 Parafuso de Ouro com coping de Níquel-Cromo.....	104
Figura 46 Parafuso de Ouro com coping de Ouro.....	104
Figura 47 Tensões sob a cabeça do parafuso protético favorecendo o aparecimento de trincas.....	105
Figura 48 Parafuso Original.....	107
Figura 49 Parafuso com raio de alívio.....	107
Figura 50 Parafuso de Titânio com raio de alívio com Ni-Cr.....	108
Figura 51 Parafuso de Titânio com raio de alívio com coping de ouro.....	108
Figura 52 Parafuso de Ouro com raio de alívio com coping de Ni-Cr.....	109
Figura 53 Parafuso de Ouro com raio de alívio com coping de ouro.....	109
Figura 54 Adaptação no coping protético para parafusos com raio de alívio.....	110

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Tipos de titânio, propriedades e composição.....	54
Tabela 2 Propriedades físicas típicas das ligas de ouro para fundição.....	56
Tabela 3 Classificação das ligas de ouro para fundição segundo a ADA.....	56
Tabela 4 Números de referência e lote dos parafusos protéticos.....	75
Tabela 5 Valores geométricos do parafuso protético.....	76
Tabela 6 Módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson dos materiais componentes do complexo implantar.....	80
Tabela 7 Resistência à tração dos parafusos de ouro e de titânio.....	82
Tabela 8 Força mastigatória x Força de pré-carga x Força Resultante no Parafuso.....	99

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 Linha de Goodman para o parafuso de titânio com coping de ouro.....	100
Gráfico 2 Linha de Goodman para o parafuso de titânio com coping de níquel- cromo.....	100

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD	Computer Aided Desing
CAM	Computer Aided Manufacture
CAE	Computer Aided Engineering
UNS	Unified National Standard
ISO	International Standardization Organization
<i>d</i>	Diâmetro nominal externo
<i>dr</i>	Menor diâmetro do parafuso
<i>dp</i>	Diâmetro primitivo
<i>L</i>	Comprimento
<i>l</i>	Comprimento da união
α	Ângulo de rosca

p	Passo de rosca
$\%pc$	Porcentagem do passo
A_t	Área total
$A_t\zeta$	Área sob tração
A_c	Área sob cisalhamento
τ_c	Tensão de cisalhamento
J	Momento de inércia
μ	Coefficiente de atrito
K	Função do atrito
f	Força de atrito
F	Força de aperto
T_s	Torque de aperto
F_i	Força de pré-carregamento
n	Normal
S_p	Resistência de prova
S_p	Tensão de prova

<i>Rd</i>	Resistência de prova do parafuso
<i>Sr</i>	Limite de resistência à tração do material
<i>Sn</i>	Limite de resistência à fadiga do material
<i>KP</i>	Rigidez do parafuso
<i>KM</i>	Rigidez do material
<i>FP</i>	Força sentida no parafuso
<i>FM</i>	Força sentida no material
<i>E</i>	Módulo de Young
E	Módulo de Elasticidade
N	Newton
Ncm	Newton centímetro

1 INTRODUÇÃO

Os Implantes Dentários Osseointegrados tornaram-se uma realidade para a reabilitação de pacientes parcialmente e/ou totalmente desdentados, ampliando significativamente o espectro terapêutico da odontologia cirúrgico-protética nos últimos 20 anos. A expansão do tratamento com implantes teve início na década de 80, a partir de estudos de Brånemark e colaboradores, que começaram na Suécia nas décadas de 50 e 60. De lá para cá, muitos foram os avanços científicos e os estudos e pesquisas realizados na área. Segundo Spiekermann¹ (2000, p. vii), “comparada com todas as outras disciplinas odontológicas, a implantologia tem desfrutado de muito mais inovações e desenvolvimentos progressivos nos últimos anos”. Atualmente, mais de 200 sistemas de implantes dentários estão disponíveis no mercado para utilização. Outros tantos se fizeram presentes, mas por falta de embasamento científico sólido acabaram por desaparecer.

Portanto, muitos são os modelos de fixações dentárias implantares (implantes) e muitos são os pilares existentes para essas fixações. O que, para Jaarda² (1996), demonstra uma aparente falta de consenso entre os pesquisadores sobre o modelo básico de um implante. Na sua grande maioria, a conexão do pilar protético ao implante se dá através de um encaixe em forma de hexágono e fixação através de parafuso, sendo a coroa protética cimentada ao pilar ou parafusada a ele. A coroa

cimentada ao pilar protético (Figura 1) surgiu para facilitar a técnica, pois o Cirurgião Dentista já estava habituado ao uso de cimentação de coroas aos pilares dentários. Conforme Misch³ (2000), as próteses cimentadas são, tecnicamente, mais simples de serem construídas. Segundo Hebel e Gajjar⁴ (1999), a prótese retida por cimento reduz o tempo clínico do profissional. Além disto, a técnica cimentada eliminaria a necessidade de mais um parafuso no complexo Prótese-Implante, o que diminuiria alguns problemas biomecânicos. Porém, em alguns casos reabilitadores com implantes, se faz necessário a recuperação e/ou a remoção da estrutura protética. Palacci⁵ (2001) recomenda que soluções através de cimento sejam usadas primeiramente em situações com fatores de carga limitados, pois se uma sobrecarga puder ocorrer, o sistema recuperável (parafusado, Figura 2) é o que lida com o problema mais facilmente. E é exatamente nestes casos que o uso de um parafuso de união coroa-pilar protético do implante é recomendado. Este parafuso recebe uma pré-carga inicial (torque - 10Ncm) para unir a coroa protética ao pilar protético. E é projetado para falhar, quando submetido a cargas que possam comprometer a integridade do Implante. Spiekermann¹ (2000), salienta que o parafuso de união coroa-pilar protético apresenta um ponto de fragilidade intencional, protegendo a interface osso-implante de sobrecarga. Spiekermann¹ (2000, p. 202) também relata que “a principal causa para o afrouxamento e quebra dos mesmos inclui adaptação imprecisa da estrutura metálica, sobrecarga nas extensões distais e oclusão inadequada”. Porém, mesmo tomando-se todos os cuidados biomecânicos necessários, a ocorrência de falha tem sido proporcionalmente alta, tais como fraturas, afrouxamento, desgaste das roscas no momento da pré-carga. Para Nergiz, et al⁶. (2004), a primeira razão para a fratura do parafuso se deve ao afrouxamento

indetectado do mesmo.

Portanto, ressalta Taylor⁷ (2000, p. 68), “força e resistência à falha por fadiga devem ser o foco de futuras pesquisas e desenvolvimento de componentes implantares”, pois, segundo o mesmo autor “componentes restaurativos dos implantes são claramente dependentes do material e do desenho”.

A solução para estes problemas é imperativa para o sucesso de alguns tratamentos reabilitadores com implantes; porém, pouco se tem feito para se chegar a um resultado mais satisfatório. O projeto aqui apresentado pretende contribuir no desenvolvimento de soluções para o problema exposto, afim de que o parafuso de união coroa-pilar protético satisfaça as exigências e perspectivas dos profissionais, como também, dos pacientes submetidos a reabilitações protéticas implantares.

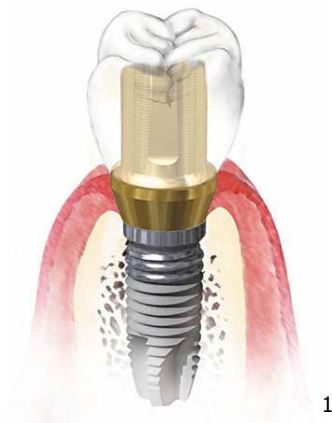


Figura 1. Prótese Cimentada.



Figura 2. Prótese Parafusada.

¹ Figura 1 reproduzida de www.peakedental.com.au/implants.htm (12/07/04).

² Figura 2 reproduzida de www.ralstondental.com/Brane.htm (12/07/04).

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

- Analisar os parafusos de união entre coroa e pilar protético de reabilitações sobre implantes dentários.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Analisar o efeito da pré-carga sobre o parafuso.
- Verificar as regiões de maior concentração de tensões no parafuso através do programa Pro-Engineer.
- Analisar o desenho do parafuso.
- Propor soluções para os problemas apresentados pelos parafusos de união coroa-pilar protético.

1.2 Hipótese

- A Hipótese inicial do trabalho é uma Hipótese alternativa.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Retrospectiva Histórica dos Implantes Dentários

A perda de elementos dentários é um problema que acompanha a humanidade desde os seus primórdios. Conforme Worthington⁸ (1996, p. 11), “uma vez que a perda de dentes por doenças e traumas tem sido sempre uma característica da espécie humana, não é de se surpreender que a história da colocação dos dentes também tenha longa história”. Segundo Spiekermann¹ (2000), descobertas antropológicas na Europa, no Oriente Próximo e na América Central indicaram que o homem tentou repor dentes perdidos com materiais homólogos e aloplásticos, incluindo dentes humanos e de animais, osso esculpido, pedaços de marfim e pérolas, através de amarramentos aos dentes remanescentes. Porém, o propósito era apenas estético, pois em termos de função mastigatória estas reposições eram inúteis.

Ocasionalmente, até mesmo dentes naturais extraídos foram usados para a recolocação dos elementos dentários faltantes. Este método, relata Spiekermann¹ (2000, p.1), “foi de uso comum por séculos. Especialmente no século XVIII, o

transplante de dentes foi moda em círculos sociais mais altos na França e na Inglaterra; os dentes transplantados eram de jovens que recebiam pagamento por isto”. Entretanto, devido ao alto índice de fracassos tanto como o risco de transmissão de doenças, tais como tuberculose e sífilis, estes transplantes caíram em desuso.

Spiekermann¹ (2000) também relata que nos séculos 18 e 19, com o desenvolvimento das ciências naturais e a transferência dos conhecimentos científicos e métodos para a área médica, várias tentativas foram feitas para a reposição de dentes perdidos utilizando-se implantes de diferentes materiais.

Porém, segundo o mesmo autor, a expansão da indicação de implantes para repor mais de um dente veio com Hartmann em 1891. Ele propôs que próteses fossem fixadas por meio de parafusos sobre implantes aloplásticos em forma de raiz. Entretanto, este método teve uma história curta, devido ao grande número de fracassos. Conforme Spiekermann¹, quem tentou mudar a forma de raiz dentária dos implantes foi Strock em 1939. Ele usou uma liga de cromo-cobalto-molibdênio (*Vitallium*) para criar um implante dentário com rosca que se assemelhava a um parafuso de madeira.

Worthington⁸ (1996) menciona que muitos foram os clínicos e vários foram os projetos de aparelhos de implantes feitos para sustentar uma supra-estrutura dentária. Eles incluíam uma estrutura apoiada na mandíbula, mas sob o mucoperiósteo; estruturas que tinham contato com o osso somente na sínfise mandibular e no ramo ascendente; e uma ampla variedade de estruturas intra-ósseas de variados tamanhos e formas. Algumas delas podiam funcionar bem

durante muitos anos, e mantiveram acesa a esperança de desenvolvimento no campo da implantodontia. Outras fracassaram em diversas etapas e tiveram má aceitação.

Foi somente com os estudos de Brånemark e colaboradores que a implantodontia pôde alcançar o reconhecimento científico e os índices de sucesso que hoje são relatados. Segundo Worthington⁸ (1996, p.12), “foi descoberto, por acidente, um mecanismo alternativo de fixação durante um trabalho experimental feito na Suécia pelo Professor Per-Ingvar Brånemark e seus colaboradores durante os anos 50 e 60”. Brånemark era médico e se interessava pela microcirculação óssea e pelos problemas de cicatrização. Ele estudava isso através do microscópio vital, uma técnica em que uma fina camada de tecido vivo é preparada e examinada sob o microscópio. Para facilitar, ele usava câmeras ópticas construídas em tântalo ou titânio, e que foram instaladas cirurgicamente no osso de animais de experiência. Esta técnica não era nova. O que a distinguiu, no entanto, foi que, quando o metal titânio era usado na câmara de observação e a peça era introduzida no osso através de uma técnica cirúrgica, o osso aderiu ao metal com grande tenacidade.

A estrutura metálica tornava-se incorporada ao osso vivo numa forma que se imaginava ser impossível. Brånemark compreendeu o significado dessa nova forma de mecanismo de fixação e chamou a isso de osseointegração.

Conforme Spiekermann¹ (2000), baseados nessas observações de adesão óssea entre o titânio e o osso, iniciaram-se estudos experimentais, objetivando o desenvolvimento de implantes endósteos para a ancoragem segura de estruturas protéticas em mandíbulas edêntulas atróficas. Os implantes dentários

desenvolvidos por Brånemark e colaboradores foram colocados em pacientes pela primeira vez em 1965. O sistema inicial baseou-se propositalmente em um conceito único de implante: um implante de titânio puro em forma de parafuso sem qualquer modificação superficial especial.

O significado do trabalho de Brånemark é que frisou a necessidade de se entender a biologia e a usar o processo natural de cicatrização do organismo quando se introduz um corpo metálico dentro do osso. As características especiais do titânio também foram importantes, principalmente a sua resistência à corrosão e a sua biocompatibilidade para o desenvolvimento da implantodontia moderna.

2.2 Contextualização dos Implantes Dentários

Os implantes dentários estão se tornando a primeira opção na reabilitação de pacientes totalmente ou parcialmente desdentados. Esta grande aceitação, por parte de profissionais e pacientes, deve-se aos altos índices de sucesso e às vantagens significativas que os implantes apresentam em relação aos outros tipos de reabilitação, como será mostrado posteriormente.

Quando, em meados da década de 80, Brånemark e colaboradores mostraram ao mundo seus trabalhos sobre osteointegração (união do implante ao osso), com pesquisas e acompanhamento longitudinal por mais de quinze anos, muita polêmica surgiu no meio odontológico. Porém, a polêmica trouxe mais trabalhos e pesquisas na área da implantodontia. Hoje os implantes dentários osteointegrados e seus

componentes protéticos são uma das áreas mais pesquisadas na odontologia. Estão, também, presentes no currículo de diversas universidades brasileiras. Atualmente, os índices de sucesso dos implantes dentários osteointegrados de superfície lisa variam de 84% a 100% em casos mandíbulas edêntulas; podem variar de 85% a 97,8% na maxila e de 87,8% a 99,1% na mandíbula em casos de edentulismo parcial; e nos casos unitários variam de 83,3% a 100% na maxila e de 87,5% a 100% na mandíbula, relata Teixeira⁹ (2001). Esta diferença existente entre os percentuais da maxila e da mandíbula é explicada pelo tipo de osso encontrado em cada estrutura. Enquanto na maxila o osso é mais esponjoso (poroso), na mandíbula o osso é mais cortical (denso). Além deste sucesso, os implantes apresentam grandes vantagens. Pacientes que sofreram perda(s) dentária(s) por trauma, cárie e/ou problema periodontal geralmente são reabilitados com próteses totais (dentaduras), em casos de perda de todos os dentes; e próteses parciais removíveis, ou próteses parciais fixas, em casos de perdas dentárias parciais, ou unitárias. Porém, estes tipos de reabilitação causam danos biológicos, como injúria dos tecidos moles, desgaste dos dentes remanescentes para assentamento da prótese; danos estéticos; fonéticos e psicológicos. Os implantes dentários, em contrapartida, apresentam grandes vantagens biológicas, estéticas, fonéticas e psicológicas. A utilização de implantes na reabilitação faz com que o osso remanescente seja preservado, pois o implante vêm a substituir a raiz do dente (Figuras 3 e 4), preservando a função do osso. Além disto, com a utilização dos implantes, a necessidade de se desgastar dentes remanescentes fica suprimida. As vantagens estéticas, fonéticas e psicológicas vêm do fato de a reabilitação ser firme e parecer um dente natural.

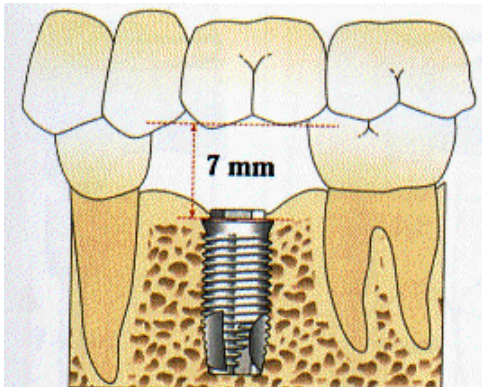


Figura 3. Imagem esquemática mostrando o implante (fixação) posicionado no interior do tecido ósseo.

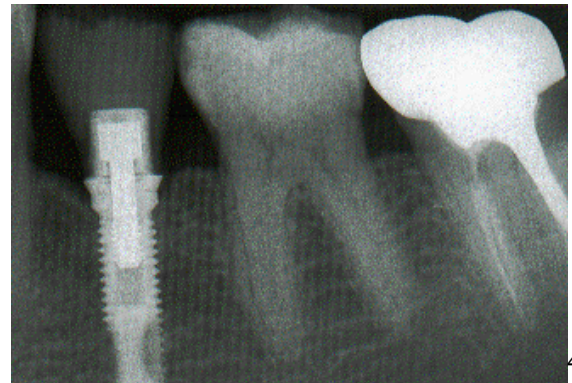


Figura 4. Imagem radiográfica mostrando o implante (fixação) posicionado no interior do tecido ósseo.

2.3 Análise Sócio-Odontológica

A implantodontia tem sido aplicada principalmente na população com idade entre 35 e 54 anos, pois esta é a faixa etária crítica da perda dentária. Porém, hoje, uma pessoa com 65 anos de idade pode viver mais 16,7 anos em média. E este fator tem levado mais pessoas desta faixa etária aos consultórios odontológicos. Trabalhos científicos têm mostrado que os idosos desta geração querem manter seus dentes na boca mais do que no passado, ou ter alternativas mais retentivas do que próteses totais convencionais, o que pode ser alcançado com a implantodontia.

³ Figura 3 reproduzida de RENOARD, F. e RANGERT, Bo. Fatores de Risco no Tratamento com Implantes: Evolução Clínica e Conduta. São Paulo: Quintessence, 2001; p. 23.

⁴ Figura 4 reproduzida de RENOARD, F. e RANGERT, Bo. Fatores de Risco no Tratamento com Implantes: Evolução Clínica e Conduta. São Paulo: Quintessence, 2001; p. 116.

Um cálculo conservador estima que houve um aumento de 38% na necessidade de serviços protéticos, se comparado à demanda de 25 anos atrás. Segundo Razzoog¹⁰ (1996), em 2030 a porcentagem de pessoas desdentadas deverá decrescer em 18%, mas o número real de pessoas necessitando de próteses totais deverá permanecer quase constante em aproximadamente nove milhões, somente nos Estados Unidos. Além disso, o número de pacientes nesta faixa etária, que estará parcialmente desdentada, deverá aumentar substancialmente, pois nos dias atuais 41% das pessoas acima de 40 anos de idade tem falhas dentárias. Atualmente, só nos Estados Unidos, 12 milhões de pessoas são afetadas pelo edentulismo parcial. Somando este número com os edentados totais, a taxa de edentulismo sobe para 30 milhões de pessoas. Portanto, 17% da população americana sofre com a ausência de dentes na boca. As estatísticas brasileiras foram reveladas em maio de 2004, através do jornal do CFO¹¹ (Mar/Abr, 2004), mostrando que 14,4% da população nacional é totalmente desdentada. Também em 2004, o Ministério da Saúde, com a participação das Secretarias Estaduais e Municipais de Saúde, Universidades, Conselho Federal de Odontologia e Associação Brasileira de Odontologia concluíram o Projeto SB Brasil, no qual, através do Informe da Atenção Básica¹² (Jul/Ago 2004), foram mostrados resultados alarmantes. Segundo o levantamento feito pelo Projeto, cerca de 45% dos adolescentes com 18 anos não possuem todos os dentes. Mais de 28% dos adultos não possuem nenhum dente funcional (todos os dentes foram extraídos ou os que restam têm sua extração indicada) em pelo menos uma arcada. Desses, mais de 15% necessitam de, pelo menos, uma dentadura. Entre os idosos, os dados são ainda mais preocupantes: quase 26 dentes extraídos em média por pessoa. Três a cada quatro idosos não possuem nenhum dente

funcional. Desses, mais de 36% necessitam de pelo menos uma dentadura. Além disto, Spiekermann¹ (2000, p. 143) realça que “a odontologia preventiva moderna ainda não alcançou os padrões esperados em todas as categorias sócio-econômicas”. Portanto, o que podemos analisar é que o mercado de implantes dentários é muito promissor e trará benefícios múltiplos, tanto para os pacientes, como para os próprios cirurgiões dentistas. Por isso, pesquisas e estudos constantes para a melhora dos componentes que fazem parte da reabilitação implantar dentária são cada vez mais necessários.

2.4 Revisão da Literatura

2.4.1 A Engenharia na Odontologia

A Odontologia não é uma ciência ímpar, isolada dentro de um contexto. Ela está alicerçada por conhecimentos de ciências afins, tais como física, química, biologia e engenharia. Assim sendo, estas ciências estão presentes na constante construção e evolução do conhecimento odontológico. A Engenharia, destacadamente a Engenharia de Materiais, tem tido um papel fundamental nesta construção, nesta busca por novos conhecimentos e, conseqüentemente, no desenvolvimento de novos materiais reabilitadores e/ou restauradores utilizados no dia a dia do Cirurgião Dentista. Utilização de brocas para desgaste ou corte, aperto de parafuso de fixação, operação de abertura de rosca, união por resina, remoção

de braquetes, medição de forças, são exemplos de atividades desenvolvidas pelos Cirurgiões-Dentistas, com base nos conhecimentos compartilhados com a Engenharia. Técnicas avançadas de instrumentação eletro-mecânica são usadas para o desenvolvimento de uma gama de testes e de análises que auxiliam os profissionais da Odontologia no melhor entendimento dos fenômenos que ocorrem nos materiais quando submetidos a cargas, momentos e condições de estresse (stress), por exemplo. Atualmente, estes profissionais têm se valido de conceitos ultramodernos como CAD/CAM/CAE (Computer Aided Desing/ Computer Aided Manufacture /Computer Aided Engineering), além da prototipagem rápida, para o projeto, a análise estrutural e a manufatura de ferramentas e dispositivos protéticos, utilizados na Odontologia. Um destes métodos utilizados é o de Análise por Elementos Finitos.

2.4.1.1 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

O cálculo estrutural é muito familiar aos engenheiros, já que é utilizado na parte que diz respeito ao cálculo das resistências dos materiais. Nesta área da engenharia, ao iniciar um processo de análise da estrutura, o engenheiro deve formular um esquema de cálculo, onde sua estrutura é idealizada. Para cada situação há uma maneira diferente de se avaliar a estrutura.

Para as estruturas mais simples, o tratamento matemático utilizado é o clássico, baseado no estudo das equações diferenciais, que descrevem o equilíbrio da estrutura. O desenvolvimento dessas soluções é bastante trabalhoso, embora

sua utilização, na prática, já venha pronta nos livros de resistência dos materiais.

A dificuldade é que a grande maioria das estruturas biomecânicas é muito complexa para ser analisada pelas técnicas clássicas. Essas são as estruturas ditas de forma arbitrária, que, quase sempre, possuem uma solução analítica impossível.

Então, os métodos analíticos clássicos permitem o cálculo da resposta exata dos deslocamentos, deformações e tensões na estrutura em todos os seus pontos, isto é, nos seus infinitos pontos. Entretanto, estas soluções são somente conhecidas para alguns casos, os mais simples, que não fogem da maioria das aplicações práticas encontradas na engenharia.

Para a análise em caráter geral, independente da forma da estrutura, utilizam-se os métodos de simulação numérica que são uma solução aproximada, e não exata.

Conforme Geng, et al¹³ (2001), para problemas que envolvem geometrias complicadas é muito difícil uma solução analítica. Para tanto, o uso de métodos numéricos, tais como, o de análise por elementos finitos é necessário. A análise por elementos finitos soluciona problemas mecânicos complexos através da divisão do domínio do problema em uma coleção de domínios muito menores e simples, nos quais um campo de variáveis podem ser interpoladas através do uso de funções de forma. Uma solução total aproximada para o problema original é determinada, baseada em princípios variados. A análise por elementos finitos é o método pelo qual, na impossibilidade de visualizar uma solução funcional para todo o domínio, é formulada uma solução funcional para cada elemento finito e feita a combinação destas soluções, apropriadamente, para obter a solução para todo o corpo.

Basicamente o Método dos Elementos Finitos é um método aproximado de cálculo de sistemas contínuos, onde a estrutura, o componente mecânico é subdividido em um número finito de partes, chamados de elementos, conectados entre si por intermédio de pontos discretos, que são chamados de nós. A montagem de Elementos, que constitui o modelo matemático, tem o seu comportamento especificado por um número finito de parâmetros. Em particular, nos problemas de análise estrutural, os parâmetros são os deslocamentos nodais, que são as incógnitas do problema.

A estratégia de solução do sistema, ou seja, da montagem dos Elementos é a seguinte: se a estrutura inteira encontra-se em um estado de equilíbrio, cada elemento também está em equilíbrio. Porém, o elemento em equilíbrio não é mais um elemento diferencial como em um sistema contínuo, mas sim um Elemento Finito, pois o sistema foi tratado como discreto.

As inúmeras equações algébricas geradas a partir de uma equação diferencial são resolvidas pelas ferramentas computacionais, por intermédio de matrizes, que são bastante utilizadas nos procedimentos do Método dos Elementos Finitos.

O cálculo dos deslocamentos de uma estrutura por intermédio de um modelo discretizado considera apenas os deslocamentos dos nós do modelo, para a representação da configuração deformada da estrutura inteira. Na montagem do sistema de equações de equilíbrio, utilizando a linguagem matricial, é necessário que as cargas atuem também somente nos nós do modelo, ou seja, sendo também de forma discreta. Porém, nas estruturas reais, o carregamento age não somente nos nós, mas na maioria dos casos, entre os nós. Esta aparente dificuldade é

resolvida por intermédio do conceito de cargas nodais equivalentes, que são as cargas que, atuando somente nos nós do modelo, produziriam o mesmo efeito global na estrutura que as cargas distribuídas nos vãos dos elementos.

Por isso, o emprego dos softwares de CAE somente é possível quando a configuração física do objeto é conhecida e, portanto, modelável, pois são feitas simulações e análises do comportamento físico da geometria. Entretanto, os resultados dos cálculos dependem de vários fatores como propriedades do material, geometria, condições de limite, módulo de Young e de Poisson, mas, principalmente, do modelo criado.

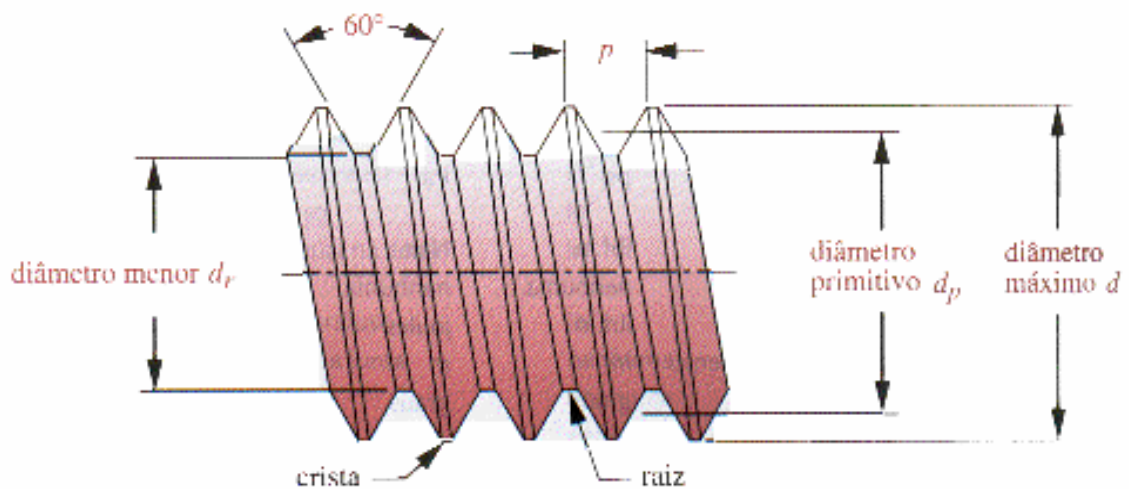
Portanto, por possuírem, os componentes do sistema protético implantar, uma geometria extremamente complexa e propriedades dos seus materiais conhecidas, a análise por elementos finitos tem sido vista como a mais adequada ferramenta para a sua análise.

Conforme Geng, et al¹³ (2001), o primeiro a utilizar este método na odontologia implantar foi Weinstein et al. em 1976. A partir de então esta tecnologia foi rapidamente aplicada neste campo do conhecimento.

2.4.2 Roscas e Parafusos

2.4.2.1 ROSCAS

Segundo Norton¹⁴ (2004), em termos gerais, a rosca é uma hélice que permite que o parafuso avance sobre o material quando rotacionado, podendo ser externa ou interna. Atualmente existem dois padrões de rosca: a UNS (Unified National Standard) e a ISO (International Standardization Organization). Os dois padrões utilizam um ângulo de 60° e definem o tamanho de rosca pelo diâmetro nominal externo (máximo) d da rosca externa (Figura 5).



5

Figura 5. Padrão de rosca UNS e ISO.

⁵ Figura 5 reproduzida de Norton, Robert L. Projeto de máquinas – uma abordagem integrada, 2ª Edição. Porto Alegre: Bookman Companhia Editora, 2004; p. 760.

Segundo Oliveira¹⁵ (1980) a terminologia utilizada para as roscas é a seguinte:

- 1- Filete: produzido por um ou mais sulcos na superfície externa ou interna de um cilindro ou cone, em forma helicoidal. É uma saliência de perfil constante.
- 2- Perfil da rosca: é o corte do filete através de um plano que passa pelo eixo do cilindro ou cone.
- 3- Crista: é a superfície proeminente de um filete, podendo ser na rosca externa ou interna.
- 4- Fundo: é a superfície interna do sulco.
- 5- Flancos: são as duas superfícies que ligam a crista ao fundo em cada filete.
- 6- Ângulo do filete: é o ângulo formado pelos flancos.
- 7- Passo: é a distância entre dois filetes consecutivos, medida paralelamente ao eixo.
- 8- Avanço: é a distância axial percorrida numa rotação completa da peça que contém a rosca.
- 9- Altura do filete: é a distância radial entre a crista e o fundo
- 10- Profundidade útil: é a distância radial em que há superposição dos flancos das duas roscas montadas.
- 11- Folga na crista: é a distância radial entre a crista do filete de uma rosca e o fundo da outra.
- 12- Número de filetes por polegada: é o inverso do passo, quando este é medido em polegadas.
- 13- Diâmetro primitivo: aquele sobre o qual a espessura do filete é a medida do passo.

Para Norton¹⁴ (2004), a distância que uma rosca par avançará axialmente com uma revolução da porca é o comprimento L . Caso trate-se de uma rosca simples, o avanço irá igualar o passo. Quando o parafuso for feito com roscas múltiplas ou roscas de múltiplas entradas o avanço aumentará proporcionalmente ao número de entradas presentes na rosca. Uma rosca dupla (2 entradas), que possui ranhuras paralelas dispostas ao redor do diâmetro, terá um avanço igual ao dobro do passo. Uma rosca tríplice (3 entradas) terá um avanço igual a três vezes o passo. A vantagem das roscas múltiplas é que permitem um avanço mais rápido da porca, pois possuem uma altura menor e um avanço aumentado e uma maior força de retenção.

Oliveira¹⁵ (1980) ressalta que, na classificação das roscas, devemos considerar o Tipo, definido pelo perfil do filete; a Série, definida pela relação entre passo e o diâmetro nominal (roscas métricas) ou pelo número de filetes por polegada (roscas em polegada); e Classe, definida pela maior ou menor tolerância na confecção da rosca.

Segundo Norton¹⁴ (2004), para o padrão UNS são definidas três séries padrão de famílias de diâmetro primitivo para as roscas, passo grosso (UNC), passo fino (UNF) e passo extra fino (UNEF). Dessas, a série grossa a mais comum e recomendada para aplicações comuns, especialmente onde se requer repetidas inserções e remoções do parafuso ou onde o parafuso é rosqueado em um material mole. Já as roscas finas são mais resistentes ao afrouxamento do que as roscas grossas por causa do seu menor ângulo de hélice. As roscas pequenas da série ultrafina são uma vantagem quando a espessura da parede é limitada.

Os padrões Unified National e ISO definem intervalos de tolerância para roscas internas e externas de maneira a controlar o seu ajuste. São definidos três tipos de classes para a UNS, chamadas 1, 2, 3. A classe 1 possui as tolerâncias mais largas e utiliza fixadores de “qualidade comercial” (menor custo). A classe 2 define tolerâncias mais estreitas para uma melhor qualidade de encaixe entre as roscas pares e é adequada para uso geral em projeto de máquinas. A classe 3 é a de maior precisão e pode ser especificada quando ajustes mais precisos são requeridos. Classes de ajuste mais altas possuem um custo maior. Para diferenciar o tipo de rosca é utilizada uma letra: para roscas internas utiliza-se a letra A e para roscas externas a letra B.

Norton¹⁴ (2004) ressalta que uma rosca é especificada a partir de um código que define a sua série, diâmetro, passo e classe de ajuste. Sendo o passo de roscas UNS definido reciprocamente como o número de roscas por polegada, enquanto na rosca métrica (ISO), o passo de rosca é especificado pela dimensão do passo em *mm*.

2.4.2.1.1 TENSÕES EM ROSCAS

Para Albuquerque¹⁶ (1980) e Norton¹⁴ (2004), quando um parafuso é engajado por uma porca, teoricamente todos os filetes devem compartilhar a carga. Mas, na realidade, imprecisões no espaçamento dos filetes fazem com que praticamente toda a carga seja carregada pelo primeiro par de filetes. O extremo oposto seria

quando todos os filetes compartilham a carga igualmente. Estas duas hipóteses podem ser utilizadas para estimar as tensões em filetes de rosca. A tensão verdadeira estará entre estes dois extremos, mas muito mais provavelmente próxima ao caso da carga compartilhada por apenas um par de filetes.

Norton¹⁴ (2004) ressalta que as porcas de parafusos de fixação são feitas, freqüentemente, de material mole e, portanto, mais fraco que aquele do parafuso. Isso causa escoamento local dos filetes de rosca da porca quando o parafuso é apertado, o que pode melhorar o ajuste da rosca e fazer com que os filetes de rosca compartilhem a carga.

Quando o parafuso é rosqueado em furo, ao invés de uma porca, um comprimento maior de engajamento é necessário. Um comprimento de engaste no mínimo igual ao diâmetro nominal de rosca d é recomendado para algumas combinações de material.

Tensões de torção podem ser desenvolvidas durante o apertamento do parafuso. Norton¹⁴ (2004) relata que esta tensão de torção se combina com a tensão axial de tração no corpo do parafuso, criando uma tensão principal maior que a tensão de tração aplicada. O torque promovido no parafuso depende do atrito na interface parafuso-porca. Se o atrito nos filetes de rosca for alto, a torção no parafuso pode ser apreciável. Portanto, uma porção menor do torque aplicado será transmitida ao parafuso quando o parafuso e a porca estão bem lubrificadas. Porém, o torque aplicado irá torcer o parafuso quando a porca estiver engastada nele. Mesmo que nada seja feito para aliviar a componente de tensão torcional depois do

aperto, esta tenderá a relaxar com o tempo, principalmente se existir qualquer forma de vibração presente.

Um parafuso de fixação geralmente sofre apenas carga axial de tração. Já a tensão de cisalhamento pode originar uma falha que envolve o rasgamento de filetes de rosca tanto da porca, quanto do parafuso. O que dependerá das resistências relativas dos materiais da porca e do parafuso.

A tensão cisalhante em roscas é inferida da definição da área sob cisalhamento, que é uma função da porcentagem do passo com rosca.

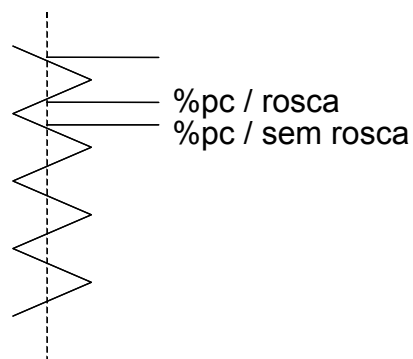


Figura 6. Área sob cisalhamento (é função da porcentagem do passo com rosca).

Desta forma, a área sob cisalhamento é dada por:

$$A_c = \pi \cdot dr \cdot \%pc / rosca \quad (1)$$

onde dr é o menor diâmetro do parafuso.

Assim, a tensão de cisalhamento (τ_c) é calculada por:

$$\tau_c = \frac{F}{A_c} \quad (2)$$

A torção (τ) é conhecida da expressão:

$$Torção = \frac{T.r}{J} = \frac{16.T}{\pi.dr^3} \quad (3)$$

onde J é o momento de inércia.

A área sob tração ($At\zeta$) em um parafuso é melhor definida pela média entre as áreas dadas pelo diâmetro menor dr e o primitivo dp :

$$At\zeta = \frac{\pi}{4} \left(\frac{dp + dr}{2} \right)^2 \quad (4)$$

para roscas ISO:

$$dp = d - 0,6p \quad (5)$$

$$dr = d - 1,2p$$

onde $d = Dmax$ e $p =$ passo.

2.4.2.1.2 FORÇAS NO FILETE DE ROSCA

A análise das forças e dos torques atuantes em parafusos começa pela determinação das forças presentes no filete da sua rosca.

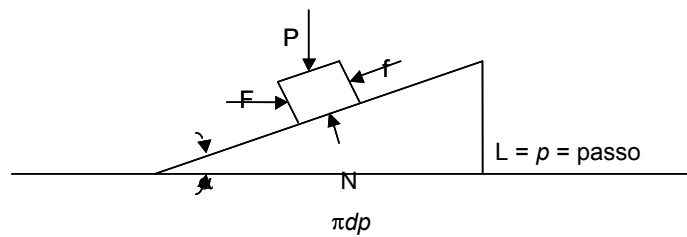


Figura 7. Forças presentes no filete de rosca.

O filete pode ser representado por uma rampa que deve ser vencida pela rosca par. Sendo μ o coeficiente de atrito, n a normal e f a força de atrito, se pode escrever $f = n \cdot \mu$. Onde dp é o diâmetro primitivo do parafuso, α o ângulo de rosca, e P a carga de compressão da união aparafusada, do equilíbrio de forças, chega-se à seguinte expressão para a força de aperto, F :

$$F = P \cdot \frac{(\mu \cos \alpha + \operatorname{sen} \alpha)}{(\cos \alpha - \mu \operatorname{sen} \alpha)} \quad (6)$$

O torque de aperto, T_s , é, por sua vez:

$$T_s = F \cdot \frac{dp}{2} \quad (7)$$

Considerando-se que a força de atrito entre as superfícies da cabeça do parafuso e da união do material ocorra no diâmetro médio da superfície exposta da cabeça do parafuso, segundo a ilustração a seguir, tem-se que uma componente de torque aparece, dada por:

$$T_c = \mu_c \cdot P \cdot \frac{d}{2} \quad (8)$$

Com base no que foi dito, tem-se que o torque total de aperto é dado por:

$$T_t = T_s + T_c \quad (9)$$

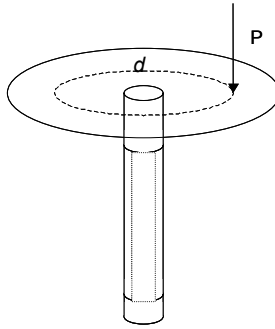


Figura 8. Torque total de aperto.

Segundo Shingley¹⁷, o torque total de aperto pode ser simplificado pela seguinte expressão:

$$T_t = K.Fi.d \quad (10)$$

onde K é uma função do atrito, Fi é a força de pré-carregamento e d é o diâmetro externo da rosca. Para os casos em que o coeficiente de atrito entre os materiais é próximo a 0.15, Shingley¹⁷ sugere que se use $K = 0,20$. Desta forma, a expressão (10) passa a ser:

$$T_t = 0,20.Fi.d \quad (11)$$

Mas a força de pré-carregamento não pode ultrapassar os limites do componente. Estes limites são considerados em termos da tensão de escoamento do material ou da resistência de prova do componente. Estes dados foram obtidos

da literatura, como foi visto anteriormente. Shingley¹⁷ sugere que se use 75% deste limite para situações de carregamentos dinâmicos e 90% para carregamentos estáticos. Desta forma, as forças mastigatórias foram consideradas como cargas dinâmicas e, portanto, o fator de segurança adotado foi o de 75%.

$$F_i = 0,75.Rd.At \quad (12)$$

Onde Rd é a resistência de prova do parafuso e At a área total do parafuso, dada por (4).

2.4.2.1.3 FABRICAÇÃO DAS ROSCAS

Segundo Albuquerque¹⁶ (1980) e Norton¹⁴ (2004) existem várias maneiras de fabricar roscas. O corte de roscas é uma destas maneiras. Nesta forma de fabricação uma ferramenta especial chamada tarracha é utilizada para cortar as roscas internas. Esta ferramenta possui a forma dos filetes de rosca desejados e se parece a um parafuso. Essas ferramentas são feitas de aço ferramenta endurecido e possuem ranhuras axiais que interrompem suas roscas de modo a fornecer extremidades cortantes com a forma das roscas. Com uma broca de tamanho adequado corta-se um furo piloto e então a tarracha lubrificada é girada lentamente no furo enquanto avança numa razão adequada. As roscas externas também podem ser cortadas com uma ferramenta de ponto único em torno ou, alternativamente, em uma matriz, que possui rosqueamento externo da mesma maneira que uma

tarracha. É fundamental que a barra a ser rosqueada tenha o mesmo tamanho externo da rosca que se pretende fazer.

O método da laminação de roscas, também conhecido como conformação de roscas, é um outro método, inclusive melhor, para fabricar roscas externas. O processo de laminação tem várias vantagens sobre o processo de corte de roscas. A conformação a frio encrua e aumenta a resistência do material de rosca, cria raios de raiz e crista introduzindo tensões residuais de compressão benéficas nas raízes das roscas. Esta alteração no material causa uma reorientação dos grãos (Figura 6) para a forma de rosca. O corte de roscas, em contraste, interrompe o crescimento dos grãos. Estes fatores contribuem para um aumento significativo da resistência de roscas laminadas quando comparadas àquela de roscas cortadas. As roscas laminadas, além da maior resistência, apresentam menor perda de material que roscas cortadas, já que nenhum material é removido, e a peça inicial é, portanto, de menor tamanho. Fixadores de alta resistência são geralmente de aço endurecido. A laminação de roscas deve ser realizada após o endurecimento do parafuso, quando possível, uma vez que o processo de endurecimento térmico irá aliviar as tensões residuais introduzidas pela laminação.

Em qualquer aplicação em que a carga nos fixadores seja alta e onde cargas causadoras de fadiga estiverem presentes, roscas laminadas devem ser sempre utilizadas. Em aplicações onde as cargas sejam leves, ou seja, não-críticas, as roscas cortadas, mais fracas e mais baratas, podem ser usadas.



6

Figura 9. Orientação dos grãos do material para as roscas cortadas (esquerda) e para as roscas laminadas (direita).

2.4.2.2 PARAFUSOS DE FIXAÇÃO

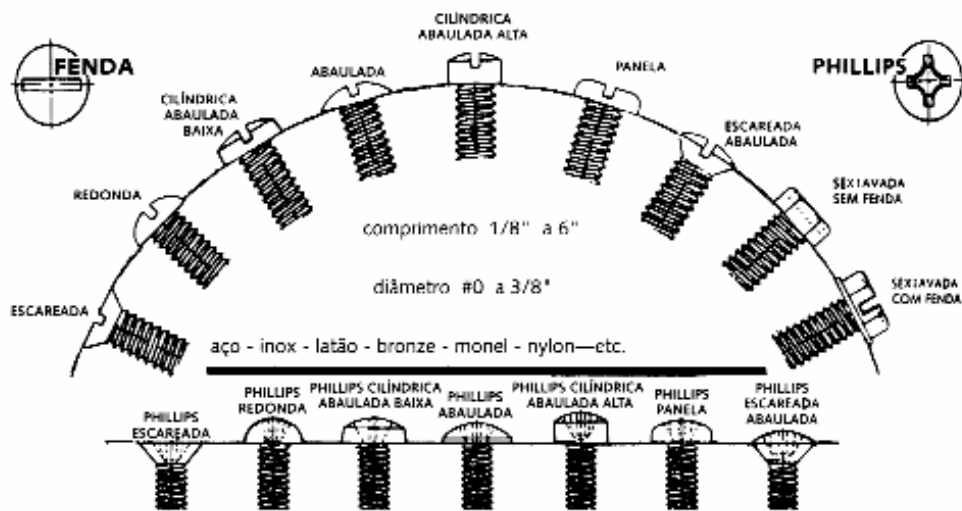
Albuquerque¹⁶ (1980) e Norton¹⁴ (2004) ressaltam que os parafusos de fixação podem ser classificados de maneiras distintas: por meio do uso pretendido, pelo tipo de cabeça, pelo tipo de rosca e por sua resistência. Conforme Norton¹⁴ (2004), quando o parafuso é rosqueado a um furo em vez de ser engajado a uma porca, ele é chamado **parafuso de máquina** ou **parafuso de cabeça**, esta classificação é dada pelo uso pretendido. Estes tipos de parafuso, sem porca, devem ser girados em seu receptáculo, seja um furo com rosca ou não, através da aplicação de um torque à sua cabeça.

Os parafusos de cabeça possuem diferentes tipos de desenho de cabeça, incluindo os de fenda reta, fenda em cruz (Phillips), hexagonal de encaixe, entre outras, o que determina um outro tipo de classificação (Figura 7). As formas de

⁶ Figura 9 reproduzida de Norton, Robert L. Projeto de máquinas – uma abordagem integrada, 2ª Edição. Porto Alegre: Bookman Companhia Editora, 2004; p. 777.

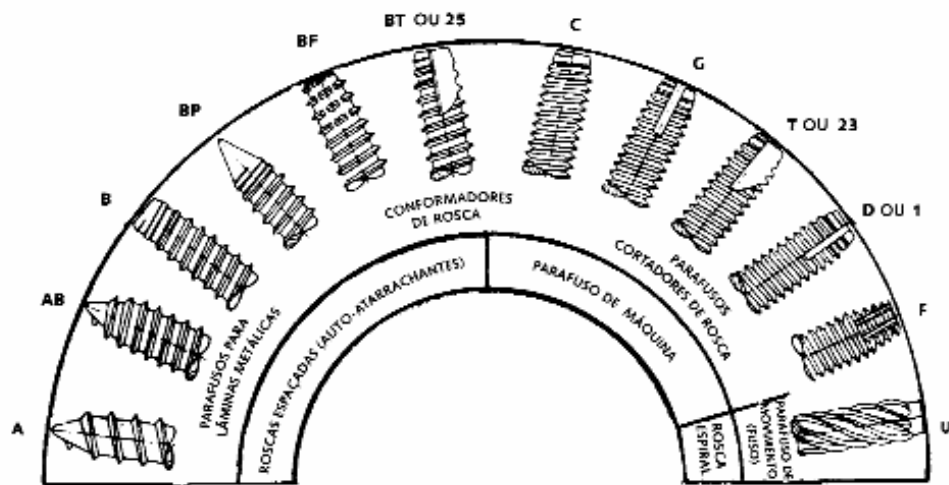
cabeça podem ser redonda, plana, cilíndrica abaulada, de panela, etc. Estes estilos de cabeça em combinação com fendas ou sulcos Phillips são normalmente utilizados apenas em pequenas máquinas ou parafusos de atarrachar, pois o máximo torque que se pode transmitir com essas fendas é limitado. Devendo ser evitados em aplicações que exigem constantes apertos e desapertos. Cabeças hexagonais ou sextavadas são utilizadas quando se necessita um torque substancial, pois a cabeça sextavada permite a aplicação de grandes momentos de torção (aperto) no parafuso. Quando o espaço é limitado o parafuso de cabeça com encaixe hexagonal representa a melhor escolha. Isto porque, o estilo padrão, cabeça com encaixe, é projetado para ser colocado em um furo no qual sua cabeça é impelida para dentro da superfície. O encaixe, ou cavidade, hexagonal permite que, através do uso de chaves especiais Allen, se aplique um torque suficiente.

Além do tipo de uso pretendido e do tipo de cabeça, os parafusos de fixação também podem ser classificados de acordo com o tipo de sua rosca (Figura 8). Os fixadores que fazem a própria rosca, ou o próprio furo são conhecidos por parafusos atarrachantes, como é o caso dos parafusos conformadores de rosca, cortadores de rosca, auto-atarrachantes e autofurantes. A rosca dos parafusos atarrachantes é, freqüentemente, mais espaçada (passo maior), no intuito de prover espaço ao material escoado à medida que o parafuso avance no pequeno furo piloto de começo e assim vá se formando a rosca. Já os parafusos cortadores de rosca possuem ranhuras axiais de alívio e são endurecidos para prover uma face de corte para atarrachar a parte enquanto o parafuso avança. Os parafusos autofurantes, para fazerem o furo piloto, possuem uma forma de broca de furação na sua ponta.



7

Figura 10. Tipos de desenhos de cabeças em parafusos de fixação.



8

Figura 11. Tipos de roscas em parafusos de fixação.

⁷ Figura 10 reproduzida de Norton, Robert L. Projeto de máquinas – uma abordagem integrada, 2ª Edição. Porto Alegre: Bookman Companhia Editora, 2004; p. 774.

⁸ Figura 11 reproduzida de Norton, Robert L. Projeto de máquinas – uma abordagem integrada, 2ª Edição. Porto Alegre: Bookman Companhia Editora, 2004; p. 774.

2.4.2.2.1 RESISTÊNCIA DE PARAFUSOS

Os parafusos de máquina usados em aplicações estruturais ou em casos de cargas pesadas devem ser escolhidos com base na sua resistência de prova S_p como definido nas especificações SAE, ASTM e ISO. Norton¹⁴ (2004) salienta que são definidos, por estas organizações, os graus, ou classes de parafusos com especificados tratamentos térmicos e **resistência mínima de prova**. A_s é a tensão sob a qual o parafuso começa a apresentar deformação permanente e é próxima, porém inferior, à resistência de escoamento do material. A classe de cada parafuso é indicada pela ausência, ou presença de marcas na sua cabeça.

2.4.2.2.2 MATERIAL

Segundo Albuquerque¹⁶ (1980), os parafusos, geralmente, são fabricados em ligas de ferro ou de cobre e, menos usualmente, de outros metais. O material utilizado terá que satisfazer as condições de resistência, além de apresentar propriedades compatíveis com o processo de fabricação, que pode ser de usinagem ou forjamento. Para a fabricação por usinagem o material utilizado deve apresentar usinabilidade elevada. Parafusos de pequenas dimensões, como é o caso dos parafusos de união coroa pilar-protético de implantes dentários, são fabricados pelo processo de usinagem. Os parafusos utilizados para a fixação da coroa protética ao pilar do implante são fabricados em ligas de titânio ou ouro (Figuras 9 e 10).



Figura 12. Parafuso de titânio.



Figura 13. Parafuso de ouro.

TITÂNIO

Conforme Gulháev¹⁸ (1981), Boyer & Gall¹⁹ (1985) e Meyer²⁰ (2000), o titânio é um metal branco, prateado, de baixa densidade ($d = 4,5\text{g/cm}^3$, que tem, aproximadamente, 60% da densidade do aço). Seu módulo de elasticidade é baixo, cerca 105.000 N/mm^2 . O titânio apresenta propriedades não magnéticas e de boa transferência de calor. O seu coeficiente de expansão térmica é menor que o dos aços e menos da metade do alumínio. O titânio e suas ligas apresentam um elevado ponto de fusão (1672°C). Porém, a temperatura máxima utilizada para aplicações estruturais geralmente varia entre 427 a 538°C . Suas propriedades dependem significativamente da sua pureza, sendo esta expressa em percentual de titânio. Valores de pureza (em % de Ti) 99,9; 99,8; 99,6; 99,5; 99,4, correspondem aos seguintes valores de dureza (HB): 100, 145, 165, 195, 225, respectivamente.

É o metal que apresenta a maior resistência à corrosão em temperatura ambiente, devido à presença de uma película compacta protetora, que se forma

na sua superfície. Depois do titânio os metais que mais resistem à corrosão são o nióbio e o tântalo, seguidos pelo vitallium e o aço inoxidável. A superfície do titânio pode ser atacada no meio orgânico por ácidos oxálicos e acéticos e no meio inorgânico pelos ácidos hidrófluorídrico, clorídrico, sulfúrico e ortofosfórico. Estes ácidos também são utilizados no tratamento da superfície deste material.

O titânio é um material não tóxico e, geralmente, compatível biologicamente com os tecidos humanos e ossos. Esta biocompatibilidade está ligada à camada de TiO_2 , que impede a passagem de elétrons e íons.

Por possuir uma baixa dureza, o titânio sofre um severo desgaste abrasivo no contato com materiais mais duros.

O titânio apresenta uma transformação alotrópica a aproximadamente $885^{\circ}C$, mudando de uma estrutura cristalina hexagonal compacta (fase α) para uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (fase β). A temperatura de transformação é influenciada pelos elementos intersticiais tais como, oxigênio, nitrogênio e carbono (alpha estabilizadores) os quais aumentam a temperatura de transformação; e pelo hidrogênio (beta estabilizador), o qual diminui a temperatura de transformação; ou por impurezas metálicas ou elementos de liga, os quais podem aumentar ou diminuir a temperatura de transformação.

Dependendo da sua microestrutura, o titânio pode se encaixar em uma das quatro classes: alpha, próxima de alpha, alpha-beta ou beta. Estas classes demonstram o tipo geral da microestrutura após o processamento.

Industrialmente as ligas de titânio apresentam certas características, a liga α apresenta pequena plasticidade, porém, não é suscetível a fragilização a quente; a liga β é a mais plástica de todas e menos resistente, não sofrendo transformação de fase durante o aquecimento; a liga $\alpha + \beta$ é a mais tenaz, muito maleável e dúctil, é suscetível ao tratamento térmico, porém, pode precipitar a fase α .

Tabela 1. Tipos de titânio, propriedades e composição.

METAL	PROPRIEDADES						
	RESISTÊNCIA MPa	MÓDULO DE ELASTICIDADE MPa	N	C	H	Fe	O
TITÂNIO							
GRAU 1	240	170	0,03	0,10	0,015	0,20	0,18
GRAU 2	340	280	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25
GRAU 3	450	380	0,05	0,10	0,015	0,30	0,35
GRAU 4	550	480	0,05	0,10	0,015	0,50	0,40
GRAU 7	340	280	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25

OURO

Segundo Gulháev¹⁸ (1981) e Boyer & Gall¹⁹ (1985), o ouro é um metal nobre, de cor amarela que possui número atômico 79 e encontra-se no sexto período do grupo 1b da tabela periódica.

A massa específica do ouro é 1932 kg/m³, sua temperatura de fusão é de 1.064° C e emite vapores violeta a temperaturas mais elevadas.

O ouro é o mais maleável e o mais dúctil de todos os metais; pode ser reduzido a folhas de 1/10.000mm de espessura, e nestas condições deixa passar uma luz verde. É, porém, bastante mole, sendo necessário ligá-lo ao cobre.

O ouro não se oxida em qualquer temperatura, é atacado pelo cloro e o bromo e dissolve-se no mercúrio. Nenhum ácido isolado age sobre ele, mas é dissolvido pela chamada água-régia, que é uma mistura dos ácidos clorídrico e nítrico.

Sua estrutura cristalina é cúbica de face centrada, sendo seu módulo de elasticidade 80 GPa. Seu calor específico de 128 J/kg.k é próximo ao dos metais da tríade que o precede (ósmio, irídio e platina).

O ouro apresenta uma condutividade térmica de 318 W/m.k, que é ao menos duas vezes o valor de qualquer metal platínico, porém, a sua condutividade elétrica (15,9 nΩ.m) é menor que a do grupo dos metais platínicos.

O percentual em peso do ouro em uma liga pode ser expresso em “quilates”. O ouro puro é descrito como ouro 24 quilates, enquanto o número de quilates usado para descrever uma liga é a fração em peso do ouro nesta liga multiplicado por 24. Portanto uma liga contendo 75% de ouro pode ser descrita como (0.75 x 24)

quilates, ou seja, é igual a 18 quilates.

Tabela 2. Propriedades físicas típicas das ligas de ouro para fundição.

TIPO DE LIGA	DENSIDADE (Mg/m³)	ENLONGAÇÃO (%)	DUREZA (HV)	VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DE FUSÃO (°C)
TIPO I -AMARELO	16,6	36	80	940-960
TIPO II -AMARELO	15,9	38	101	920-960
TIPO III -AMARELO	15,5	39	121	930-960
TIPO III -BAIXO	12,8	30	138	840-920
TIPO IV -AMARELO	15,2	35	149	920-945
TIPO IV -BAIXO OURO	13,6	38	186	870-930

Tabela 3. Classificação das ligas de ouro para fundição segundo a ADA.

TIPO DE LIGA	CONTEÚDO DE METAL PRECIOSO (min), %	DUREZA HV
I (MACIA)	83	50-90
II (MÉDIA)	78	90-120
III (DURA)	78	120-150
IV (EXTRA DURA)	75	>150

2.4.3 Pré-Carga

2.4.3.1 PRÉ-CARGA EM JUNÇÕES DE TRAÇÃO

Norton¹⁴ (2004) descreve que uma das aplicações dos parafusos é a de juntar peças em situações em que a aplicação de cargas coloca o parafuso ou os parafusos em tração, sendo prática comum pré-carregar a junta, apertando o parafuso com suficiente torque para criar cargas de tração que se aproximam à respectiva resistência de prova, que é a tensão sob a qual o parafuso começa a apresentar deformação permanente e é próxima, porém inferior, à resistência de escoamento do material. Para juntas carregadas dinamicamente (carga de fadiga), uma pré-carga de 75% ou mais de resistência de prova é normalmente utilizada. Caso os parafusos estejam adequadamente dimensionados para resistir às cargas aplicadas, essas altas pré-cargas tornam pouco provável que os parafusos rompam em serviço, se eles não fraturarem enquanto estiverem sendo tracionados (apertados). As razões para isto requerem entendimento de como as elasticidades do parafuso e componentes, ao serem unidos, interagem quando o parafuso é apertado e quando a carga externa é aplicada mais tarde. Como o parafuso é um elemento elástico haverá acomodação das tensões quando for apertado.

A importância da pré-carga é maior nas uniões carregadas dinamicamente do que nas juntas carregadas estaticamente. Isto ocorre porque, o parafuso recebe apenas uma parte da carga variada, transmitindo a carga restante. Devido à presença da pré-carga, o material absorve grande parte das oscilações de carga. Isso reduz drasticamente as tensões alternantes de tração no parafuso,

comparado ao que seriam se não fosse a presença da pré-carga. As oscilações de carga compressiva não são importantes no que tange à falha por fadiga, que ocorrem devido às tensões de tração.

É importante observar que as roscas laminadas têm menores fatores de concentração de tensão, devido à orientação favorável dos grãos. Parafusos que possuem alta resistência, geralmente, têm roscas laminadas.

2.4.3.2 CONTROLE DA PRÉ-CARGA

No projeto do parafuso, a qualidade da pré-carga é um fator importante. Portanto, necessitamos de algum meio de controle da pré-carga aplicada ao parafuso. Para Norton¹⁴ (2004), os métodos de maior precisão necessitam que as duas extremidades do parafuso estejam acessíveis. Pode-se, assim, medir a quantidade de alongação do parafuso de forma direta, através de um micrômetro, ou de um medidor eletrônico de comprimento, e o parafuso pode ser dilatado até um comprimento consistente com a pré-carga desejada. Transdutores ultra-sônicos são utilizados, algumas vezes, para medir a mudança de comprimento do parafuso quando apertado, sendo que estes apenas requerem acesso à extremidade da cabeça do parafuso. Porém, esses métodos não são úteis em alta produção ou situações de serviço de campo, uma vez que requerem tempo, cuidado, exatidão de instrumentos e pessoal especializado.

Um método mais conveniente, mas menos exato, é o que mede o torque aplicado à porca ou à cabeça de um parafuso de cabeça. Um torquímetro dá uma

leitura, em visor, da quantidade de torque aplicado. Os torquímetros apresentam um a incerteza de $\pm 30\%$ na pré-carga. Caso seja tomado bastante cuidado, e se as roscas forem lubrificadas (o que é sempre desejável), esse erro pode ser diminuído à metade, mas, mesmo assim, ainda é alto. Chaves de torque pneumático de impacto podem ser calibradas para um nível particular de torque no qual elas param de girar. Estas chaves dão um resultado mais consistente que as chaves manuais, sendo, portanto, preferíveis.

2.4.3.3 A PRÉ-CARGA NO PARAFUSO PROTÉTICO

A coroa protética é a primeira parte do complexo restaurador implantar a receber a aplicação de forças. Esta coroa protética é unida ao pilar protético do implante através de um parafuso (Figura 11), que é apertado através da aplicação de um torque, de ordem de 10 Ncm, na cabeça do parafuso.

Lang, et al.²¹ (2003), explicam que este momento aplicado é transformado ao longo da interface de contato das roscas da superfície do parafuso com o seu receptáculo. Então a força transmitida induz uma força de contato na interface, parafuso-receptáculo, que é responsável pelo engastamento. Esta força de contato que é responsável pelo engastamento é chamada de pré-carga.

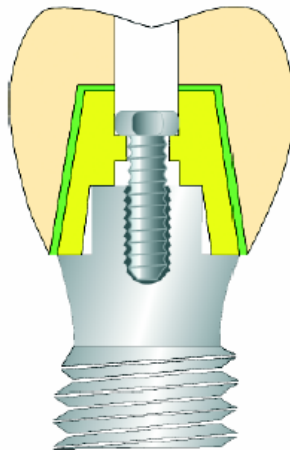


Figura 14. Coroa Protética unida ao Pilar através de um parafuso.

Alkan, et al.²² (2004), explicam que quando dois componentes são apertados, unindo um ao outro, através de um parafuso, esta união é chamada de conjunto parafusado. Para obtermos estruturas seguras o parafuso deve ser tencionado para produzir uma força de união maior que as forças externas que tendem a separar o conjunto. A carga de apertamento é usualmente proporcional ao torque de apertamento. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga. Porém, esta pré-carga deve estar dentro do limite elástico do parafuso. Portanto, a pré-carga é uma força inicial criada no parafuso através da aplicação de um torque de apertamento, que causa a elongação do parafuso. Esta elongação coloca o parafuso em tensão. A aplicação desta pré-carga gera uma força total de apertamento entre as partes do sistema, resultando em uma força de união entre os componentes.

⁹ Figura 14 reproduzida de HECKMANN, S. M.; et al. Cement fixation and screw retention: parameters of a passive fit. An in vivo study of a three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin. Oral Impl. Res. 15, 2004 / 468.

No parafuso protético, esta pré-carga é de vital importância, pois, como relata Aboyoussef²³ (2000), a pré-carga mantém as roscas do parafuso apertadamente adaptadas às roscas do seu receptáculo, mantendo as partes unidas com a força de apertamento criada entre a cabeça do parafuso e seu assento.

A importância da pré-carga no parafuso protético também é destacada por Khraisat, et al.²⁴ (2004), os quais relatam que um fator mecânico importante é a pré-carga na junta do parafuso, a qual é definida como a força de tensão que é construída no parafuso como produto do seu apertamento. Isto cria uma força compressiva de contato no parafuso, que é dependente, primeiramente, do torque aplicado, seguido do material componente do parafuso, da cabeça do parafuso, do desenho das roscas e da aspereza das superfícies.

2.4.4 Biomecânica

No estudo da biomecânica, deve-se observar todo o complexo que envolve uma reabilitação através de implantes osseointegrados. Renouard e Rangert²⁵ (2001), destacam que um bom entendimento de biomecânica de implante torna possível reduzir o risco de falhas e complicações funcionais. A razão é que existem fatores que podem e devem ser analisados para a obtenção de uma reabilitação satisfatória, fatores tais como, força mastigatória, cargas oclusais, entre outros. Além disto, não se podem deixar de lado os componentes da reabilitação implanto – protética, porque os fatores acima citados influenciarão no desempenho destes

componentes, podendo levar a falhas, como a do parafuso de união coroa – pilar protético, foco do nosso estudo.

2.4.4.1 FORÇAS MASTIGATÓRIAS

Conforme Richter, et al.²⁶ (1995), cargas aplicadas aos dentes e implantes durante as funções orais fisiológicas tais como mastigar, apertar, deglutir, ou ranger podem variar. Isto porque a ancoragem dos pilares naturais e artificiais nos ossos maxilares não é do mesmo tipo e qualidade. Enquanto os implantes osseointegrados são praticamente imóveis, o periodonto dos dentes permite um grau bem definido de mobilidade axial e horizontal. O autor ainda destaca que as medições das forças intra-orais são influenciadas pelo tipo de mecanismo utilizado para o registro da carga. O mais simples e geralmente utilizado é o método do garfo de mordida, que causa mordida aberta, onde, portanto, todas as forças musculares estão concentradas e agem apenas sobre aquelas unidades dentais (dentes ou implantes) que entram em contato com o transdutor. As vantagens deste método tradicional são a simplicidade e a padronização. Quando um aparelho de mordida aberta é utilizado, as cargas medidas são normalmente de máxima qualidade. Esta informação obtida é muito importante no teste de materiais protético-restauradores.

Por haver diferenças no tipo de ancoragem de dentes naturais e implantes dentários, como também vários mecanismos de medição de forças intra-orais, encontra-se facilmente uma grande variedade de forças mastigatórias e cargas oclusais relatadas na literatura, como será visto a seguir.

Com relação à mastigação, Taylor, et al.⁷ (2000) ressalta que as forças oclusais são substancialmente maiores quando há a presença de alimento entre os dentes do que quando a boca está fechada e vazia.

Segundo Dejak, et al.²⁷ (2003), as forças mastigatórias, que se originam da contração dos músculos mastigatórios, são transmitidas através do esmagamento alimentar. O valor destas forças vai depender de fatores que incluem o gênero, a idade, a dureza do alimento, sua consistência e a fase do ciclo mastigatório. Sendo as forças mastigatórias, maiores na região dos primeiros molares.

Craig e Powers²⁸ (2002), relatam que várias forças oclusais exercidas sobre os dentes e próteses em adultos foram registradas. Uma média das forças oclusais em dentes molares, pré-molares e incisivos é de 400 N a 800 N, 300 N e 150 N, respectivamente.

Para Nergiz, et al.⁶ (2004), a média da força mastigatória oclusal registrada fica entre 450 N e 550 N em pacientes completamente dentados até o segundo pré-molar. Um decréscimo da força oclusal para um nível de 200 N a 300 N foi registrado para restaurações implanto-suportadas fixas e removíveis.

Yokohama, et al.²⁹ (2004), baseado em informações prévias, pertinentes a próteses fixas sobre implantes, relata que a média da força oclusal máxima foi de, aproximadamente, 200 N para os primeiros pré-molares e molares, e 300 N para os segundos pré-molares.

Martin, et al.³⁰ (2001), cita que a força de mordida pode ser medida em

diferentes posições na boca. E que o valor médio destas forças com implantes dentários fica em torno de 93 N para as mulheres e 128 N para os homens.

Conforme Watanabe, et al.³¹ (2003), forças complexas estão presentes na boca.

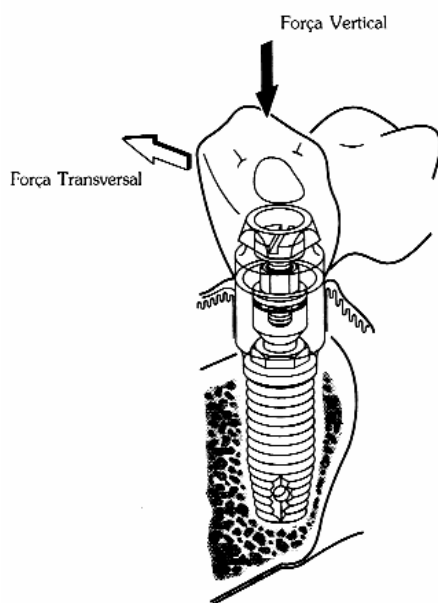
Brunski e Skalak³² (1992), relatam que um grande número de estudos mostra que, em pacientes humanos normais, sem implantes dentários, as componentes axiais da força de mordida podem variar de 100 N a 2440 N. E estas componentes de força na dentição natural tendem a aumentar quanto mais posteriormente estiverem na boca. Os autores também relatam que implantes que suportam próteses (in vivo) são geralmente carregados por forças e momentos (torque), podendo haver várias forças diferentes e momentos atuando em diferentes localizações na prótese. Além disso, afirmam que a mecânica básica mostra que é possível expressar a resultante de carregamento em cada implante em termos de uma rede de força resultante e numa rede de momento resultante.

Eskitascioglu, et al.³³ (2004), destaca que as cargas verticais da mastigação induzem forças e momentos de curvamento, que resultam em gradientes de stress no implante. Um fator chave para o sucesso ou para o fracasso do implante dental é a maneira pela qual o stress é transferido. Contatos deflectivos na posição intercuspídea podem ser responsáveis pelo desenvolvimento de forças excessivas.

Para Himmlová, et al.³⁴ (2004), os elementos expostos ao máximo stress estão localizados onde a maioria das forças mastigatórias não axiais são transferidas. Por exemplo, forças atuando em direção lingual e disto-mesial são associadas a

movimentos transversais, em comparação com o carregamento axial durante o movimento mandibular.

De acordo com Holmgren, et al.³⁵ (1998), o estudo do stress nos implantes deve incluir não apenas forças verticais e horizontais (Figura 12), mas também, a combinação de ambas ou de forças oblíquas, porque, assim, serão representadas, realisticamente, as direções mastigatórias e se produzirão forças maiores que causam estragos maiores.



10

Figura 15. Forças Verticais e Horizontais/Transversais produzidas sobre a reabilitação.

¹⁰ Figura 15 reproduzida de JAARDA, Merle J. Biomecânica. IN: WORTHINGTON, P.; LANG, B. R.; LAVELLE, W. E. Osseointegração na Odontologia, Uma Introdução. São Paulo: Quintessence Editora, 1996, p. 37.

2.4.4.2 COMPONENTES DO COMPLEXO IMPLANTAR

Os componentes que envolvem uma restauração protética sobre implante (Figura 13) devem ser conhecidos, para que se tenha uma melhor visualização do complexo restaurador.

Öhrnell, et al.³⁶ (1992) destaca, também, que os componentes serão expostos a fortes forças de stress durante um longo período de tempo. Por isso, é importante que o padrão dos componentes seja elevado.

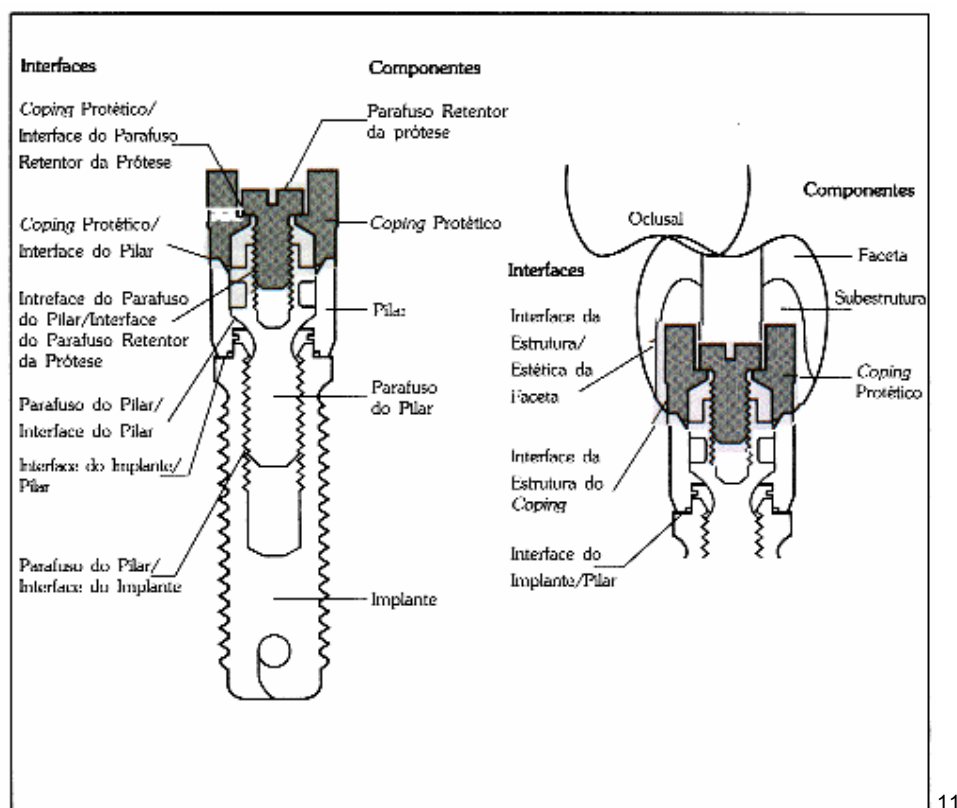


Figura 16. Componentes do sistema protético – implantar.

¹¹ Figura 16 reproduzida de JAARDA, Merle J. Biomecânica. IN: WORTHINGTON, P.; LANG, B. R.; LAVELLE, W. E. Osseointegração na Odontologia, Uma Introdução. São Paulo: Quintessence Editora, 1996, p.33. 66

Pois, como relata Lang, et al.²¹ (2003), o complexo implantar é uma montagem de múltiplos componentes (Figura 14), tais como corpo do implante, pilar protético, parafuso do pilar, cilindro de ouro, parafuso protético, que formam um conjunto mecânico parafusado (Figura 15).

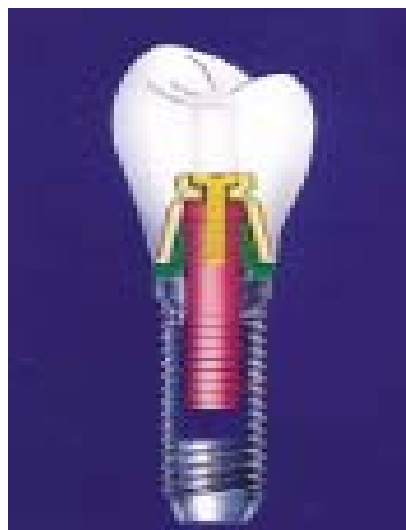
Portanto, o entendimento deste complexo nos permite escolher os componentes mais adequados para a resolução protética de cada caso. Esta escolha, destaca Ochiai, et al.³⁷ (2003), pode ser baseada em vários parâmetros.

Para Engelman³⁸ (1996), estes parâmetros podem incluir o espaço interoclusal disponível, a posição do implante e sua angulação, a anatomia do tecido mole e as exigências mecânicas prévias para o assentamento da restauração.



12

Figura 17. Montagem de múltiplos componentes.



13

Figura 18. Conjunto mecânico parafusado.

¹² Figura 17 reproduzida de SPIEKERMANN, H. Implantologia. Porto Alegre: Artes Médicas, 2000, p. 26.

¹³ Figura 18 reproduzida de OCHIAI, Kent; et al. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. The Journal Of Prosthetic Dentistry, v. 89, n. 5: 496, 2003.

2.4.5 Falhas no Parafuso Protético

Como já foi citado anteriormente, Spiekermann¹ (2000) relata que o parafuso de coroa-pilar protético apresenta um ponto de fragilidade intencional, protegendo a interface osso-implante de sobrecarga. Porém, falhas nos parafusos protéticos das reabilitações sobre implantes têm sido relatadas com certa frequência.

Jemt, et al.³⁹ (1991, a), relata que 26% dos parafusos de retenção de ouro vieram a afrouxar durante o primeiro ano.

—⁴⁰ (1991, b); descreve que 30,7% das próteses em pacientes desdentados apresentavam o parafuso de união ao pilar protético frouxo, aproximadamente duas semanas após a inserção.

—⁴¹ (1992), em estudo posterior, cita que 49% das maxilas e 20,8% das mandíbulas tratadas apresentaram próteses com o parafuso de retenção frouxo na primeira revisão anual.

Foi encontrado por Naert, et al.⁴² (1992) um percentual de 6% de parafusos de retenção frouxos, em um estudo clínico de 509 implantes inseridos consecutivamente para o tratamento de edentulismo parcial.

Wie⁴³ (1995), documenta que 25% dos pacientes tratados apresentaram falhas nos parafusos.

Segundo Schulte e Coffey⁴⁴ (1997), embora problemas possam ocorrer na interface osso-implante, as falhas mais comuns envolvem os componentes

protéticos e os materiais restauradores, e o afrouxamento ou a fratura dos parafusos de retenção da prótese ocorrem freqüentemente.

Goodacre, et al.⁴⁵ (2003), destaca que um grande número de complicações mecânicas têm sido relatado e elas incluem o afrouxamento do parafuso protético em uma média de 7% dos casos.

Lee, et al.⁴⁶ (2002); relata que são muitos os estudos com longo período de acompanhamento que descrevem várias complicações protéticas, no tratamento com implantes, tais como o afrouxamento do parafuso, fratura e falhas de outros componentes. E que controvérsias existem no que diz respeito às taxas de falha do parafuso protético. Isto porque, o início do afrouxamento do parafuso deve ser considerado quando o deslocamento inicial aparece; porém, a ocorrência do deslocamento inicial em situações clínicas pode não ser determinado. O autor também relata que uma interface pobre entre os componentes implantares irá aumentar o deslocamento inicial e causar um desgaste na área de contato, o qual acarretará um aumento da fenda na união parafusada.

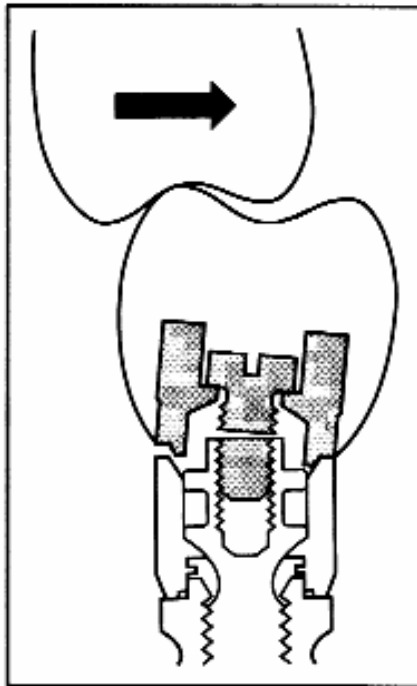
Conforme Watanabe, et al.⁴⁷ (2000), um ajuste preciso entre o pilar protético e a superestrutura protética é um fator importante na determinação de um tempo longo de sucesso do implante que suporta uma restauração.

Kim, et al.⁴⁸ (1999), também destaca que o carregamento oclusal nos implantes osseointegrados é um dos fatores determinantes no sucesso do tratamento com implantes.

Para Aboyoussef, et al.²³ (2000), um problema comum associado aos implantes com coroas unitárias tem sido o afrouxamento ou fratura dos parafusos de retenção da coroa. Além disto, relata que outros estudos, que analisaram as causas do afrouxamento do parafuso, sugeriram que a tensão excessiva na união do parafuso e os efeitos de acomodamento são fatores importantes na ocorrência deste problema.

Para que falhas clínicas não ocorram com o conjugado do parafuso, Alkan, et al.²² (2004), relatam que as forças de mastigação devem ser menores que a força de pré-carga, criada dentro do parafuso, para evitar o afrouxamento do parafuso. Isto porque, o parafuso afrouxará somente se as forças externas, que tendem a separar as partes, forem maiores que a força que as mantém unidas. As forças que tentam soltar as partes são chamadas de forças de separação do conjunto. As forças que mantêm as partes unidas são chamadas forças de apertamento.

Segundo Nergiz, et al.⁶ (2004), a tensão inicial de pré-carga gerada dentro do parafuso no apertamento inicial gera uma resistência mecânica contra as forças mastigatórias. Entretanto, sob carregamento funcional, a tensão de pré-carga inicial é liberada por um fator conhecido como efeito de assentamento. Assim sendo, a razão para a fratura do parafuso é o afrouxamento não reconhecido do parafuso, agravado por movimentos não axiais durante o carregamento da prótese, culminando na fratura (Figuras 16).



14

Figura 19. Forças não axiais durante o carregamento oclusal da prótese, culminando na fratura.

De acordo com Bickford⁴⁹ (1995), a falha na união do parafuso ocorre em dois estágios. Inicialmente, cargas externas funcionais corroem gradualmente e efetivamente a força de apertamento e então corroem rapidamente a força de apertamento remanescente. Resultando em vibração e micromovimentos, causando a saída do parafuso.

¹⁴ Figura 19 reproduzida de JAARDA, Merle J. Biomecânica. IN: WORTHINGTON, P.; LANG, B. R.; LAVELLE, W. E. Osseointegração na Odontologia, Uma Introdução. São Paulo, Quintessence Editora, 1996, p.33.

Para Khraisat, et al.²⁴ (2004), de um ponto de vista mecânico, os dois importantes métodos usados para neutralizar o afrouxamento do parafuso incluem a incorporação de um elemento anti-rotacional e pré-carga na união parafusada. Pois, se a tensão (pré-carga) no parafuso cai abaixo de um nível crítico, a estabilidade da junta pode ficar comprometida e o conjugado do parafuso pode falhar clinicamente (Figura 17).



Figura 20. Parafusos protéticos de ouro fraturados após a reabilitação sobre implante ter sido finalizada.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Procedimento Experimental

O procedimento experimental consistiu em duas etapas distintas. Na primeira etapa, foi desenvolvido um programa em forma de planilha do Excel. Neste programa dados mecânicos e biomecânicos, obtidos através da análise dos materiais e/ou através de uma revisão bibliográfica, foram inseridos permitindo que cálculos comparativos fossem desenvolvidos. Estes cálculos compararam duas possibilidades distintas para cada tipo de parafuso protético, ouro e titânio, obtendo-se, assim, quatro resultados diferentes. Dois resultados, analisando-se o parafuso protético em um complexo onde o cilindro protético (coping) era de ouro e dois, analisando-se resultados onde o mesmo cilindro era de Níquel-Cromo. Além disto, esta planilha, como será mostrado posteriormente, possibilitou que a força produzida no parafuso protético pela aplicação de uma pré-carga (torque), fosse comparada com a resultante da força mastigatória no parafuso protético, que foi calculada através da decomposição da força mastigatória incidente sobre a coroa protética. Esta comparação se faz importante, pois como já foi visto anteriormente, para que

falhas clínicas não ocorram com o conjugado do parafuso as forças de mastigação devem ser menores que a força de pré-carga gerada dentro do parafuso. O parafuso afrouxará somente se as forças externas, que tendem a separar as partes, forem maiores que a força que as mantém unidas. Assim, foi possível determinar se o torque recomendado pelo fabricante, que é de 10 Ncm (tanto para o parafuso de ouro quanto para o de titânio), encontra-se dentro desta especificação. Também foi possível visualizar a quantidade de força absorvida pelo material (cilindro protético) e a quantidade de força que é absorvida pelo parafuso de retenção. Esta informação tem sua relevância explicada pelo fato de que se o material (cilindro protético) estiver recebendo forças de magnitude positiva, isto indicará que o material está sob tração e, portanto, estará gerando tensões sobre o parafuso. Por outro lado, um cálculo inverso, onde não foi considerado o torque recomendado pelo fabricante e sim, os dados geométricos do parafuso de retenção protético, além da sua resistência de prova, permitiu que se chegasse a um valor teórico de força que pode ser produzido sobre este componente. A partir deste dado, pôde-se chegar a um valor de torque adequado para àquelas características geométricas e mecânicas do parafuso protético.

Em uma segunda etapa do experimento, foi construído todo o complexo protético-implantar em um programa de análise por elementos finitos (Pró-Engineer), onde foi possível visualizar as áreas de maior concentração de tensão no parafuso protético quando o complexo implantar estiver sendo submetido a forças mastigatórias, podendo, assim, avaliar possíveis alterações geométricas no parafuso protético que possibilitem uma melhor distribuição de forças com conseqüente alívio de tensões em áreas específicas.

3.2 Coleta de Dados

A coleta dos dados necessários para o desenvolvimento das duas etapas do trabalho iniciou com a aquisição de parafusos protéticos, dois de ouro e dois de titânio, com cabeças tipo fenda, da empresa Conexão Sistemas de Prótese. Os números de referência e lote destes parafusos estão citados na tabela 4.

Tabela 4. Números de referência e lote dos parafusos protéticos.

	LOTE	REFERÊNCIA
PARAFUSO DE OURO 1	5073122	15800299
PARAFUSO DE OURO 2	5073122	15800299
PARAFUSO DE TITÂNIO 1	5043218	15800499
PARAFUSO DE TITÂNIO 2	5053019	15800499

Em um segundo momento, foram realizadas as mensurações dos parafusos protéticos através de uma análise destes em um Projetor de Perfil (Nikon, modelo V.16, nº de série 36914, Certificado RBC nº 7463.1, calibrado em 29/03/04 – Figura 18), obtendo-se, com isto, seus dados geométricos. Os valores obtidos com esta análise estão referidos na tabela 5.



Figura 21. Projetor de Perfil.

Tabela 5. Valores geométricos do parafuso protético.

PARAFUSO FENDA	Diâmetro Externo	Diâmetro Interno	Diâmetro Primitivo	Ângulo de rosca	Passo de Rosca	Comprimento sem a Altura da Cabeça	Altura da cabeça	Largura da Cabeça
	1,36	0,95	1,06	60	0,30	2,78	1,26	2,32
	mm	mm	mm	°	mm	mm	mm	mm

Estes parafusos, de ouro e de titânio, também foram analisados com relação a sua superfície através do uso de uma lupa (Figuras 19 e 20). Esta análise teve como objetivo uma possível identificação do modo de fabricação das roscas dos parafusos, cortado ou laminado.



Figuras 22. Parafuso de ouro visto através de uma lupa.



Figuras 23. Parafuso de titânio visto através de uma lupa.

Posteriormente, foi construído todo o complexo implantar (Figura 21), estando este composto por fixação, pilar protético, parafuso do pilar, cilindro protético (Níquel-Cromo), parafuso de retenção e coroa protética. Sendo que, a coroa protética e o cilindro de Níquel-Cromo foram seccionados no eixo longitudinal (Figura

22). Tornando, desta forma, possível uma melhor identificação e definição dos pontos de contato que ocorrem no interior do conjugado coroa-pilar protético.



Figura 24. Complexo Implantar



Figura 25. Corte longitudinal da Coroa Protética e do Cilindro Protético.

Assim, através da montagem do complexo implantar, ficou possibilitado o cálculo dos vetores de força e momentos que agem sobre o parafuso de retenção quando a coroa estiver sofrendo ação das forças mastigatórias, as quais, no estudo proposto, foram consideradas como sendo de 300 N, indo, assim, ao encontro da média dos valores encontrados por Craig e Powers²⁸ (2002), Nergiz, et al.⁶ (2004), Yokohama, et al.²⁹ (2004).

Obtidos os valores vetoriais da decomposição das forças mastigatórias incidentes sobre a coroa em planos de aplicação localizados na região de cúspide, paralelo ao longo eixo do complexo implantar e com 45° de inclinação em relação a este (Figura 23), passou-se para um novo levantamento de dados.

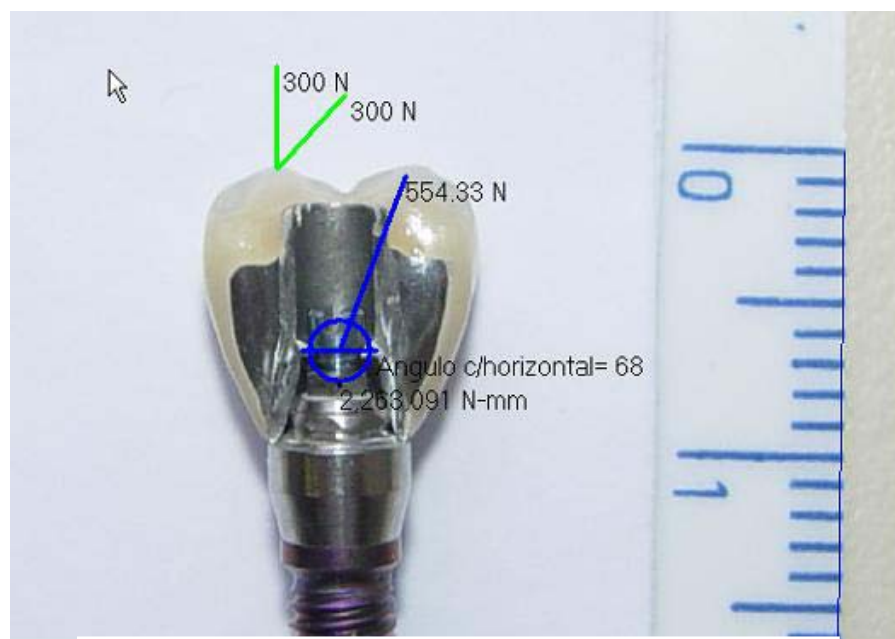


Figura 26. Cálculo dos vetores de força e momentos que agem sobre o parafuso de retenção.

Neste novo levantamento, dados pertinentes aos materiais constituintes do complexo implantar (liga de ouro, liga de titânio, níquel-cromo, cerâmica – EX 3 Press da Noritake®), tais como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson, foram levantados através de uma revisão da literatura (Tabela 6). Estes dados, somados aos valores de resistência de prova à tração dos parafusos de retenção protéticos, de ouro e de titânio, completaram as informações necessárias para a realização das etapas previstas para o desenvolvimento do estudo. É importante ressaltar que foi desenvolvido um suporte para a obtenção dos valores de resistência de prova dos parafusos especificados na tabela 4. Este suporte consistiu basicamente em uma matriz guiada (Figuras 24 e 25), onde seriam fixados os parafusos protéticos. Neste suporte foi colocado um parafuso por teste, para ser tracionado até a sua ruptura total. Porém, durante a realização dos testes, as

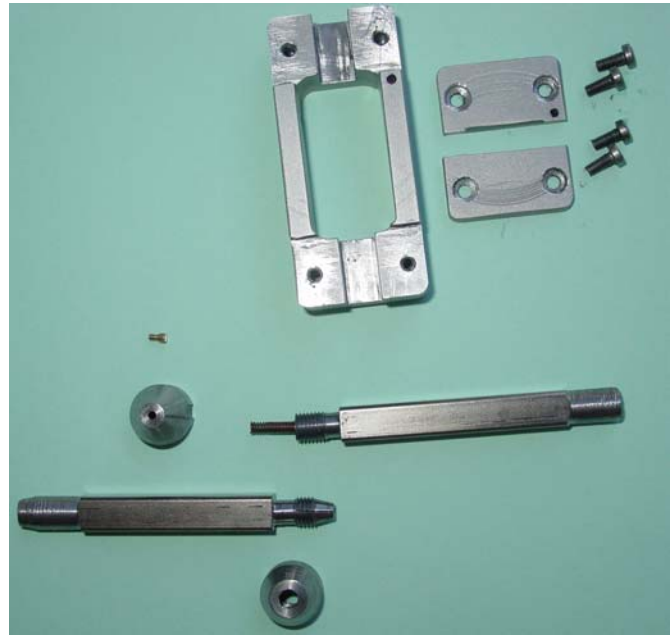
roscas dos parafusos protéticos, de ouro e de titânio, sofreram cisalhamento (Figura 26), não permitindo que se chegasse à ruptura total dos mesmos. Por este motivo, os dados de resistência de prova foram obtidos da literatura (Tabela 7), mas se referem a testes realizados com os parafusos protéticos da empresa Implant Innovations Inc.

Tabela 6. Módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson dos materiais componentes do complexo implantar.

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (E)	COEFICIENTE DE POISSON	FONTE
LIGA DE OURO	100 GPa	0,30	LANG, L.A.; et al. ²¹
LIGA DE TITÂNIO	112 GPa	0,33	TOPARLI, M. & SASAKI, S. ⁵⁰
NÍQUEL-CROMO	205 GPa	0,33	TOPARLI, M. & SASAKI, S. ⁵⁰
CERÂMICA	69 GPa	0,28	TOPARLI, M. & SASAKI, S. ⁵⁰



Figura 27. Suporte guiado montado.



Figuras 28. Suporte guiado para testes de tração em parafusos protéticos desmontado.

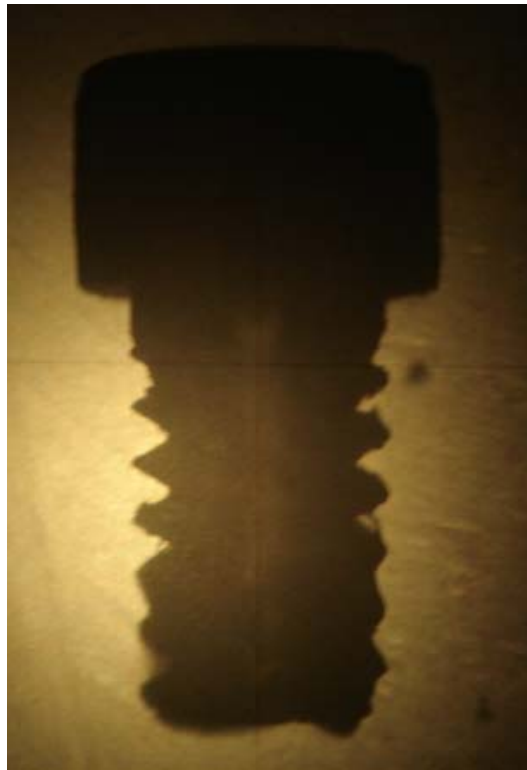


Figura 29. Roscas cisalhadas do parafuso protético vistas através de um projetor de perfil.

Tabela 7. Resistência à tração dos parafusos de ouro e de titânio.

PARAFUSO PROTÉTICO	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO (1Kg = 10N)	FONTE
OURO	75 kg \pm 4	JAARDA, M.J., et al. ⁵¹
TITÂNIO	41 kg \pm 2	JAARDA, M.J., et al. ⁵¹

3.3 Tratamento e Análise dos Dados

3.3.1 Forças Mastigatórias

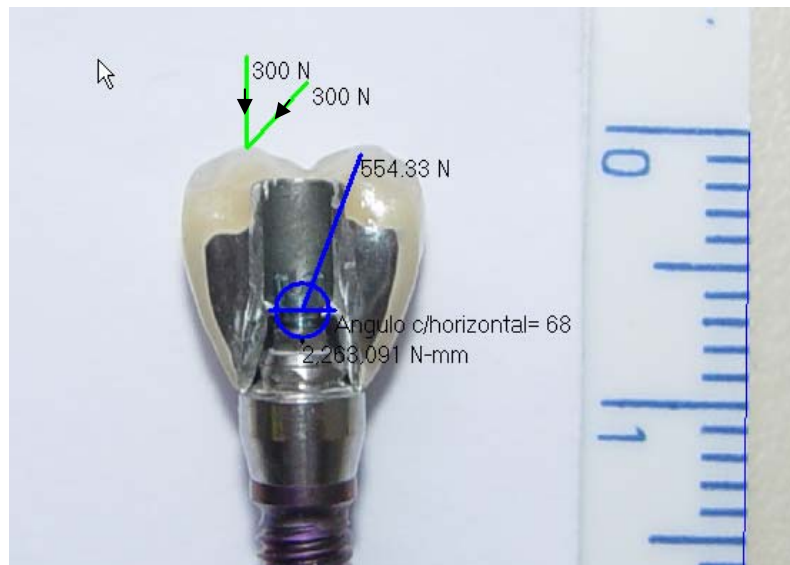


Figura 30. Cálculo dos vetores de força e momentos que agem sobre o parafuso de retenção.

Analisando a geometria da junção formada pelo parafuso protético e o restante do complexo implantar, e considerando-se uma carga mastigatória de 300N na vertical e 300N a 45° com a horizontal, aplicadas na cúspide de maior altura, conforme mostrado na figura, a transferência destas forças para a cabeça do parafuso resulta em uma força vertical e um momento, no sentido de aplicação das forças iniciais em torno da cabeça do parafuso protético. Isto resulta em uma força tangencial total (edge force) na cabeça deste parafuso de $513,9 + 2.263,0 / 2,3 = 1.489,4\text{N}$, nas fibras sob compressão do parafuso, ou seja, do mesmo lado em que as forças mastigatórias aparecem. Porém, no lado oposto aparecerá um alívio à pré-carga inicial dada, no valor de $513,9 - 975,4 = -461,5\text{N}$.

A primeira, de compressão, tende a apertar ainda mais a união, não resultando em problemas. A segunda carga, de tração, pode resultar no afrouxamento da união, podendo ocasionar situações de fadiga e trazer riscos à estrutura.

3.3.1.1 UTILIZAÇÃO DO MS EXCEL PARA ANÁLISE DO PARAFUSO

Para realizar um estudo teórico que servisse de suporte para os testes posteriores por elementos finitos 3D, utilizando o Pro/Mechanica, um estudo sugerido por Shingley¹⁷ foi feito e os cálculos descritos acima foram automatizados, por meio de uma planilha do MS Excel (Anexo A). Neste estudo, uma geometria de união por parafusos foi analisada, quando sujeita a um pré-carregamento, dado por (12), e um torque de aperto dado por (11), respectivamente.

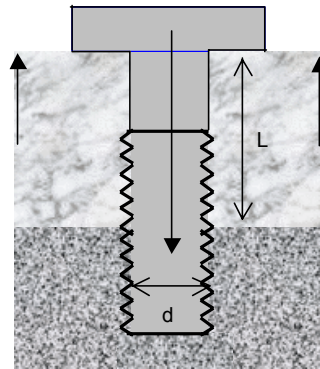


Figura 31. Representação do parafuso protético.

Na representação da figura acima (Figura 31), o parafuso protético une a coroa protética ao pilar do implante. A força de aperto (pré-carga) está mostrada no sentido para baixo, enquanto as forças mastigatórias estão apontando para cima. Em realidade, tem-se tração em um dos lados do parafuso e compressão no outro, sempre que as forças mastigatórias vencerem a força de aperto da união.

Segundo Shingley¹⁷, a interação dessas forças resulta em componentes sentidas pelo parafuso e pelo material (ou materiais) sob união, respectivamente. Estas forças no estudo foram chamadas de FP e FM , respectivamente. As expressões que definem tais forças são:

$$FP = \frac{KP.P}{KP + KM} + Fi \quad (13)$$

$$FM = \frac{KM.P}{KP + KM} - Fi \quad (14)$$

Onde KP e KM são a rigidez do parafuso e do material, respectivamente. A rigidez de parafusos é definida como:

$$KP = \frac{\pi \cdot dp^2 \cdot E}{4 \cdot l} \quad (15)$$

Onde E é o módulo de Young do material do parafuso e l é o comprimento da união. Para o material sob união, que no caso é o cilindro protético (coping), a geometria complexa trouxe muita complexidade ao cálculo. Para esses casos, Shingley¹⁷ sugere que se adote uma abordagem mais pessimista, considerando-se a geometria como cilíndrica. Para tal geometria, o KM é definido pela seguinte expressão:

$$KM = \frac{2 \cdot \pi \cdot dp^2 \cdot E}{l} \quad (16)$$

E, neste caso, E refere-se ao módulo de Young do material do cilindro.

Os cálculos apresentados até aqui podem ser feitos em uma direção, para verificar se a pré-carga proposta pelo fabricante atende aos critérios de falha da união, como no sentido inverso, para se definir que pré-carga é mais indicada, de acordo com a resistência de prova do parafuso de união, e quais forças resultam no parafuso e material do cilindro protético.

Existe também a possibilidade de se calcular o torque mínimo para que não se chegue à condição de afrouxamento da união. Todas estas possibilidades foram feitas facilmente, pelo uso de planilha eletrônica.

Uma vez calculadas as pré-cargas e as forças resultantes no parafuso e material sob união, pode-se, a partir dos valores das tensões média e alternada no parafuso, verificar as condições de fadiga do parafuso através de uma teoria de

critério de falha por fadiga. Neste trabalho, adotou-se a linha de Goodman para a definição da região de segurança da união. A linha de Goodman é definida como a linha que corta o eixo horizontal de tensões médias em S_r , ou limite de resistência a tração do material, e o eixo vertical de tensões alternadas em S_n , ou limite de resistência a fadiga do material. Tais informações foram facilmente encontradas para o titânio, que é um material de uso freqüente na engenharia. Porém, para o ouro, tais informações não foram encontradas, deixando este aspecto do estudo sem conclusões.

As expressões que definem as tensões média e alternada, a partir das tensões no parafuso e pré-carga adotada, são:

$$\sigma_m = (FP + Fi)/(2.At) \quad (15)$$

$$\sigma_a = (FP - Fi)/(2.At) \quad (16)$$

3.3.2 A Análise por Elementos Finitos

Com objetivo de concluir sobre simulações, feitas em modelo tridimensional, de um complexo implantar, visando entender o problema de falha freqüente do parafuso protético, foi optado por se realizar uma análise por elementos finitos. Para tanto, toda a estrutura foi modelada com a ferramenta computacional conhecida como CAD, de nome comercial Pro/ENGINEER, desenvolvida pela PTC. Após esta etapa, foram feitas análises por elementos finitos da estrutura, em 3D, utilizando-se a

ferramenta CAE, de nome comercial Pro/MECHANICA, também desenvolvida pela PTC. O ambiente real, com forças mastigatórias, condições de engastamento, geometrias e materiais, foi reproduzido computacionalmente para que os resultados tivessem valor real.

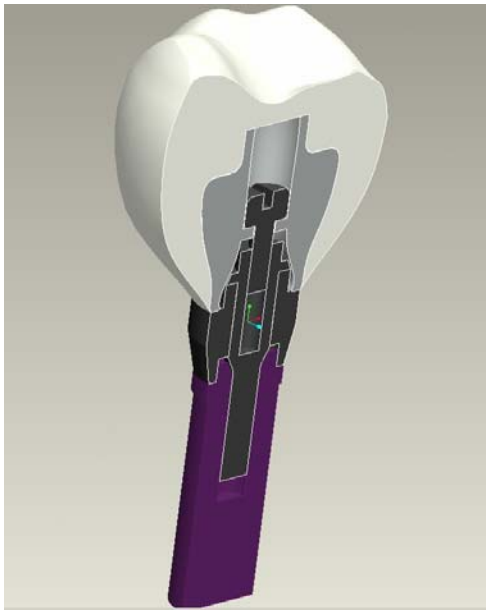
Considerando que os dentes têm sua geometria totalmente irregular, não seguindo um padrão, fica muito difícil de modelá-los nos softwares de CAD que existem hoje no mercado, então, para isso, utilizou-se a engenharia reversa. A engenharia reversa avançou muito nos últimos anos e está sendo muito difundida entre as ciências médica e odontológica. Esta técnica é utilizada para criar modelos virtuais através de peças reais. Uma tomografia de um dente humano foi realizada e foram geradas 18 fatias, com o objetivo de delimitar os contornos. A partir daí utilizou-se o software Medical Imaging (MiS2), desenvolvido pela Silbertec Instrumentos, para computar os dados extraídos pela tomografia. Depois de aberto, trabalhou-se nos limites de cada imagem para gerar inúmeros pontos, o que se chama de nuvem de pontos. Este conjunto de pontos é exportado para o Pro/ENGINEER e trabalhado para obter o modelo do dente. Este processo de desenvolvimento do modelo dentário está descrito no artigo *Creating Three-Dimensional Tooth Models Compatible With Cad/Cae/Cam Software From Tomographic Images*, submetido para publicação (anexo B). Obtido este modelo, foi realizada a secção da parte correspondente à coroa dentária, para posterior corte em revolução na sua região cervical e média, afim de que, esta coroa tivesse o diâmetro correto em sua base para o encaixe sobre o pilar protético. Já os parafusos, por serem modelos prismáticos e terem geometrias relativamente simples, foram modelados (gerados) no Pro/ENGINEER. A ferramenta de CAE usada para fazer as análises também

foi desenvolvida pela PTC, o Pro/MECHANICA pelo fato de não precisar fazer operações de importações de arquivo, o que gera muita geometria problemática e isto implica em maior perda de tempo para consertar as aberturas que aparecem entre as superfícies de geometrias importadas, devido à perda de informação, além de ser uma ferramenta muito flexível e poderosa.

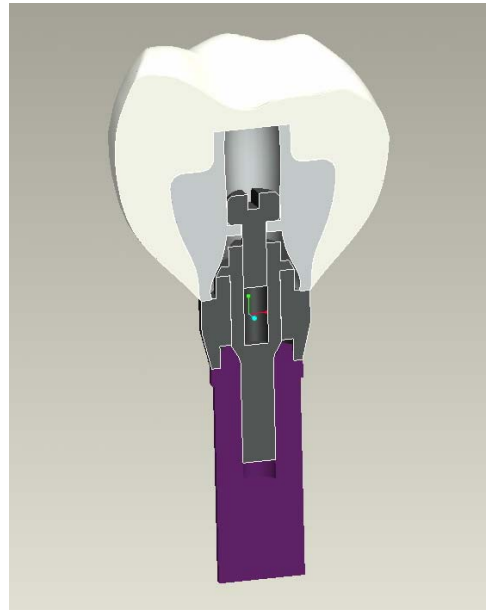
Assim, foi construído todo o complexo protético implantar, constituído de fixação, pilar protético, parafuso do pilar, cilindro protético, coroa protética e parafuso protético (Figuras 32, 33, 34). Este complexo foi subdividido, posteriormente, por uma malha com cerca de 11786 elementos (Figura 35), para efetuar a análise numérica.



Figura 32. Complexo protético implantar.



Figuras 33. Complexo protético implantar em um corte em seu longo eixo.



Figuras 34. Complexo protético implantar em um corte em seu longo eixo.

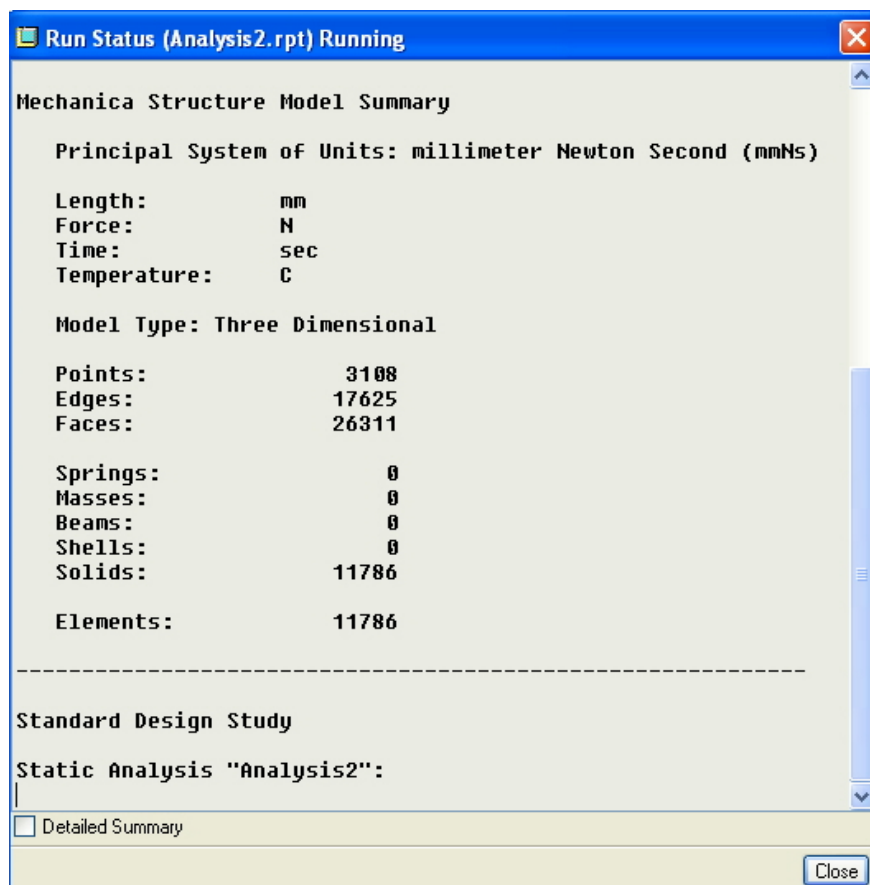


Figura 35. Número de elementos constituintes da malha.

Para cada material presente (ouro, titânio, níquel-cromo, porcelana), nas quatro combinações de componentes do complexo, anteriormente citadas, foram definidos o seu módulo de elasticidade e o seu coeficiente de Poisson (Figura 36). Estas informações permitem que o complexo protético-implantar comporte-se de forma realista durante os testes, pois sendo formado por materiais de propriedades mecânicas diferentes, apresentará diferentes tipos de deformações e/ou de concentrações de tensão. Vale ressaltar que todos os materiais presentes foram considerados como sendo homogêneos e isotrópicos, ou seja, apresentam as mesmas propriedades em todas as direções.

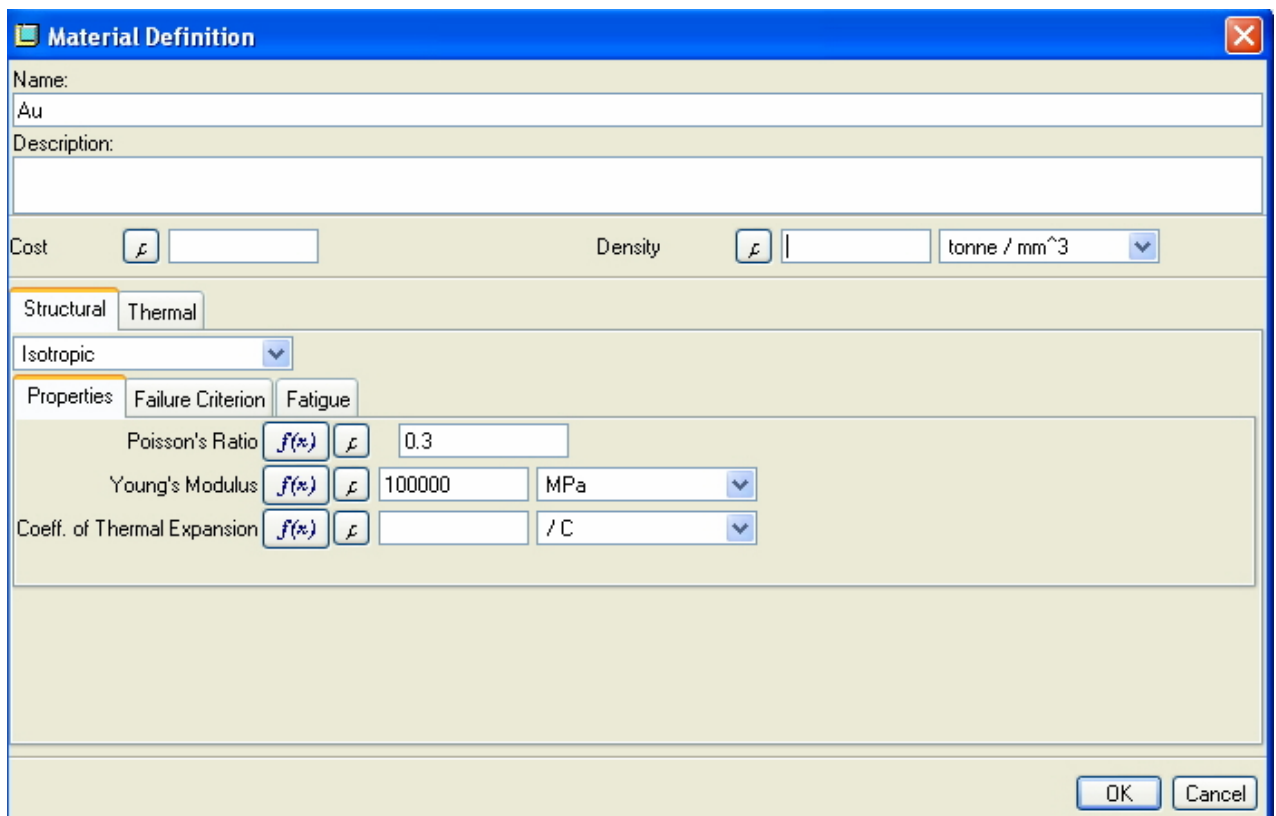


Figura 36. Definindo o Módulo de Elasticidade e o Coeficiente de Poisson.

Definidas as características de cada material, foi realizado o engastamento do implante até a cabeça da fixação, ou seja, foram criadas restrições, considerando, desta forma, que esta parte do complexo não sofreria qualquer tipo de movimentação, seja ela lateral ou ao longo do eixo (Figura 37). Assim, a análise apresentará resultados mais próximos da realidade “in vivo”, onde a fixação implantar sofre movimentações mínimas quando comparada a um dente natural.

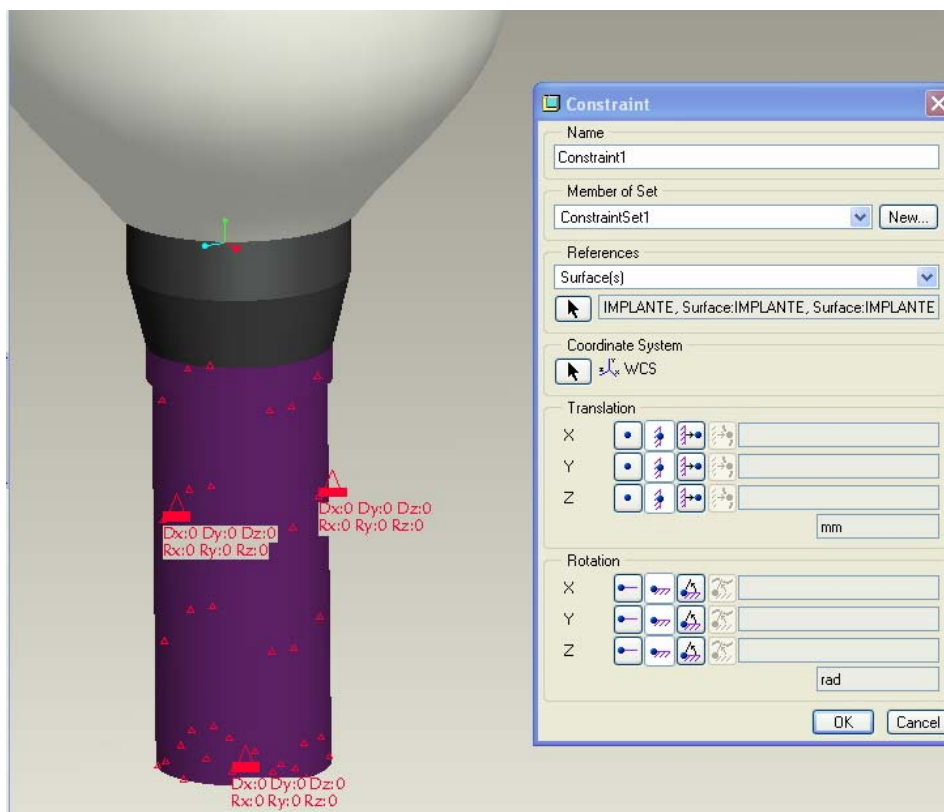


Figura 37. Engastamento do implante até a cabeça da fixação.

Estando o implante engastado, foi definido um ponto na coroa protética para a aplicação das forças de origem mastigatória (Figura 38).

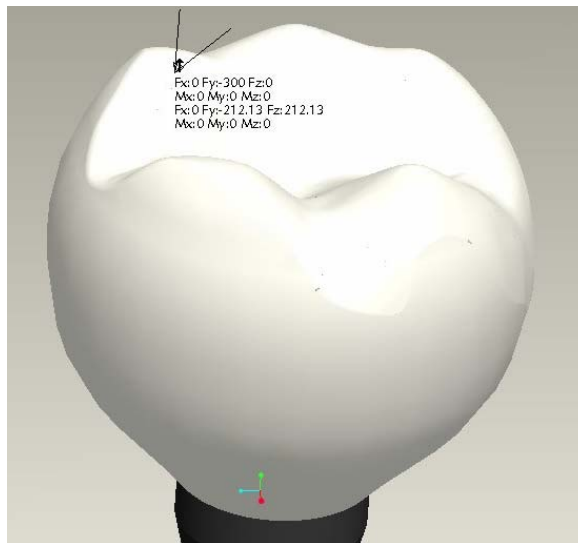


Figura 38. Definição do ponto para a aplicação das forças.

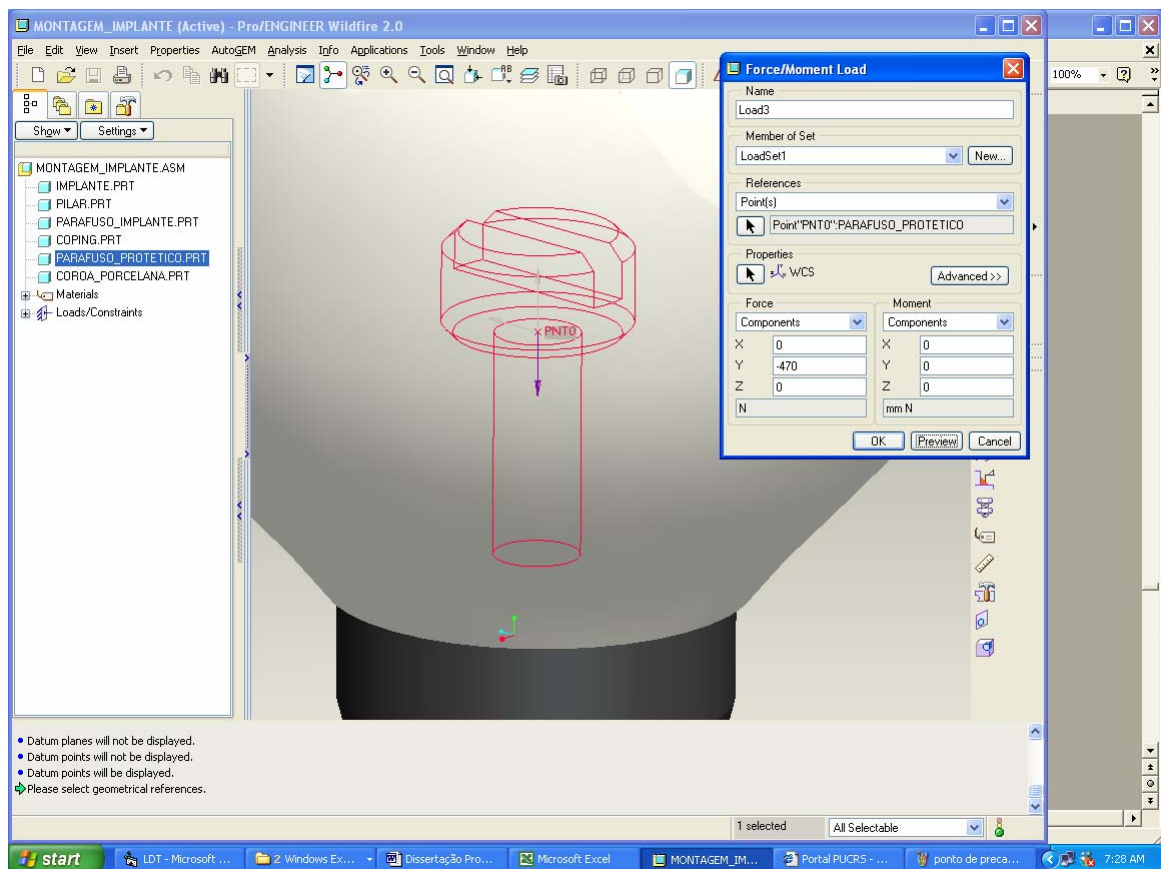


Figura 39. Definição do ponto para a aplicação da pré-carga.

A pré-carga foi definida como uma força vertical para baixo, no sentido de aperto da união, de valor igual a 470N, conforme mostrado na Figura 39.

Definido o ponto para a aplicação das forças, foi simulada uma análise estática em todo o complexo implantar (Figura 40), que definiu as forças que agem sobre todo o conjunto e, conseqüentemente, as tensões e deformações geradas internamente (Figura 41).

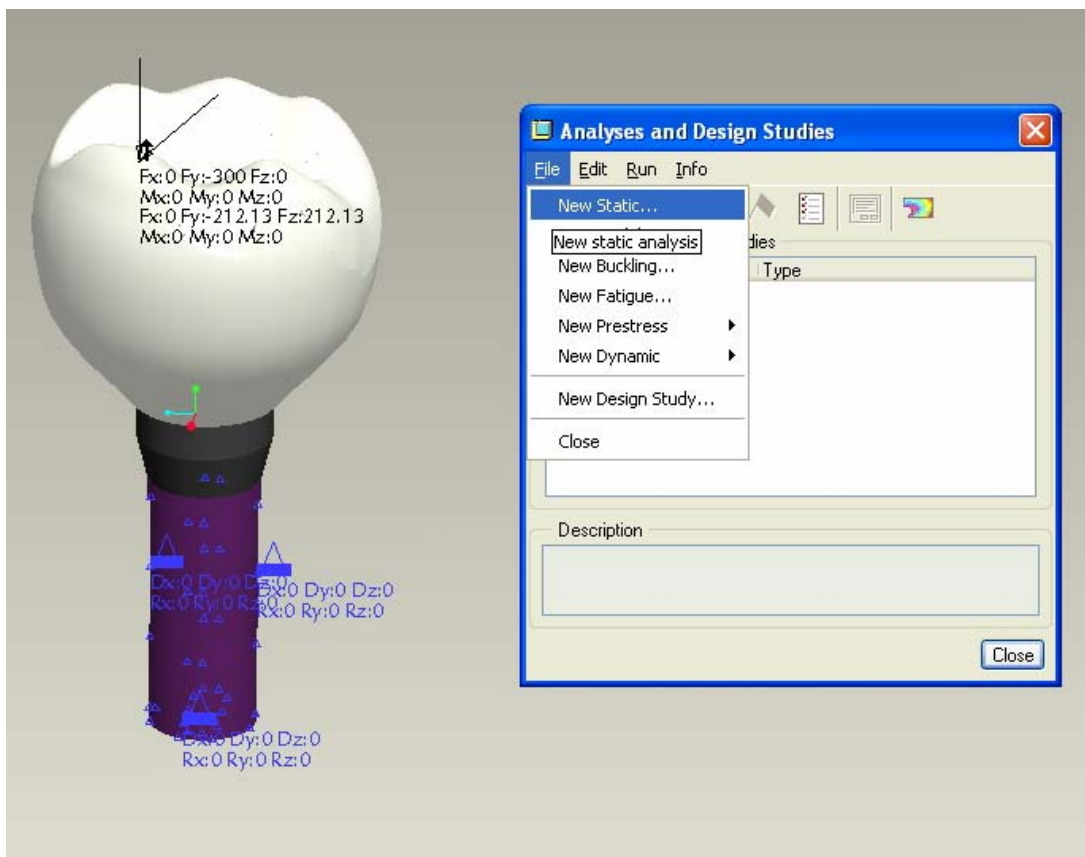


Figura 40. Análise estática no complexo implantar.

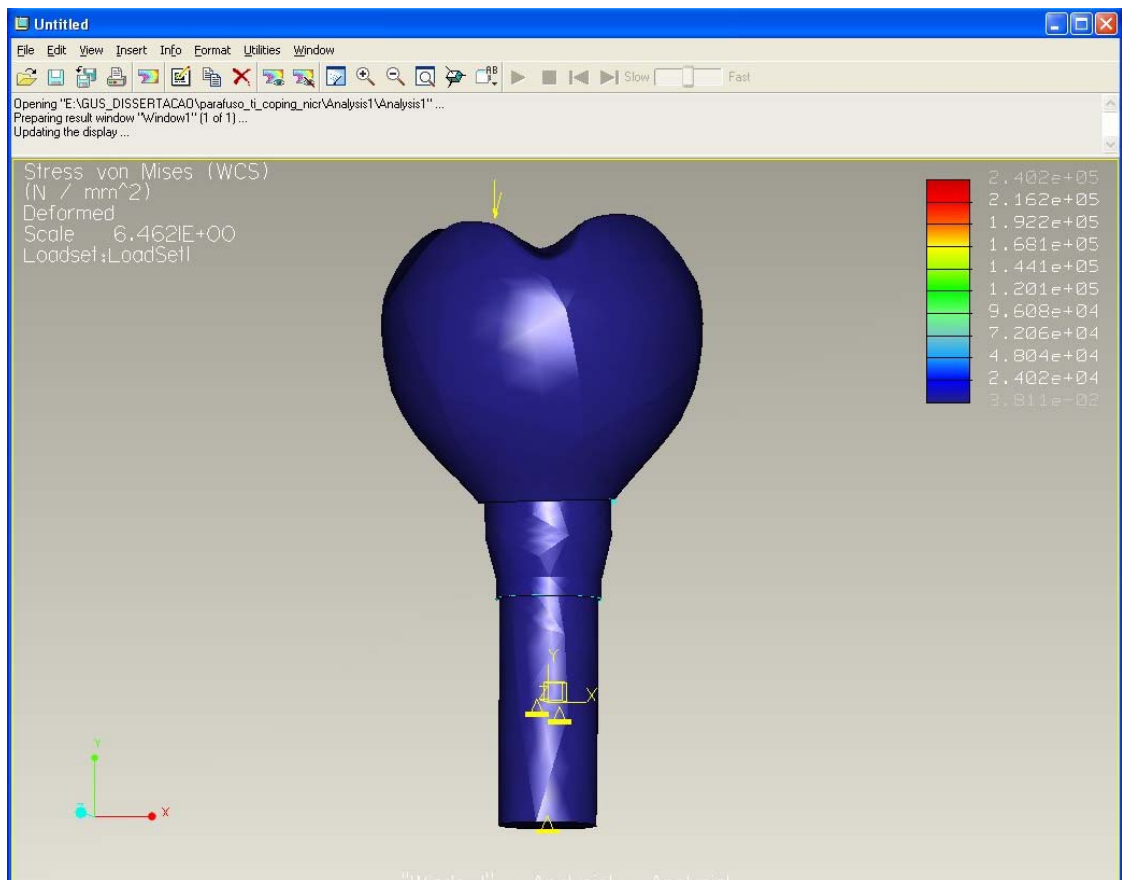


Figura 41. Simulação das tensões geradas em todo o complexo implantar.

3.4 Adequação do Método

Este método de avaliação da pré-carga (torque) aplicado sobre o parafuso protético possui a limitação de ser específico para cada fabricante. Isto porque os resultados apresentarão uma variação entre as diversas marcas comerciais. Esta variação será decorrente das diferentes composições das ligas utilizadas na confecção dos parafusos protéticos de ouro e de titânio. E, também, devido as possíveis variações de projeto (design) e na forma de fabricação destes parafusos, laminação ou forjamento. Estas variações determinam qualidades de torque distintas entre diferentes marcas comerciais e diferentes pontos de concentração de

tensão, podendo algumas estarem dentro das especificações recomendadas e outras, não. Portanto, o teste terá a sua valia para uma única marca comercial, ou como fator de comparação, quando utilizado em algumas das diversas marcas comerciais existentes no mercado.

4 DISCUSSÃO E RESULTADOS

O parafuso de retenção é visto, muitas vezes, apenas como o elemento constituinte final da reabilitação dentária protética sobre os implantes osseointegrados. Assim sendo, a sua real importância acaba por ser relegada e/ou até mesmo ignorada. Esta afirmação pode ser comprovada através da análise da pouca produção científica realizada especificamente sobre o assunto. Quando comparados os trabalhos que estudam o parafuso de retenção protético aos trabalhos produzidos sobre os demais componentes presentes no complexo implantar, nota-se quão grandes são estas diferenças quantitativas. Além disto, a utilização de próteses cimentadas sobre os pilares protéticos também favoreceu este processo de “esquecimento” do parafuso de retenção. Isto porque, muitos autores advogaram que as próteses cimentadas sobre os pilares eram superiores àquelas parafusadas aos pilares protéticos, justificando esta afirmação através do grande número de complicações, tais como o afrouxamento e fratura do parafuso de retenção; que a prótese parafusada pode apresentar.

Porém, como já foi citado anteriormente, Palacci⁵ (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. Além do que, segundo o mesmo autor, um problema potencial com a cimentação definitiva das próteses nos implantes é a perda da recuperação da restauração.

Problema também lembrado por Vigolo⁵² (2004), o qual relatou que, se ocorrer o afrouxamento do parafuso do pilar, ou se um reparo tornar-se necessário, a restauração poderá ser destruída durante o procedimento de remoção caso a vedação de cimento não frature facilmente.

Spiekermann¹ (2000) relatou que a principal causa para o afrouxamento e quebra dos parafusos protéticos inclui adaptação imprecisa da estrutura metálica, sobrecarga nas extensões distais e oclusão inadequada.

Por outro lado, afirma Nergiz⁶ (2004), o número, a posição, a dimensão e o desenho dos implantes, como também, o desenho da prótese, são fatores críticos a serem considerados durante a fase de planejamento do tratamento. Além disto, o autor relata que a razão para a fratura do parafuso é assumidamente o afrouxamento indetectado do mesmo, agravado pelos movimentos não axiais durante o carregamento protético, culminando na fratura. E, embora, a tensão inicial gerada no parafuso protético durante a pré-carga, no aperto inicial, forneça resistência mecânica contra as forças mastigatórias, sobre carregamento funcional esta tensão inicial, pré-carga, é perdida devido a um fator conhecido como fator de acomodação. Além disto, como já foi visto, Holmgren, et al.³⁵ (1998), relata que o estudo do estresse (stress) nos implantes deve incluir não apenas forças verticais e horizontais, mas também, a combinação de ambas ou de forças oblíquas, porque,

assim, serão representadas, realisticamente, as direções mastigatórias e se produzirão forças maiores que causam estragos maiores.

Tendo em vista estes conceitos, o trabalho desenvolvido obteve resultados que vão ao encontro desta busca por respostas mais concretas no entendimento do real funcionamento e das reais necessidades no desenvolvimento deste componente protético.

Através do estudo realizado em forma de planilha do Excel, os resultados mostram que mesmo sendo a força gerada no parafuso protético pela aplicação de um torque (pré-carga) maior que as forças de origem mastigatória, este componente do complexo implantar é que acaba absorvendo toda a força resultante (Tabela 8 – fragmento da planilha do Excel). Isto porque, a força no material (cilindro protético) deve ser negativa, pois, assim, este componente estará em compressão e não aumentará o braço de alavanca que age sobre o parafuso. Em todas as possibilidades reabilitadoras analisadas (parafuso protético de ouro com cilindro de ouro, parafuso protético de ouro com cilindro de níquel-cromo, parafuso protético de titânio com cilindro de ouro, parafuso protético de titânio com cilindro de níquel-cromo) este resultado foi verificado. Isto levará à perda desta pré-carga, ou seja, ocorrerá o fator de acomodação. Este fato ocasionará o afrouxamento do parafuso protético, e, não havendo a sua detecção, uma fratura por fadiga irá ocorrer. A fadiga do parafuso protético pode ser verificada pela análise dos gráficos de Goodman (Gráfico 1 e 2). Porém, não se deve esquecer que este parafuso, quando sobrecarregado, irá falhar para proteger o restante do complexo implantar.

Tabela 8. Força mastigatória x Força de pré-carga x Força Resultante no Parafuso.

Força Mastigatória - P	Resistência de prova / Limite de Escoamento	Fi (Força de Pré-Carga)	T (Torque de Pré-Carga)	Força Resultante no Material - FM	Força Resultante no Parafuso - FP
461,5	86091	470,37	10,00	-65,54	527,04

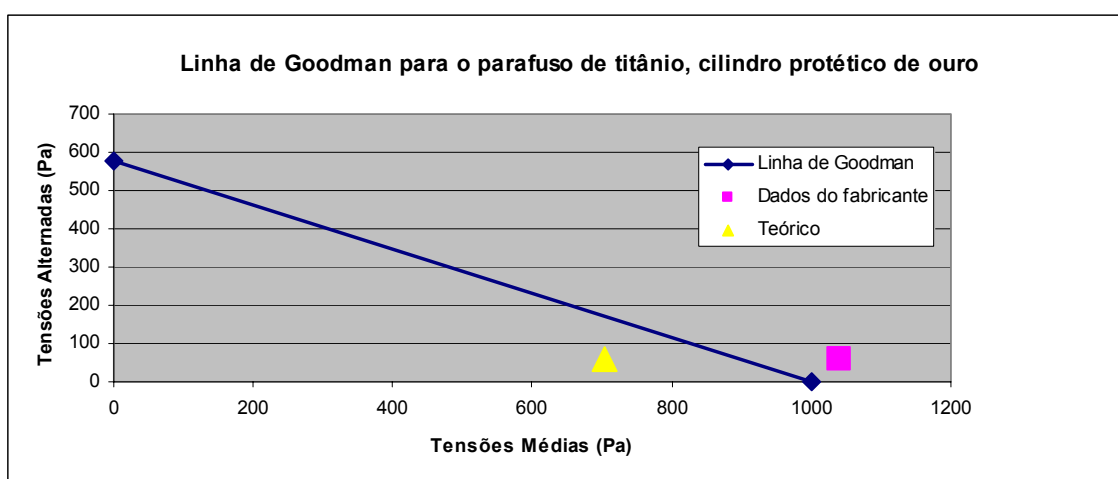


Gráfico 1. Linha de Goodman para o parafuso de titânio com cilindro de ouro.

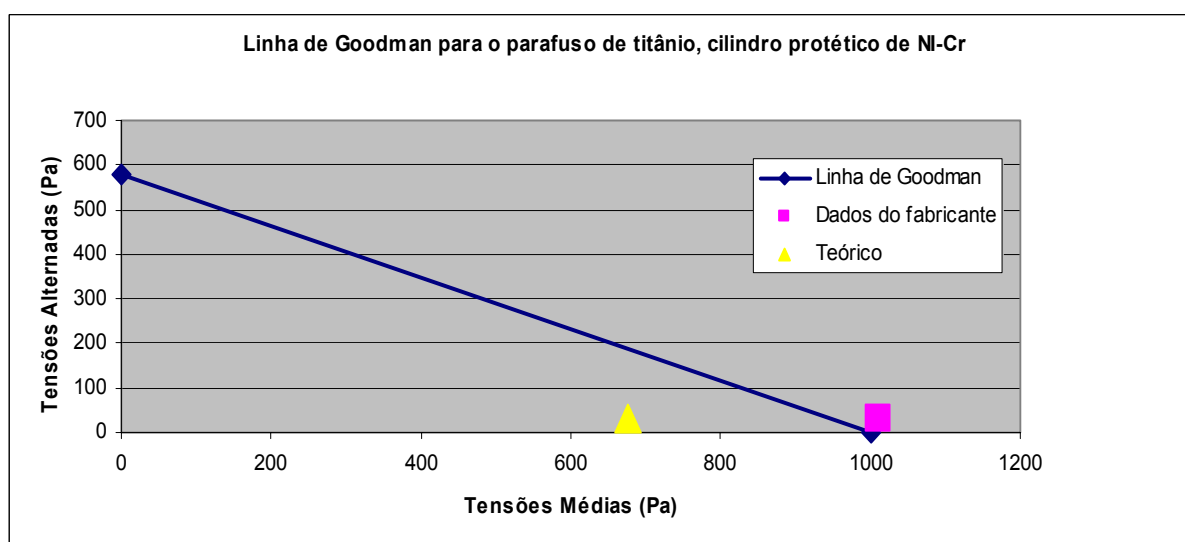


Gráfico 2. Linha de Goodman para o parafuso de titânio com cilindro de níquel-cromo.

De acordo com os Gráficos 1 e 2, o valor da pré-carga sugerida pelo fabricante, para a geometria considerada, e condições de carregamento assumidas, o parafuso de titânio estaria na zona de fadiga, que é a zona mais afastada da origem do gráfico, a partir da linha traçada, para ambos os casos estudados. Analisando o valor das forças resultantes no parafuso FP, para os casos dos cilindros (copings) de ouro e de níquel-cromo, estas foram de 527N e 499N, respectivamente, para a pré-carga sugerida pelo fabricante. Vê-se que estas tensões ultrapassam o limite de resistência de prova do componente, que foi obtido na literatura como sendo de 413N.

Segundo os cálculos realizados pela planilha, as pré-cargas mínimas, para não haver afrouxamento do parafuso de titânio, seriam de 8,61 N.cm e 9,18 N.cm, para os cilindros (copings) de ouro e de níquel-cromo, respectivamente. Os torques de aperto sugeridos pela teoria de uniões aparafusadas foram de 8,43 N.cm, para ambos os casos. Conclui-se com isto que, caso não falhe durante o aperto, o parafuso de titânio estaria dentro da zona de deformação plástica do material. Isto provocaria a ocorrência da falha posterior por fadiga, o que pode ser observado nos gráficos anteriores.

Já para o parafuso de ouro, as pré-cargas mínimas, para não haver afrouxamento, foram de 8,72 N.cm e 9,25 N.cm, para os cilindros (copings) de ouro e de níquel-cromo, respectivamente. Os torques de aperto sugeridos pela teoria de uniões aparafusadas é de 15,38 N.cm, para ambos os casos. Conclui-se com isto que a pré-carga de 10 N.cm sugerida pelo fabricante satisfaz as condições de trabalho da união.

Além disto, as características apresentadas pelo parafuso também influenciarão nesta perda precoce da tensão gerada no seu interior pela aplicação de um torque. Os parafusos analisados mostraram possuir roscas fabricadas através do processo de corte, o que deixa este parafuso mais suscetível à falhas. Este processo apresenta várias desvantagens em relação ao processo de laminação, como foi visto anteriormente. Mas vale lembrar que o processo de laminação, por realizar a conformação a frio encrua e aumenta a resistência do material de rosca, cria raios de raiz e crista e introduz tensões residuais de compressão benéficas nas raízes das roscas. A alteração na forma do material causa uma reorientação dos grãos do material (Figura 6, p. 41) para a forma de rosca. O corte de roscas, em contraste, interrompe os grãos. Roscas confeccionadas através do processo de corte apresentarão menor resistência ao cisalhamento (Figura 26, p. 74), como pôde ser verificado através do teste de tração que foi realizado. Assim, este cisalhamento das roscas poderá levar ao afrouxamento do parafuso protético. Em qualquer aplicação em que a carga nos fixadores seja alta e onde cargas causadoras de fadiga estiverem presentes, roscas laminadas devem ser sempre utilizadas.

Outro fator levantado através deste estudo é da qualidade do coeficiente de atrito do parafuso. Quanto menor for este coeficiente, maior poderá ser a tensão gerada internamente no parafuso pela aplicação de uma pré-carga, pois, para um mesmo valor de torque, ter-se-á um valor de força de pré-carga maior.

Passando para a avaliação por elementos finitos, foi possível identificar que as deformações encontram-se, nitidamente, na região da haste do parafuso (Figura 42).



Figura 42. Deformação na haste do parafuso protético.

Esta deformação gera tensões sob a cabeça do parafuso protético. Tendo sido geradas independentemente da combinação de materiais utilizada (Figuras 43, 44, 45, 46).

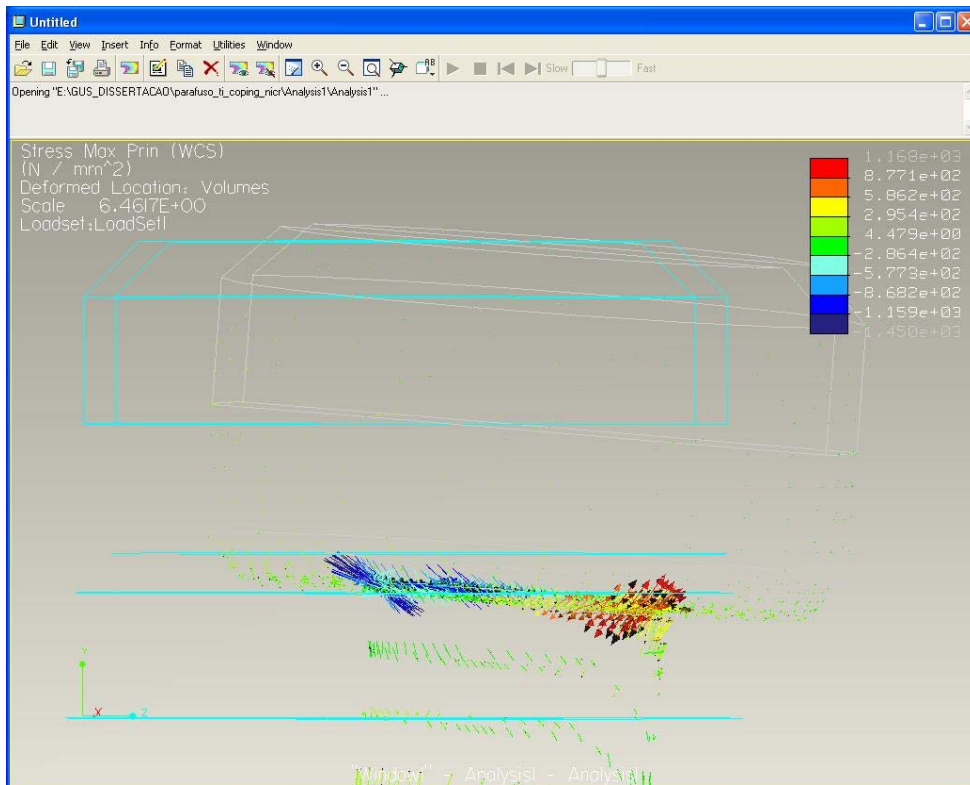


Figura 43. Parafuso de Titânio com coping de Níquel-Cromo.

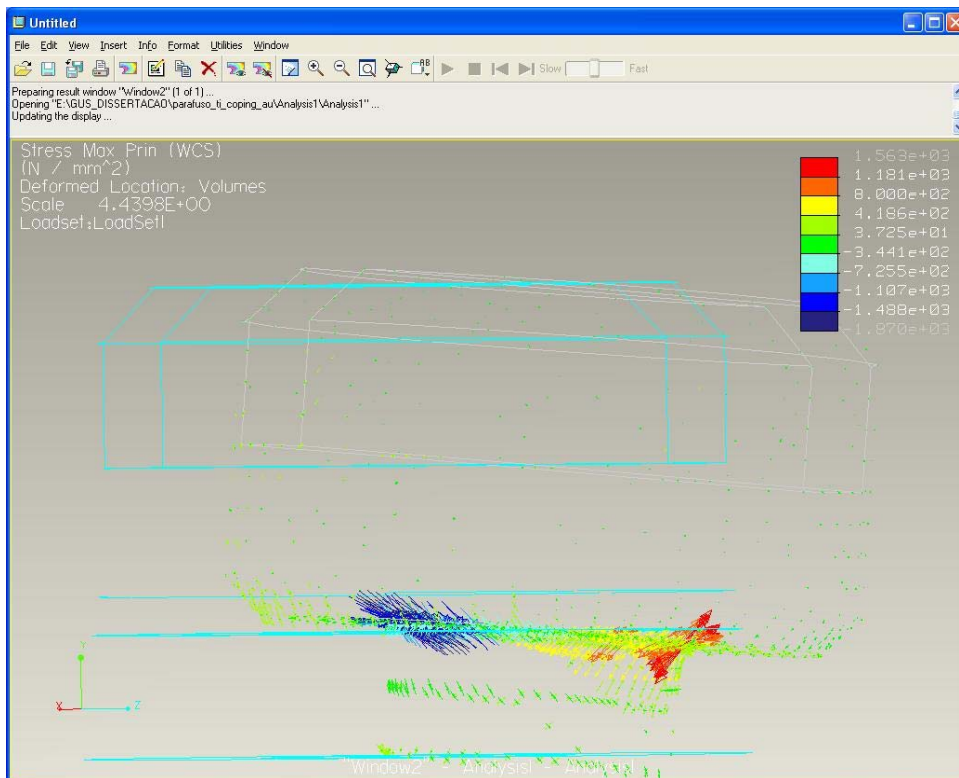


Figura 44. Parafuso de Titânio com coping de Ouro.

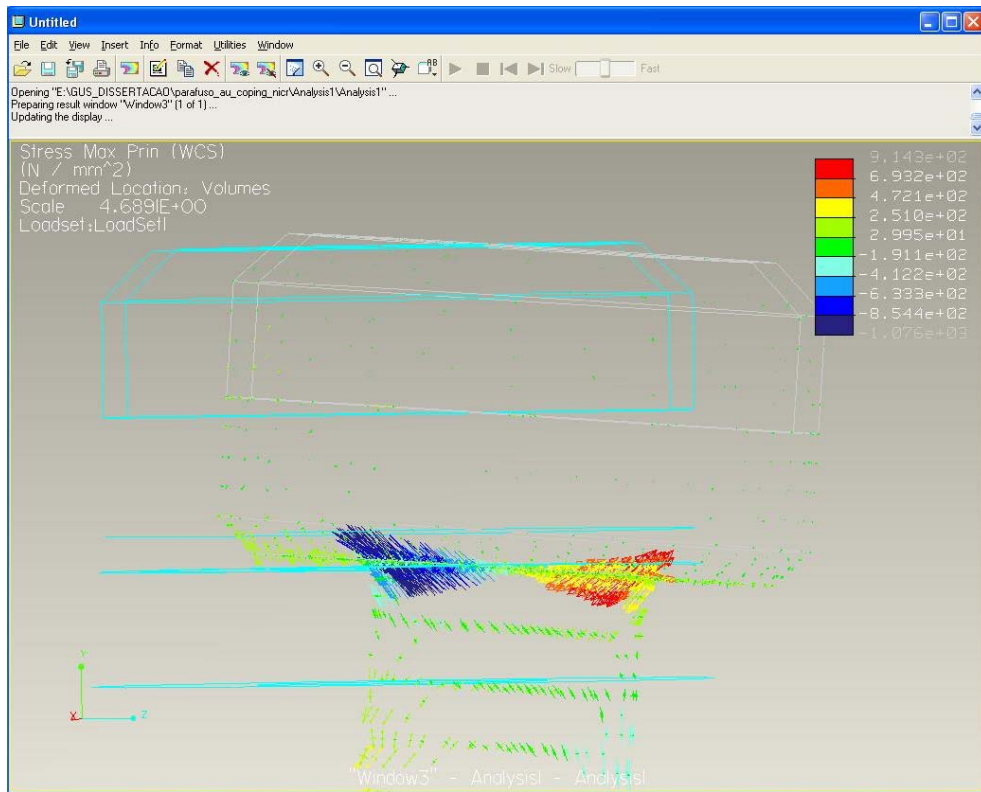


Figura 45. Parafuso de Ouro com coping de Níquel-Cromo.

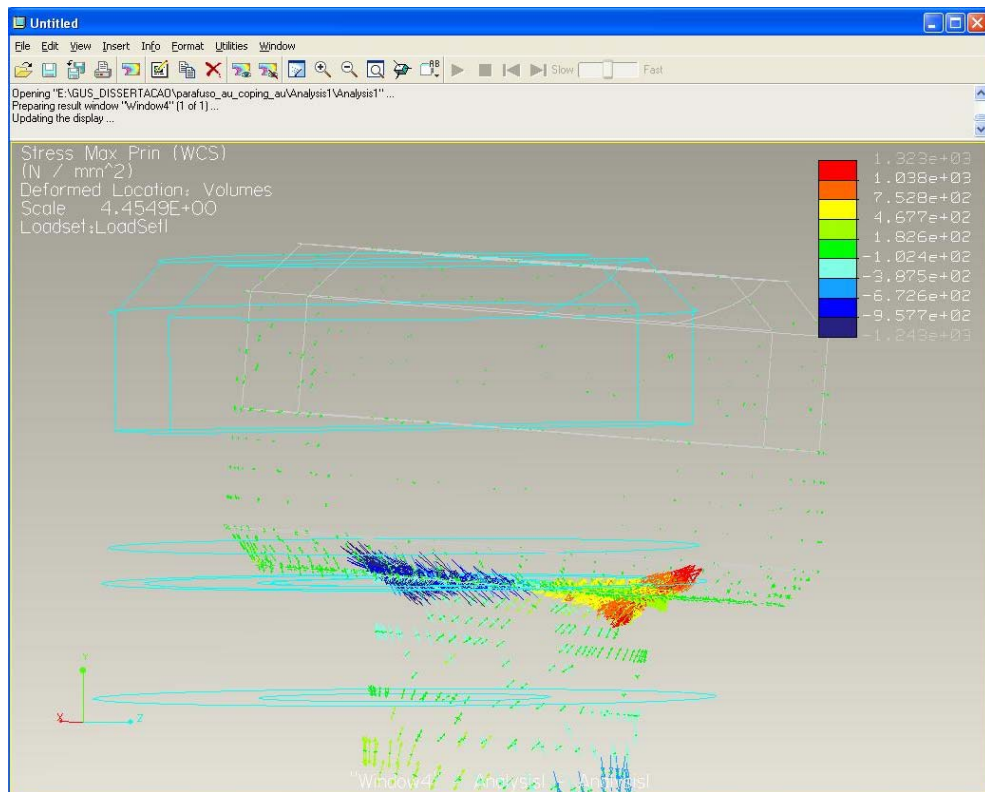


Figura 46. Parafuso de Ouro com coping de Ouro.

Os valores máximos de tensões encontrados para os casos mostrados nas figuras 43 a 46 foram de 1168 MPa, 1563 MPa, 914 MPa e 1323 MPa, respectivamente. Estes níveis de tensões, em qualquer dos casos, podem levar ao aparecimento de uma trinca junto à cabeça do parafuso, que se estenderá e levará o parafuso a fraturar por fadiga (Figura 47). Estes dados demonstram que o parafuso protético está sobre constante deformação. Porém o problema ocorrerá quando esta deformação passar de um estado elástico para um estado plástico.

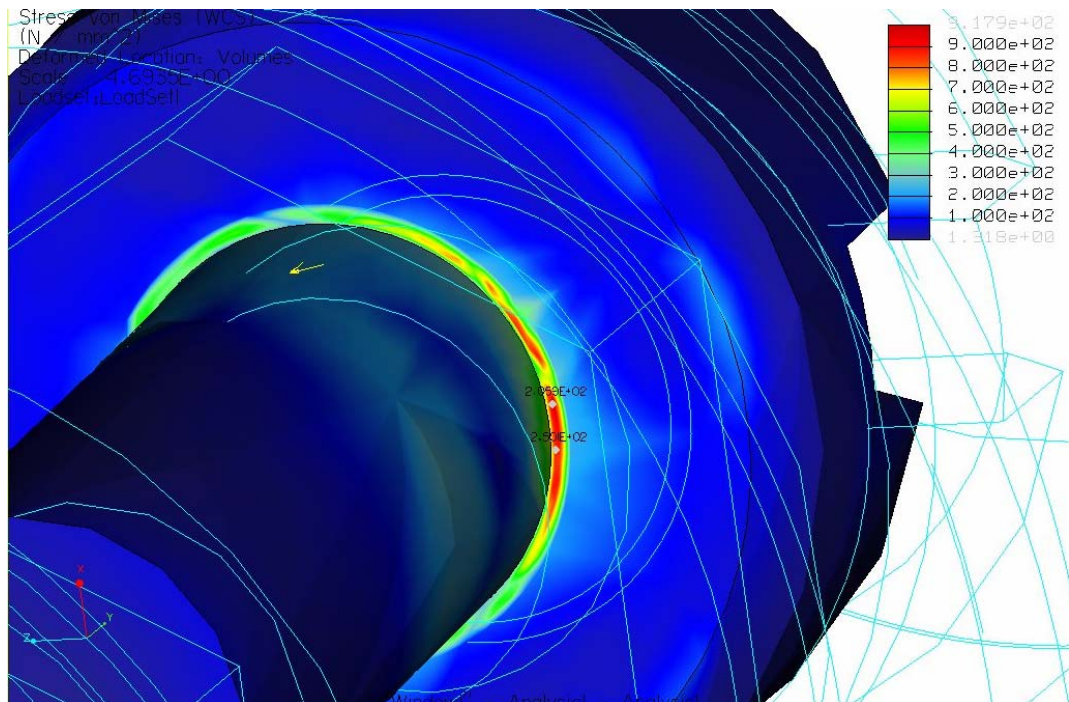


Figura 47. Tensões sob a cabeça do parafuso protético favorecendo o aparecimento de trincas.

Portanto, como ressaltou Taylor⁷ (2000, p. 68) “componentes restaurativos dos implantes são claramente dependentes do material e do desenho” e “força e resistência à falha por fadiga devem ser o foco de futuras pesquisas e desenvolvimento de componentes implantares”.

5 CONCLUSÕES

Segundo as análises realizadas, foi possível concluir sobre alguns aspectos importantes para o entendimento e melhor funcionamento dos parafusos protéticos:

- O torque recomendado pelo fabricante está adequado, pois gera forças internamente no parafuso protético maiores que as forças de origem mastigatória.
- Um menor coeficiente de atrito no parafuso protético possibilitará uma maior tensão gerada internamente no parafuso pela aplicação de uma pré-carga, pois, para um mesmo valor de torque (10 Ncm), ter-se-á um valor de força de pré-carga maior, possibilitando gerar forças de maior magnitude no interior do parafuso.
- O processo de fabricação ideal dos parafusos protéticos é o de laminação, pois encrua e aumenta a resistência do material de rosca, cria raios de raiz e crista e introduz tensões residuais de compressão benéficas nas raízes das roscas. Este processo de fabricação permitirá que o cisalhamento das roscas do parafuso não ocorra com demasiada freqüência e, conseqüentemente, evitará o afrouxamento do mesmo por falha das roscas.

➤ Uma mudança no projeto do parafuso original (Figura 48) permitirá uma dissipação das tensões localizadas na haste sob a cabeça do mesmo. Assim, fraturas por fadiga terão um menor índice de ocorrência. Esta mudança no projeto (design) pode ser feita pelo acréscimo de um raio de alívio. Foram testados alguns valores de raio de arredondamento e verificado que com cerca de 0,4 mm de raio, entre a cabeça do parafuso protético e sua haste (Figura 49), uma menor concentração de tensões em todas as combinações possíveis (Figuras 50, 51, 52 e 53) é obtida. Também será necessário mudar o desenho do cilindro protético (coping) para receber este parafuso modificado (Figura 54).

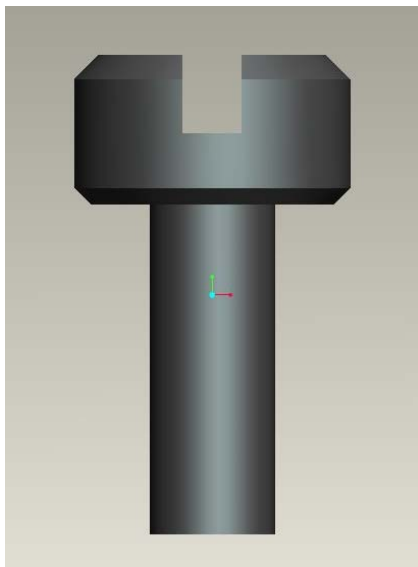


Figura 48. Parafuso original.

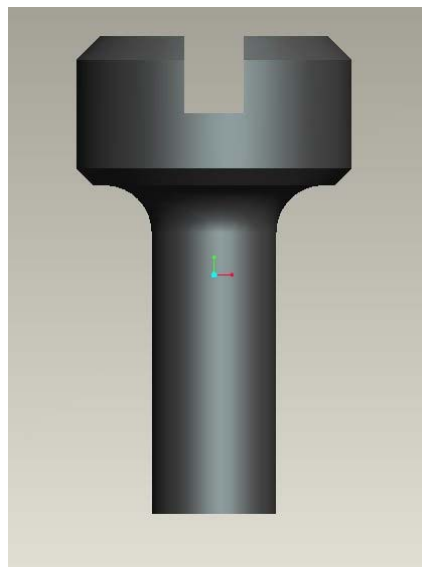


Figura 49. Parafuso com raio de alívio.

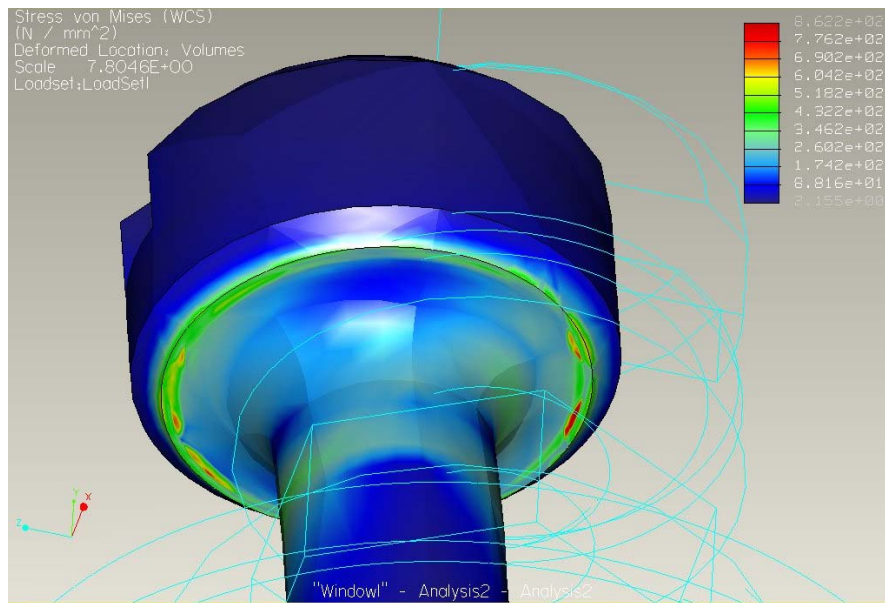


Figura 50. Parafuso de Titânio com raio de alívio com coping de Ni-Cr.

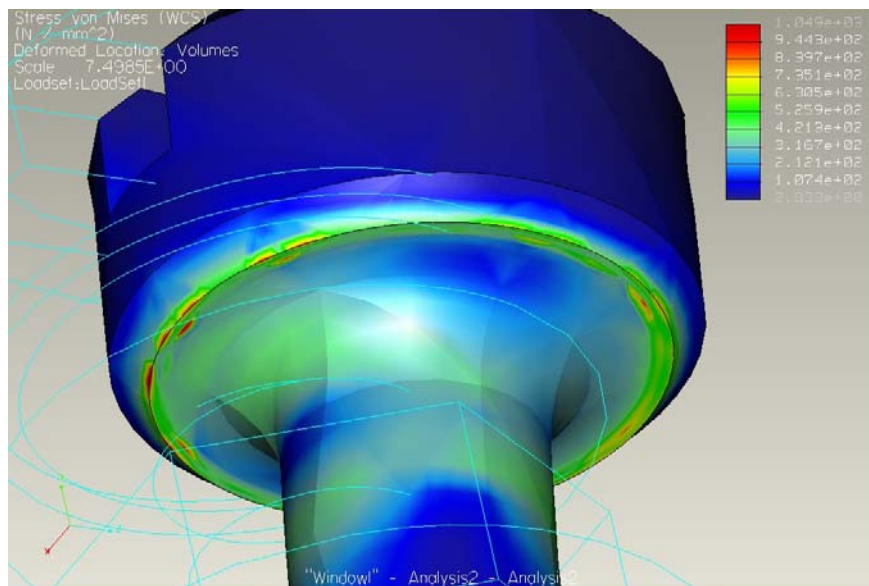


Figura 51. Parafuso de Titânio com raio de alívio com coping de ouro.

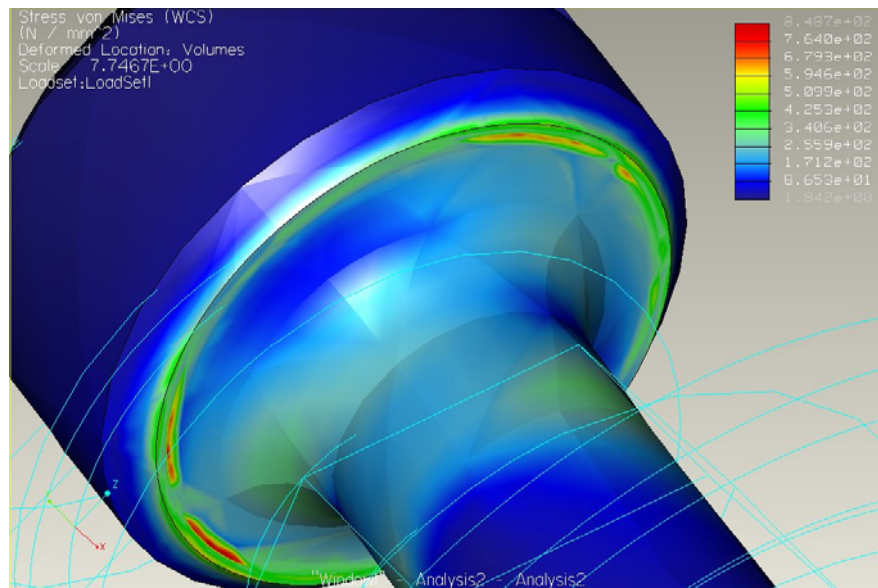


Figura 52. Parafuso de Ouro com raio de alívio com coping de Ni-Cr.

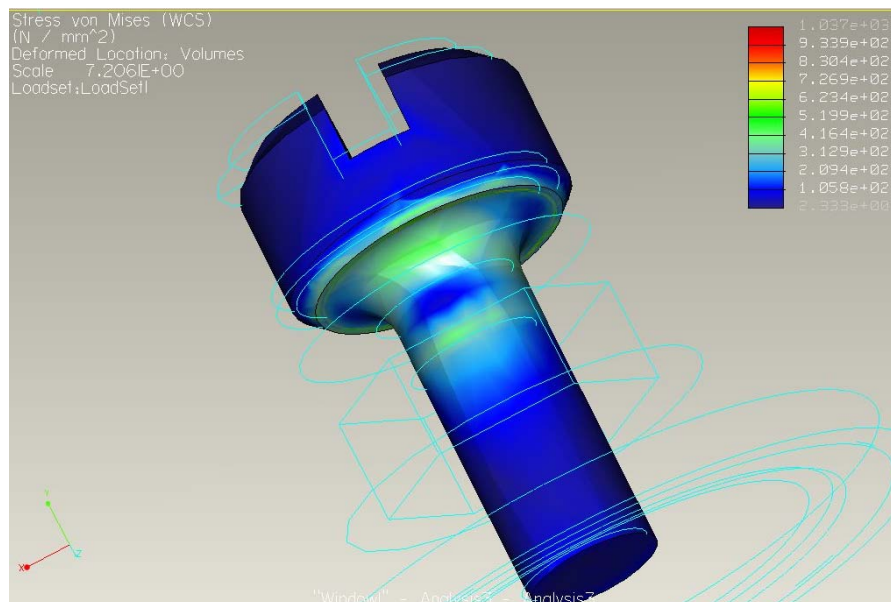


Figura 53. Parafuso de Ouro com raio de alívio com coping de ouro.

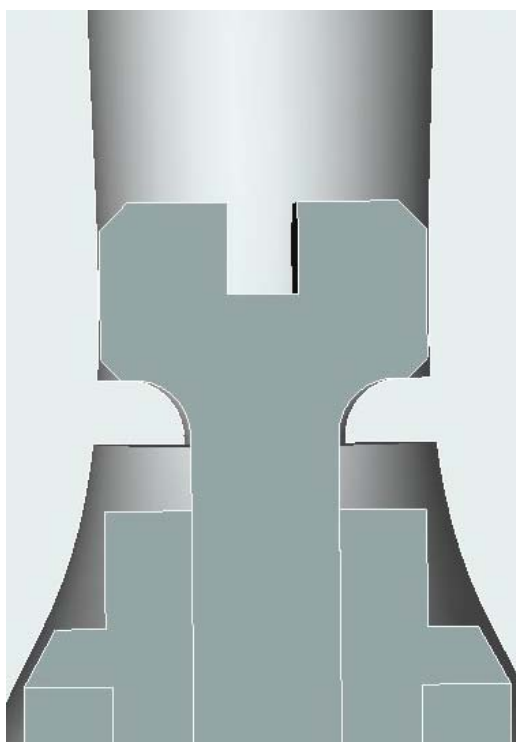


Figura 54. Adaptação no coping protético para parafusos com raio de alívio.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- SPIEKERMANN, H. Implantologia. Porto Alegre: Artes Médicas, 2000.
- 2- JAARDA, M.J. Biomecânica. IN: WORTHINGTON, P; LANG, B.R.; LAVELLE, W.E. Osseointegração na Odontologia, Uma Introdução: São Paulo, Quintessence Editora, 1996.
- 3- MISCH, C.E. Implantes dentários contemporâneos. São Paulo: Santos, 2000.
- 4- HEBEL, K.S.; GAJJAR, R.C. Restaurações implantossuportadas retidas por parafusos vs cimentadas: obtenção de oclusão ótima e estética em implantodontia. Journal de Clínica em Odontologia, Brasil, 1998/1999; ano 1, n. 2: 14-23.
- 5- PALACCI, P. Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management. Illinois: Quintessence, 2001.
- 6- NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.; SHAHIN, R. Removal of a fractured implant abutment screw: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2004; v. 91, n. 6: 513-7.
- 7- TAYLOR, T.D. et al. Implant Prosthodontics: current perspective and future directions. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000; v. 15, n. 1: 66-75.
- 8- WORTHINGTON, P.; LANG, B.R.; LAVELLE, W.E. Osseointegração na Odontologia, Uma Introdução. São Paulo: Quintessence Editora, 1996.

9- TEIXEIRA, E.R. Superfícies dos implantes: o estágio atual. IN: DINATO, J. C.; POLIDO, W. D. (eds). Implantes Osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes Médicas, 2001.

10- RAZZOOG, M.E. Aplicações Intra-Orais dos Implantes. IN: WORTHINGTON, P.; LANG, B. R.; LAVELLE, W.E. Osseointegração na Odontologia, Uma Introdução. São Paulo: Quintessence Editora, 1996.

11- Pesquisa revela: Brasil tem 24,5 milhões de desdentados. JORNAL DO CONSELHO FEDERAL DE ODONTOLOGIA, mar/abr de 2004; ano 12, n. 59, p. 6.

12- Levantamento das Condições de Saúde da População Brasileira. INFORME DA ATENÇÃO BÁSICA SB BRASIL, jul/ago de 2004; ano V.

13- GENG, J.P. et al. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2001; v. 85, n. 6: 585-97.

14- NORTON, R.L. Projeto de Máquinas: uma abordagem integrada, 2ª edição. Porto Alegre: Bookman Companhia Editora, 2004.

15- OLIVEIRA, N.C.G. Roscas e Parafusos. São Paulo: Grêmio Politécnico, 1980.

16- ALBUQUERQUE, O.A.L.P. Elementos de Máquinas. Rio de Janeiro: Guanabara dois, 1980.

17- SHIGLEY, J.E. Elementos de máquinas. Rio de Janeiro: LTC, 1984. 1 v.: il.

18- GULHÁEV, A.P. Metais e suas ligas – Tomo 1. Moscou: Mir Moscovo, 1981.

19- BOYER, H.E.; GALL, T.L. Metals Hand Book – desk edition. Ohio: American Society for Metals, 1985.

20- MEYER, K.R.M. Análise comparativa da precisão e compatibilidade entre componentes de sistemas de implantes nacionais e estrangeiros. Porto Alegre, Dissertação (Mestrado em Odontologia), Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2000.

21- LANG, L.A. et al. Finite element analysis to determinate implant preload. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2003; v. 90, n. 6: 539-46.

22- ALKAN, I.; SERTGÖZ, A. e EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preload dental implant screws. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2004; v. 91, n. 4: 319-25.

23- ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S. e EHRENBURG, D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2000; v. 83, n. 4: 450-5.

24- KHRAISAT, A. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of external hexagon implant system. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2004; v. 91, n. 4: 326-34.

25- RENOUIARD, F. e RANGERT, B. Fatores de Risco no Tratamento com Implantes: Evolução Clínica e Conduta. São Paulo: Quintessence, 2001.

26- RICHTER, E.J. In Vivo Vertical Forces on Implants, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1995; v.10, n.1: 99-107.

27- DEJAK, B.; MTOTKOWSKI, A.; ROMANOWICZ, M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2003; v. 90, n. 6: 591-7.

28- CRAIG, R.G.; POWERS, J.M. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002. p. 68-9.

29- YOKOYAMA, S. et al. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2004; v. 91, n. 3, p. 234-40.

30- MARTIN, R. et al. Biomechanics. IN: SCORTECCI, G. M.; MISCH, C. E.; BENNER, K. (eds). *Implants and Restorative Dentistry*. London: Martin Dunitz, 2001.

31- WATANABE, F. et al. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*, 2003; v. 91, p: 31-36.

32- BRUNSKI, J.B.; SKALAK, R. Biomechanical Considerations. IN: WORTHINGTON, P. e BRANEMARK, P.I. *Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region*. Illinois: Quintessence, 1992.

33- ESKITASCIOGLU, G.; et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004; v. 91, n. 2: 144-50.

34- HIMMLOVÀ, L. et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004; v. 91, n. 1: 20-5.

35- HOLMGREN, E.P. et al. Evaluating parameters of osseointegrated implants using finite element analysis – a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *Journal of Oral Implant*, 1998; v. 24, p: 80-8.

36- ÖHRNELL, L.O.; PALMQUIST, J.; BRANEMARK, P.I. Single Tooth Replacement. IN: WORTHINGTON, Philip e BRANEMARK, Per-Ingvar. *Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region*. Illinois: Quintessence, 1992.

37- OCHIAI, K. et al. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003; v. 89, n. 5: 495-502.

38- ENGELMAN, M. *Clinical decision making and treatment planning in osseointegration*. Chicago: Quintessence; 1996. p. 82-5.

39- JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a one-year report from a multicenter prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1991; v. 6, p: 29-36.

40- JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1991; v. 6, p: 270-6.

41- JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and Complications in 127 Consecutively Placed Fixed Partial Prostheses Supported by Branemark Implants: From Prosthetic Treatment to First Annual Checkup. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1992; v. 7, n.1: 40-4.

42- NAERT, I. et al. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for treatment of partial edentulism. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992; v. 7, p: 40-4.

43- WIE, H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. *Clinical Oral Implants Research*, 1995; v. 6, p: 47-53.

44- SCHULTE, J.K. e COFFEY, J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dentistry*, 1997; v. 6, p: 28-31.

45- GOODACRE, C.J. et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003; v. 90, n. 2: 121-32.

46- LEE, Juneseok; et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002; v. 88, n. 4: 402-8.

47- WATANABE, F. et al. Analysis of Stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. *The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000; v.15, n. 2: 209-18.

48- KIM, W.D.; JACOBSON, Z.; NATHANSON, D. In Vitro Stress Analyses of Dental Implants Supporting Screw-Retained and Cement-Retained Prostheses. *Implant Dentistry*, 1999; v.8, n.2:141-50.

49- BICKFORD, J.H. An introduction to the design and behaviour of bolted joints. New York: Marcel Dekker; 1995. p. 515-64.

50- TOPARLI, M. & SASAKI, S. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2003; v. 30, p: 921-26.

51- JAARDA, M.J. et al. Ultimate Tensile Strength of Five Interchangeable Prosthetic Retaining Screws. *Implant Dentistry*, 1996; v. 5, n. 1: 16-9.

52- VIGOLO, P. et al. Cemented versus Screw-Retained implant-supported single-tooth crowns: A 4-year prospective clinical study. *The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004; v.19, n. 2: 260-65.

ANEXO A: PLANILHA DO MS EXCEL

trabalho5									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Dados geométricos do parafuso protético para cálculo do torque necessário (pré-carga)								
2									
3	Diâmetro primitivo d	Comprimento L	At*	Lm	Dext	Dp-Dr			
4									
5	0.1063	0.0687	0.004797272	0.284	0.136	0.07815418			
6	0.1063	0.0687	0.004797272	0.284	0.136	0.07815418			
7	0.1063	0.0687	0.004797272	0.284	0.136	0.07815418			
8									
9									
10	0.1063	0.0687	0.004797272	0.284	0.136	0.07815418			
11	0.1063	0.0687	0.004797272	0.284	0.136	0.07815418			
12	0.1063	0.0687	0.004797272	0.284	0.136	0.07815418			
13	cm	cm	cm ²	cm					
14									
15									
16	*Retirado da tabela 6.2, pág 214. Shingley								
17	Calculado usando $at = \pi/4 * ((dp+dr)/2)^2$								
18									

Figura A1: dados geométricos do parafuso protético.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
1																
2																
3																
4																
5																
6																
7																
8																
9																
10																
11																
12																
13																
14																

Figura A2: Planilha Excel para o parafuso de titânio.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1																		
3	Módulo de Elasticidade do Parafuso EP	Módulo de Elasticidade do Coping - EM	Rigidez do Coping - KM	Rigidez do Parafuso - KP	Força Mastigatória - P	Resistência de prova / Limite de escoamento	Fi (Força de Pré-Carga)	T (Torque de Pré-Carga)	Força Resultante no Material - FM	Força Resultante no Parafuso - FP	FP+FM							
4		OURO																
5	10000000	10000000	10334504.54	1291813.07	4615	157173	470.37	10.00	-60.14	521.64	461.50	FABRICANTE	5344.47	103393.31	8.72			
6	10000000	10000000	10334504.54	1291813.07	4615	157173	565.50	15.38	-155.28	616.78	461.50	TEORIA	5344.47	123224.22	8.72			
7	10000000	10000000	10334504.54	1291813.07	4615	157173	565.50	15.38	-155.28	616.78	461.50	MÍNIMA	5344.47	123224.22				
8																		
9																		
10																		
11	10000000	20500000	2185734.31	1291813.07	4615	157173	470.37	10.00	-35.39	496.89	461.50	FABRICANTE	2764.38	100813.22	9.25			
12	10000000	20500000	2185734.31	1291813.07	4615	157173	565.50	15.38	-130.52	592.02	461.50	TEORIA	2764.38	120644.13	9.25			
13	10000000	20500000	2185734.31	1291813.07	4615	157173	434.98	9.25	0.00	461.50	461.50	MÍNIMA	2764.38	93436.13				
14	Mcm^2	Mcm^2			N	Mcm^2	N	N,cm	N	N	N		Mcm^2	Mcm^2	N,cm			
15																		

Figura A3: Planilha Excel para o parafuso de ouro.

**ANEXO B: ARTIGO SUBMETIDO AO DENTAL MATERIALS
JOURNAL-THE JAPANESE SOCIETY FOR DENTAL
MATERIALS AND DEVICES**

Category: **Original Paper**

CREATING THREE-DIMENSIONAL TOOTH MODELS COMPATIBLE WITH
CAD/CAE/CAM SOFTWARE FROM TOMOGRAPHIC IMAGES

Authors: **Isaac Newton Lima da Silva, Gustavo Frainer Barbosa, Rodrigo Greco,
Maria Cecília Beltrão, Luiz Henrique Burnett**

Institution: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

Address: **Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica, Prédio 30,
Bloco 6, Sala 167, Av. Ipiranga, 6681, Caixa Postal 1429, CEP 90619-900. Porto
Alegre - RS – Brasil**

CREATING THREE-DIMENSIONAL TOOTH MODELS COMPATIBLE WITH CAD/CAE/CAM SOFTWARE FROM TOMOGRAPHIC IMAGES

Key words: Computer Aided Design, Reverse Engineering, and Tooth Model.

SYNOPSIS

The use of Finite Element Analysis (FEA) is becoming very frequent in Dentistry. However, most of the three-dimensional models presented by the literature for teeth are limited in terms of geometry. Discrepancy in shape and dimensions can cause wrong results to occur. Sharp cusps and faceted contour can produce stress concentrations, which are incoherent with the reality. The aim of this work was the processing of tomographic images in order to develop an advanced three-dimensional reconstruction of the anatomy of a molar tooth and the integration of the resulting solid with commercially available CAD/CAE software. The obtained tooth model showed very accurate shape and dimensions, as it was obtained from real tooth data. That model was compatible with the commercially available CAD/CAE software; from the encouraging results obtained this far, future studies will continue to include the differentiation of the areas and the properties of the dental components.

INTRODUCTION

In the material science, to develop new or any materials, tools are needed to help obtain the expected results. These instruments allow the approach of the ideal design with the best mechanical qualities of the material in development. Odontology, like other sciences that need constant material improvement, is one that uses technology from material science to reach the excellence in the patient's buccal health treatment. FEA is one of these tools that are constantly used to create or to analyze the odontological materials. This can be seen in works by Sevimay, et al.¹ (2005); Alkan, et al.² (2004); Eskitascioglu, et al.³ (2004); Himmlová, et al.⁴ (2004); Yokohama, et al.⁵ (2004); Dejak, et al.⁶ (2003); Hansson & Werke⁷ (2003); Lang, et al.⁸ (2003); Simon, et al.⁹ (2003); Watanabe, et al.¹⁰ (2003); Lin, et al.¹¹ (2001), among others. Bathe¹² (1996) gives an account of the finite element that is one of the most frequently used methods in stress analysis. And he also emphasizes that the results of the FEA computation depend on many individual factors, such as material properties, boundary condition, interface definition, and also on the overall approach to the model. Geng¹³ (2001) says that the properties of the materials include density, Young's modulus and Poisson's ratio. However, many 3-dimensional FEA studies do not reproduce the real anatomic design of dental element, or consider all the dental components homogeneous, isotropic and linearly elastic. In these cases the results give us only an approximate idea, not the real data. So it is important to see that some distortion or erroneous information in the mechanical models will be decisive in the success tax rates of odontological treatment. With real information we can develop better materials in all dentistry areas, such as endodontic, prostheses, implant, like others too.

Therefore, the purpose of this study was to create a computerized model of a human dental element with a realistic anatomy. The entire process for obtaining the biomodel is presented here. The methodology could be extended to other models other than a tooth.

MATERIALS AND METHODS

A software was created, which allowed the opening of tomographic images, their segmentation to extract the tooth contour, and the exportation of the relevant information to a format that could be opened by an engineering software. The resulting three-dimensional solid model can be applied to the development of finite element studies of dental implants. The software chosen for this study was the Pro/Engineer WildFire 2.0, made by the PTC. The release of the software comes with 55 modules. The modules used in here were the Foundation, used to open the tooth geometric data converted by the developed Medical Imaging Software – MiS2, and REX (Reverse Engineering Extension), which is a partnership with another developer called Raindrop Geomagic, used to create the tooth external surface and, then, the solid.

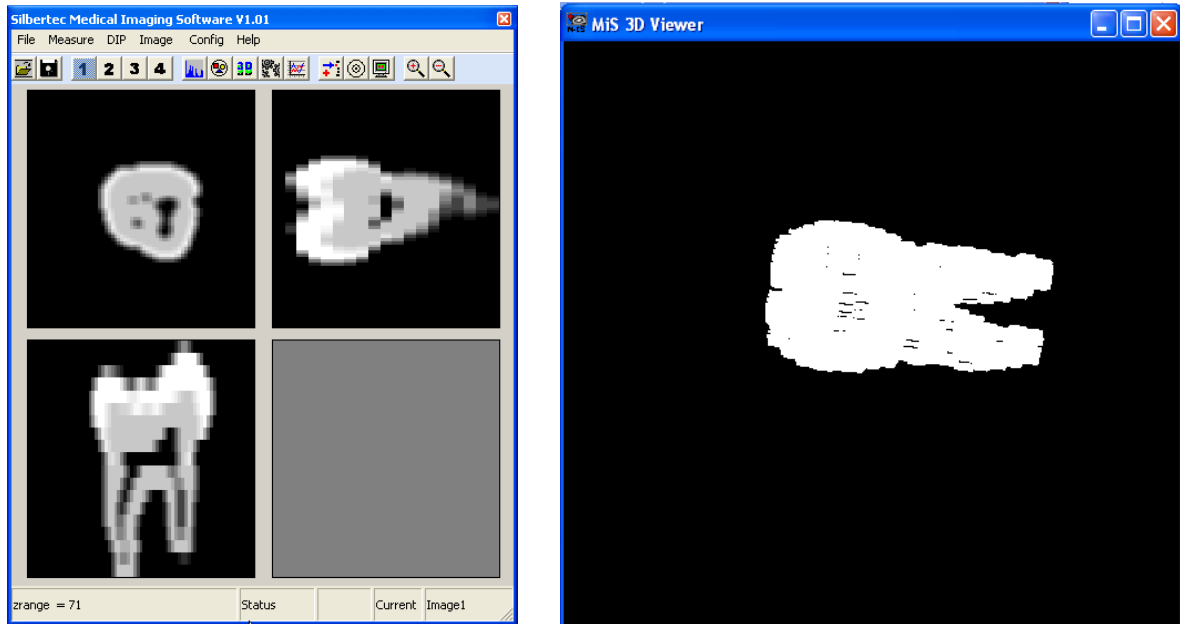


Figure 1. Medical software main screen, and 3d visualization window.

FROM DICOM FILE FORMAT TO A POINT CLOUD

Tomographic images are obtained in a certain way that a scanning head, moving in a helical trajectory around and over the length of the object being investigated, collects the data from the various slices of the object, each slice forming a 2d image with depth resolution equals to the pitch of the scanning head move. The equipment computer stores the data into a file in a non-compressed format.

In order to open the medical images, obtained with the tomographic equipment, the software developed had to be able to retrieve each of the many slices' JPEG images, stored in a sort of database file, called Dicom, which stands for Digital Imaging and Communications in Medicine. In such a file, a composite information object classes contains the patients and the images arrangement information. There,

the many images are found and could be read by the software, as any other single JPEG image file would. Internally, the software treated each image as a z element in a xyz array. As the objective was the reconstruction of a solid, out of a number of slice images, the z increment was adjusted to the tomography resolution, and so were the x and y.

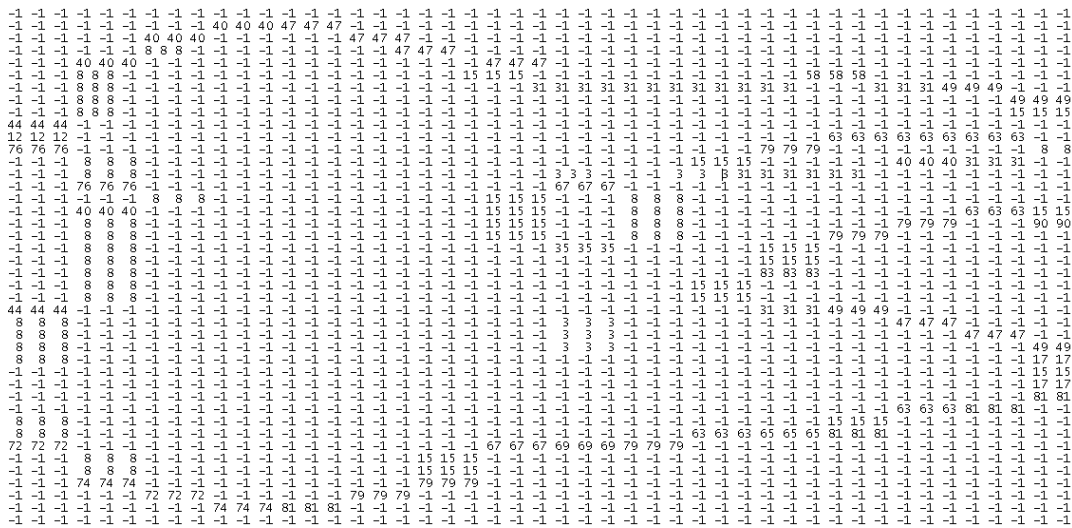


Figure 2. Contour determination by the Medical Imaging Software.

With the images stored in a 3d array, the processing was performed by manipulating the array elements. The software has a procedure that can determine whether a pixel on an image under query is an internal, external or a boundary point. It performs a connectivity test in each pixel, assigning a connectivity number to it. The larger this number, the more attached to other internal and boundary points it is. Internal and external point numbers are turned into minus one (-1). Figure 2 shows the result of the application of that routine to a slice image. By just looking at the pattern generated by the different connectivity numbers the shape of the tooth contour can be inferred. The described sequence is repeated to each image in

the array and the whole tooth boundary is found. The resulting point cloud was then stored in a file, which could be opened by the engineering software Pro/Engineer, see Figure 3. A point cloud is nothing more than a heap of x, y and z coordinate written in form of text.

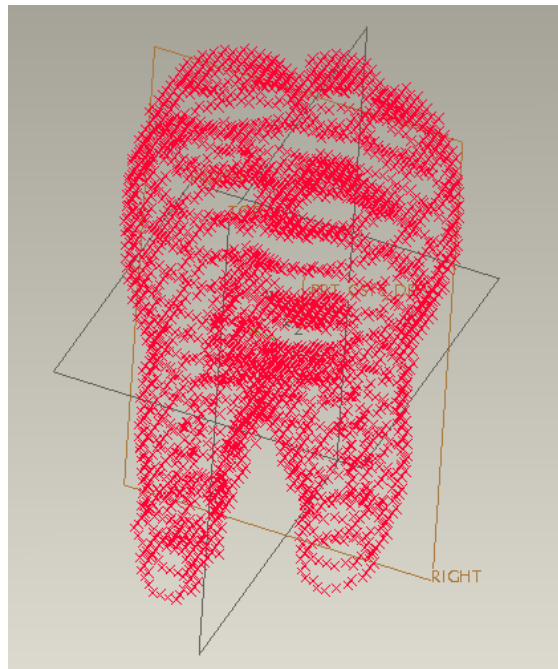


Figure 3. Point cloud generated by the Medical Imaging Software.

Once the point cloud data have been generated, the work on these points could be started to get to the solid model of the tooth with Pro/Engineer. The process of transforming a physical part into a digital model is called Reverse Engineer (RE). A common application of the technique involves copying the real model contour by scanning the part, opening the points in a CAD software, generating a solid out of the scanned points, and making it manufacturable. In this article it was preferred to

obtain the points from a tomography, therefore, making the method applicable to any part of a patient's body, and not only a tooth. The part being modeled in that way does not have to be removed from the body in order to be scanned.

Three distinct tasks had to be done in order to get a solid out of the points: the first one involved importing the point cloud file into Pro/Engineer, specifying the coordinate system for their placement and finally using the available tools of the menu "Points" to modify the point set. The second one was to wrap the point set to create a triangulated model and work on the model, if necessary, for removing unwanted triangles, for example. And the third part was the *facet* modeling. A facet model, also called Polygonal Mesh, is a native triangulated model of Pro/Engineer that is created by connecting the points of the data. It was in this last step that the model refinement occurred.

However, it happened that the software generates the point cloud with a bit of noise. Noise, in this case, is a deviation of the points from its original place due to the limitations of the scanning devices or the routine in the MiS2 software that created the cloud. It causes points that do not belong to the data. In order to clean this noise and other undesirable geometry, Pro/Engineer supplies some useful tools.

The *Sample* Icon takes just a sample of the points. It is not necessary and not advisable to work with the whole points because the more points the model has, the more processing time is needed. The *Reduce Noise* tool uses statistical methods to place the points to its correct location. Based on this the level of noise reduction can be chosen and if the geometry of the model is a Free-Form (reduces noise with respect to the surface curvature) or a Mechanical (keeps the sharp corners and

edges) shape. Finally, tools are available to delete some points, by just selecting them and simply deleting.

In the wrap the point set stage, the software uses all the points of the point set to create the wrap, which means that all the geometric information, including internal structures, is maintained. After enough work on the points has been done, there was no need to fix anything here, so it was ready now to create the *facet* geometry.

This third phase consists of creating a model that is native to Pro/Engineer. This is called a *Facet* model. Although the model already has mass properties, such as volume and density, it is not possible to run structural and thermal analysis, which are future goals. So, there is the need to refine the facets as much as possible to make them good to be worked with further. For this purpose there are some other tools that change the coordinates of the existing points or add new points to the original set. The *Refine* icon improves the surface of the facet model by making the mesh denser, through subdivision of the existing facets. This results in an increased number of facets in the model. Using this command results in a more detailed and smoother surface. The *Relax* tool smoothes the surface, by moving the coordinates of the facet vertices. The last command exploited was the *Manifold*. A manifold representation of a model has all the triangles connected continuously by their edges except for boundary edges. If a point set represents a closed object, the *Wrap* command creates a closed object. However, noise in the scan data can result in a wrap model that is not closed or contains non-manifold edges, that is, some triangles in the model are not connected continuously by their edges. So there was the need to make the

whole facet surface closed.

Now that a model with the extension of Pro/Engineer part (prt) was created, it could be transformed in a solid model to, then, be able to do any type of 3d analysis. But, to do so, some curves and surfaces on the faceted model had to be created. That was done with a tool called *Restyle*. The Restyle module is the Reverse Engineer environment that enables the user to create a surface on top of the faceted feature for later solidification. The auto surface option was used. This tool creates paths along the entire surface of the triangulated data that would be used to build a surface to involve the whole model. Once a continuous surface was created, it could be solidified by just selecting the proper tool icon. This option adds material to the model, by using the surface feature geometry as the boundary, converting it into a solid geometry.

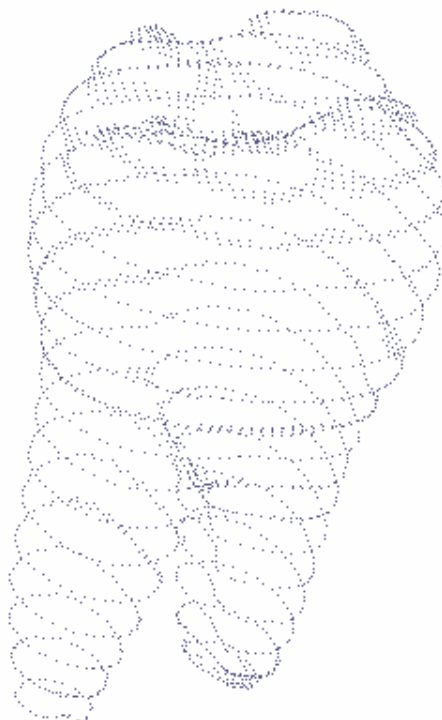


Figure 4. The point cloud data.

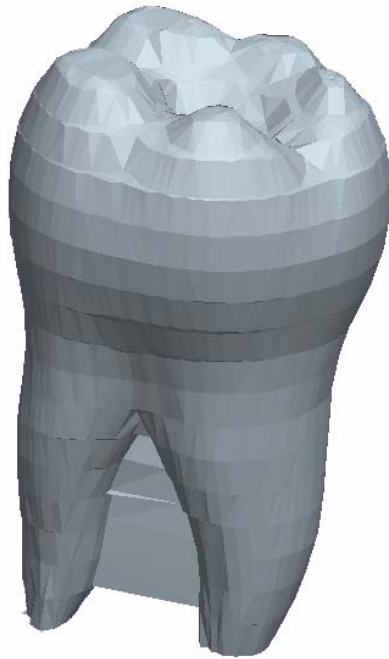


Figure 5. Faceted model before working on it.



Figure 6. Faceted model after working on it.

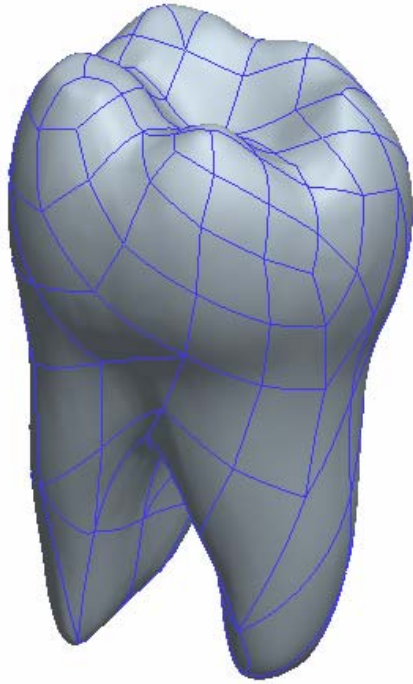


Figure 7. The solid part with the patches used to create the surface.



Figure 8. The solid part ready for any type of analysis.

RESULTS

Two kind of errors were present through the whole process of obtaining the solid, the error inherent to the tomographic equipment and the error resulting from the point cloud manipulation by the RE software. Here only the later one could be measured and was taken into account as a means of quantify the inaccuracy of the process. That error was directly measured on the model, using the available tool *Measure>Distance*, considering the model surfaces and the closest points to them in the cloud. That error was found to lie between 0 and -0.8 mm, therefore shortening the model in relation to the real tooth geometry. The reason for that was that the filtering and smoothening routines tend to eliminate the cusps and sharp edges of the wrapped feature. The inaccuracy of the tomograph can vary from equipment to equipment and is statistically independent from the software errors.

DISCUSSION

Medical images provide very important information on the body structures and their related disorders. Because of that they are, for some pathologies, the only way of a precise diagnosis. Available in the Dicom format, the images of the various slices in JPEG format, obtained by scanning the region of interest in the body, carry accurate geometric information of body organs, which can be used to generate three-dimensional models of those structures in a relatively easy way.

Reconstructed in that way, the models are very useful for a realistic analysis produced by a CAE software, when designing new implants or surgical procedures. Other benefits of realistic models are the possibility of developing rapid prototyping parts that would aid the implant designers with the verification of accuracy and

adjustment of the prosthetic components.

With the advances in the latest generation of computers, graphical hardware and software, and CAD/CAE software, the use of the finite element analysis became very attractive to many fields, including medical and dentistry purposes.

There are many commercially available CAE softwares that can simulate realistic loads and constraints to produce close to exact results. Those softwares are, in the majority of the cases, integrated with a CAD module, which can be used to enter 3d parts to the simulation. The latest software comes with a variety of designing tools that are quite powerful to model well-behaved shapes, like the ones encountered in the mechanical industry. However, body structures are quite complex in shape and the development of such models with the available software tools can be a very time-consuming and laborious task, not to say almost impossible job.

But three-dimensional models are necessary for a realistic finite element analysis, and a way of directly interfacing medical imaging data to a CAE software environment can considerably improve the analysis of dental implants, for instance, by providing very accurate geometric information. This paper presents a methodology that allows the interface between medical imaging equipment data and engineering software. With this method we can obtain real information that will help us to develop better mechanical tests and, consequently, better materials.

CONCLUSIONS

It is very important to have realistic models in order to obtain satisfactory results in odontological treatments studies and in new implant design and evaluation.

From the encouraging results obtained in this work, four conclusions could be

drawn:

- 1) A biomodel of a tooth was created from tomographic images that realistically represented the tooth anatomy.
- 2) The model could be utilized for FEA of dental implant designs that would not result in feature-based solid, therefore eliminating the problems of some very common in literature models, which have very sharp cusps and edges, resulting in non realistic stress concentrations.
- 3) The model errors could be measured, showing a reduction in its dimensions when compared to the real tooth tomographic data. Further evaluation of that effect in the FEA model has to be carried out .
- 4) Future studies will include the differentiation of the areas and the properties of the dental components, such as enamel, dentin and pulp.

REFERENCES

1. Sevimay M, Turhan F, Kilicxarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2003; **93**: 227-34.
2. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preload dental implant screws. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2004; **91**: 319-25.
3. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2004; **91**: 144-50.
4. Himmlovà L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2004; **91**: 20-5.

5. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2004; **91**: 234-40.
6. Dejak B, Mtotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2003; **90**: 591-7.
7. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of biomechanics* 2003; **36**: 1247-58.
8. Lang LA, Kang B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determinate implant preload. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2003; **90**: 539-46.
9. Simon U, Augat P, Ignatius A, Claes L. Influence of the stiffness of bone defect implants on the mechanical conditions at the interface - a finite element analysis with contact. *Journal of biomechanics* 2003; **36**: 1079-86.
10. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos, TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; **91**: 31-36.
11. Lin C-L, Chang C-H, Wang C-H, Ko C-C, Lee H-E. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in a MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *Journal of oral* 2001; **28**: 517-25.
12. Bathe, KJ. Finite element procedures. Upper Saddle River (NJ): Prentice-Hall; 1996. p. 148-377.
13. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2001; **85**: 585-98.

PGETEMA

Título do Trabalho:

Estudo Mecânico do Parafuso Protético de Reabilitações
Dentárias sobre Implantes Osseointegrados

Gustavo Frainer Barbosa

Trabalho de Conclusão do Programa de Pós-Graduação em
Engenharia e Tecnologia de Materiais (PGETEMA)

Porto Alegre, Março de 2006.