



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA METALÚRGICA
E DE MATERIAIS**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**ANÁLISE DE SISTEMAS DE IMPLANTES
DENTÁRIOS EM MANDÍBULAS EDÊNULAS COM
APLICAÇÃO DE CARREGAMENTO IMEDIATO**

LUIZ CARLOS GONÇALVES PENNAFORT JUNIOR

**FORTALEZA – CE
2009**

LUIZ CARLOS GONÇALVES PENNAFORT JUNIOR

**ANÁLISE DE SISTEMAS DE IMPLANTES
DENTÁRIOS EM MANDÍBULAS EDÊNULAS COM
APLICAÇÃO DE CARREGAMENTO IMEDIATO**

Dissertação de mestrado apresentada como pré-requisito para a obtenção do grau de Mestre, pelo curso de Pós-Graduação em Engenharia e Ciência de Materiais, do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Enio Pontes de Deus

**FORTALEZA – CE
2009**

P459a Pennafort Junior, Luiz Carlos Gonçalves
Análise se sistemas de implantes dentários em mandíbulas edêntulas com aplicação de carregamento imediato / Luiz Carlos Gonçalves Pennafort Junior, 2009.
97 f. ;il. color. enc.

Orientador: Prof. Dr. Enio Pontes de Deus
Área de concentração: Processo de transformação e degradação dos materiais
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Ceará, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Ciência dos Materiais, Fortaleza, 2008.

1. Prótese total fixa. 2. Biomecânica. 3. Método dos elementos finitos. I. Deus, Enio Pontes de (Orient.). II. Universidade Federal do Ceará – Programa de Pós-graduação em Engenharia e Ciência dos Materiais

CDD 620.11



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CENTRO DE TECNOLOGIA**

**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E CIÊNCIA DE MATERIAIS**

PARECER DA COMISSÃO DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

LUIZ CARLOS GONÇALVES PENNAFORT JUNIOR

**“ANÁLISE DE SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS EM MANDÍBULAS
EDÊNULAS COM APLICAÇÃO DE CARREGAMENTO IMEDIATO”**

A Comissão de Dissertação composta pelos professores Enio Pontes de Deus, Presidente e Orientador, da Universidade Federal do Ceará; Ricardo Emílio Ferreira Quevedo Nogueira, da Universidade Federal do Ceará e Jorge Luiz de Almeida Ferreira, da Universidade de Brasília, considera o candidato:

Aprovado com Louvor

Aprovado

Não Aprovado

Secretaria do Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Ciência de Materiais da Universidade Federal do Ceará, em 30 de outubro de 2009.

Prof. Dr. Enio Pontes de Deus
Presidente e Orientador

Prof. Dr. Ricardo Emílio F. Quevedo Nogueira
Membro

Prof. Jorge Luiz de Almeida Ferreira
Membro

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a **Deus**, o grande responsável por tudo que conquistei na minha vida, o meu guardador e protetor.

A minha esposa, **Viviane**, pelo apoio, incentivo e principalmente pelo amor demonstrado em todos os momentos importantes da minha vida.

Ao meu filho, **Luiz Felipe**, fonte de energia e inspiração para enfrentar as adversidades diárias a que me são impostas.

Ao meu pai, **Luiz**, que mesmo não estando presente fisicamente, sempre o terei como espelho.

A minha mãe, **Rosângela**, responsável por quem sou e a quem tento orgulhar a cada dia.

Aos meus irmãos, **José** e **Leonardo**, pelos grandes parceiros e amigos em quem posso contar a qualquer momento.

Ao Prof. Dr. **Enio Pontes de Deus**, orientador desta dissertação, pelo interesse e empenho na realização do presente trabalho, assim como pela amizade e incentivo constantes.

Aos **professores, funcionários e colegas do curso de Pós-Graduação em Engenharia e Ciência dos Materiais** por terem contribuído para a minha formação, direta ou indiretamente, em especial ao Prof. Dr. **Lindberg Lima Gonçalves**, por me dar a oportunidade de realização do Mestrado.

Aos professores Dr. **Ricardo Emílio Ferreira Quevedo Nogueira** e Dr. **Jorge Luiz de Almeida Ferreira** pela participação na banca.

Ao Prof. **Willys Machado Aguiar** por seu apoio e ajuda que foram fundamentais para a realização desta dissertação.

Aos **professores, alunos e funcionários** dos Laboratórios de Mecânica da Fratura e Fadiga – LAMEFF e de Caracterização de Materiais – LACAM.

Ao **Lucivaldo**, responsável pela secretária do departamento, além de excelente profissional, uma pessoa fantástica que muito me ajudou durante todo o curso.

Enfim, a **todas as pessoas** que torceram e me incentivaram nesta jornada.

ÍNDICE

Página

RESUMO	8
ABSTRACT	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E CONSTANTES	14
CAPÍTULO 1	15
Introdução.....	15
1.1 Objetivos.....	18
1.2 Objetivos Específicos.....	19
1.3 Justificativa	20
CAPÍTULO 2.....	22
Implantodontia.....	22
2.1 – Evolução Histórica	22
2.2 – Implante Osseointegrado.....	26
2.3 – Componentes protéticos para próteses tipo protocolo.....	27
2.4 – Ligas metálicas empregadas na implantodontia	29
2.5 – Principais complicações mecânicas em implantes osseointegráveis..	35
2.6 – Biomecânica de próteses fixas implanto suportadas	36
CAPÍTULO 3.....	41
Conceitos Fundamentais.....	41
3.1 – Resistência dos Materiais	41
3.1.1 – Critérios de Resistência	44
3.1.2 – Tensão Admissível.....	47
3.1.3 – Fator de Segurança (FS)	48
3.2 – Junção por meio de parafusos.....	49
3.3 – Fundição	51
3.3.1 – Crescimento Planar	52
3.3.2 – Crescimento Dendrítico	52

3.4 – Propriedades dos Materiais	53
3.4.1 – Níquel-Cromo (Ni-Cr).....	54
3.4.2 – Cobalto-Cromo (Co-Cr).....	56
3.4.3 – Titânio (Ti).....	58
3.5 – Método dos Elementos Finitos.....	60
CAPÍTULO 4.....	64
Material e Métodos	64
4.1 – Desenho computacional	64
4.2 – Processos de caracterização dos materiais.....	67
4.3 – Determinação do estado de tensão e de deformação por meio do Método de Elementos Finitos (MEF)	67
CAPÍTULO 5.....	72
Resultado e discussão	72
5.1 – Micrografias das ligas Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo.....	72
5.2 – Estudo da Barra Protética.....	74
5.2.1 – Configuração das malhas, estudo de convergência.	74
5.2.2 – Calculo da tensão admissível	75
5.3 – Avaliação geral dos sistemas de implantes	76
5.4 – Análise comportamental dos conjuntos protéticos de acordo com os sistemas de implantes.....	80
5.5 – Parafuso protético.....	83
CAPÍTULO 6.....	87
Conclusões e Sugestões.....	87
6.1 – Conclusões	87
6.2 – Sugestões.....	88
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89

RESUMO

O presente estudo teve por objetivo obter elementos comparativos entre os sistemas guiados de próteses totais fixas com 4 implantes osteointegráveis com aplicação de carga imediata, tendo em vista a importância de se entender o projeto dos implantes como um processo em que se avaliem os biomateriais e a biomecânica. Utilizou-se o método dos elementos finitos tridimensionais para analisar as concentrações de tensões em todo o sistema implantossuportado, associado à variação do material de confecção da barra protética entre as ligas de Níquel-Cromo, Cobalto-Cromo e Ti-6Al-4V, sendo realizados ensaios metalográficos das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, no intuito de identificar a microestrutura e consequentemente avaliar sua influência no comportamento mecânico do sistema. Foram analisados dois sistemas, sendo um com *cantilever* e outro sem, porém com uso de implantes inclinados, submetidos a um carregamento vertical de 756 N sobre toda face superior da barra protética implantossuportada. Paralelamente a este estudo também foram verificados separadamente os conjuntos protéticos (parafuso-pilar-implante) reto e inclinado submetidos a uma carga vertical de 100N sobre o topo do pilar. Os dados encontrados foram comparados e avaliados de acordo com valores obtidos na literatura.

Os resultados demonstraram que a utilização de implantes inclinados evitando a utilização do *cantilever*, diminuiu consideravelmente os níveis de tensões na barra protética e nos pilares, porém na região implante-osso, observou-se um aumento de aproximadamente 1,5 vezes, em relação aos implantes retos sob *cantilever*. O estudo das ligas apontou a liga de Co-Cr como um material de desempenho considerável em relação às demais ligas, quanto ao comportamento mecânico.

Palavras-chave: Prótese Total Fixa; Implantes Dentários; Biomecânica; Método dos Elementos Finitos

ABSTRACT

The present study aimed at obtaining comparative elements among the guided systems of fixed complete denture with 4 osseointegrated implants with immediate loading, considering the importance of understanding the implant project as a process where biomaterials and biomechanics are assessed. The three-dimensional finite element method was used to analyze the stress concentrations in the whole implant-supported system, associated to the variation of the material of the prosthetic bar among the nickel-chromium, cobalt-chromium and Ti-6Al-4V alloys. Metallographic tests of the Ni-Cr and Co-Cr alloys, were made with the objective of identifying the micro-structure and consequently evaluate its influence in the mechanical behavior of the system. Two systems were analyzed, one with cantilever and another without it, but with tilted implants, submitted to a vertical load of 756N on the superior face of the prosthetic implant-supported bar. Parallel to this study the prosthetic groups (screw-abutment-implants) straight and tilted were also separately verified, submitted to a vertical load of 100N on the top of the abutment. The data found were compared and assessed according to values obtained in the literature.

The results demonstrated that the use of tilted implants avoiding the use of cantilever reduced considerably the stress levels in the prosthetic bar and in the abutments. However, in the implant-bone area an increase of approximately 1.5 times in stress levels was observed, compared to the straight implant under cantilever. The study of the alloys apponted the Co-Cr alloy as a material comparable to the other ones, regarding the mechanical behavior.

Keywords: Dental Prostheses Supported; Dental implantations; Biomechanics; Finite Element Method.

LISTA DE FIGURAS

Página

Figura 2.1 - a) dentes unidos com fio de ouro. b) dentadura fixa etrusca (Viegas, 2007).....	23
Figura 2.2 - a) fixação dos incisivos, com fio de ouro. b) Prótese mandibular fixa, com quatro incisivos humanos e dois dentes talhados em marfim, tecidos com fio de ouro (Rosani, 2001).....	23
Figura 2.3 - Mandíbula encontrada em Honduras, apresenta três fragmentos de concha no lugar natural dos incisivos inferiores (Filho, 2003).....	24
Figura 2.4 - a) Giuseppangelo Fonzi b) Dentes fabricados por Fonzi (Kurdivk, 1999).	24
Figura 2.5 - Esquema do implante de Greenfield (Filho, 2003).....	25
Figura 2.6 - Foto microscópica aumentada mostrando uma célula óssea atacando o titânio – “osseointegração” (Branemark, 2005).....	26
Figura 2.7 - Desenho esquemático do implante de Branemark (Branemark, 2005).	27
Figura 2.8 - a) Intermediário cônico b) Barra protética (estrutura metálica), obtida por um processo de sobrefundição, seccionada na altura do componente protético (Telles e Coelho, 2006).....	28
Figura 2.9 - (A) Componentes de um sistema Branemark: (a) implante, (b) pilar prolongador, (c) parafuso do pilar, (d) cilindro, (e) parafuso (Spiekermann, 1995), (B) Barra protética instalada (Catálogo Neodent, 2008)	28
Figura 2.10 - Prótese total fixa inferior tipo protocolo com 6 implantes.	29
Figura 2.11 - Figura esquemática das forças que uma prótese com <i>cantilever</i> desenvolve sobre os implantes (Telles e Coelho, 2006)	37
Figura 3.12 - Corpo de prova para ensaio mecânico de tração (Bento, 2003).	41
Figura 3.13 - Máquina de ensaio e corpo de prova com extensômetro instalado (Buffoni, 2008).....	42
Figura 3.14 - Exemplos de diagramas do ensaio de tração em materiais de comportamento linear (Barbosa, 2007)	42

Figura 3.15 - a) Barra fraturada de uma prótese fixa tipo protocolo sobre 5 implantes. (Telles e Coelho, 2006) b) Parafusos protéticos de ouro fraturados após a reabilitação sobre implante ter sido finalizada. (Barbosa, 2006).	45
Figura 3.16 - Gráfico comparativo entre os principais critérios de resistência (Morilla, 2008).	46
Figura 3.17 - Tensões principais para um estado de tensões (Morilla, 2008).	46
Figura 3.18 - Tensão admissível (Bento, 2003).	47
Figura 3.19 - Regiões propícias à falha (Rosa, 2002).	50
Figura 3.20 - Crescimento planar (Askeland, 1998)	52
Figura 3.21 - Crescimento dendrítico (Askeland, 1998)	53
Figura 3.22 - Microestrutura da liga de Ni-Cr (aumento de 500 vezes) (Sá, 2006).	54
Figura 3.23 - Diagrama de fases liga Ni-Cr (Fonte: Metals Handbook, editado pela ASM International).	55
Figura 3.24 - Diagrama de fases liga Co-Cr (Fonte: Metals Handbook, editado pela ASM International).	56
Figura 3.25 - a) Microestrutura característica das ligas Dentorium e Steedent. b) Matriz (M), Segregação (S) e Carbonetos (C). (Yamakami et al. 2006).	57
Figura 3.26 - Diagrama de fases liga Ti-V (Fonte: Metals Handbook, editado pela ASM International).	58
Figura 3.27 - O efeito dos elementos de liga no diagrama de fases do titânio. (a) sistema α estabilizador, (b) sistema β estabilizador.	59
Figura 3.28 - Microestrutura Ti-6Al-4V a) 10 μ m b) 50 μ m (Sirilar; Srichandr, 2006).	59
Figura 3.29 - Elemento tetraédrico isoparamétrico quadrático (Cruz, 2009)	61
Figura 3.30 - Gráficos linear (a) e exponencial (b) dos resultados críticos de 3 malhas.	63
Figura 4.31 - Conjunto protético (inclinado e reto).	65
Figura 4.32 - Sistemas A e B.	65
Figura 4.33 - Principais dimensões adotadas para a infra-estrutura A e B (barra protética).	66
Figura 4.34 - Cálculo do <i>cantilever</i> (Telles e Coelho, 2006).	66
Figura 4.35 - Disposição do carregamento nos sistemas protéticos.	70
Figura 4.36 - Disposição do carregamento nos conjuntos protéticos reto e inclinado	71

Figura 5.37 - Microestrutura da liga de Ni-Cr (aumento de 200 e 500 vezes).	72
Figura 5.38 - Microestrutura da liga de Co-Cr (aumento de 200 e 500 vezes).	72
Figura 5.39 - Microestrutura da liga de Co-Cr, após fundição (aumento de 200 e 500 vezes).....	73
Figura 5.40 - Gráficos linear e exponencial dos resultados críticos obtidos para as barras protéticas do sistema A.	74
Figura 5.41 - Gráficos linear e exponencial dos resultados críticos obtidos para as barras protéticas do sistema B.	75
Figura 5.42 - Tensões de von Mises para o sistema A (sistema guiado com 4 implantes retos).....	77
Figura 5.43 - Tensões de von Mises para o sistema B (sistema com 4 implantes, sendo os posteriores com inclinação de 30°).....	77
Figura 5.44 - Proposta de Naconecy (2006) - a) Quinze extensômetros (canais de leitura) colados nos pilares e conectados aos cabos para aquisição dos sinais, b) Fixação dos implantes no modelo de resina epóxi: I - modelo com implantes retos e paralelos, II - modelo com implantes posteriores inclinados.	79
Figura 5.45 - Vista lateral da extensão <i>cantilever</i> . A) implantes retos B) implantes inclinados (Naconecy, 2006).	79
Figura 5.46 - Deflexão total para os sistemas A e B.....	79
Figura 5.47 - Concentração de tensões na região cortical do implante.....	82
Figura 5.48 - Parafusos protéticos submetidos ao MEF, sistema A.	84
Figura 5.49 - Parafusos protéticos submetidos ao MEF, sistema B.	84
Figura 5.50 - Níveis de tensão no parafuso protético do sistema A para as barras protéticas em Ti-6Al-4V e Co-Cr.	85
Figura 5.51 - Níveis de tensão no parafuso protético do sistema B para as barras protéticas em Ti-6Al-4V e Co-Cr.	86

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 2.1 - Tabela proposta por Filho (2003), para os materiais de implantes.	31
Tabela 2.2 - Classificação das ligas áureas conforme a dureza (American Dental Association (ADA)).	32
Tabela 2.3 - Propriedades de Ligas Metálicas (Anusavice, 2005).	33
Tabela 3.4 - Valores de FS - Material Dúctil, Tensão Considerada Perigosa: σ_e	49
Tabela 3.5 - As diferentes dependências das propriedades com a microestrutura dos materiais (segundo F. Jeglitsch).	54
Tabela 3.6 - Composição química das ligas de níquel-cromo.....	55
Tabela 3.7 - Propriedades mecânicas da liga níquel-cromo	56
Tabela 3.8 - Composição química das ligas de cobalto-cromo.....	57
Tabela 3.9 - Propriedades mecânicas da liga cobalto-cromo	57
Tabela 3.10 - Propriedades mecânicas do Titânio e sua liga.	59
Tabela 4.11 - Soluções químicas e procedimentos usados no exame microscópico (ASTM E407–99).....	67
Tabela 4.12 - Propriedades mecânicas dos materiais	68
Tabela 4.13 - Proposta de proporção das malhas para convergência (Sinclair e Beisheim, 2008)	69
Tabela 5.14 - Relação do nº de elementos com a Tensão crítica (valores críticos (R_n)) para cada configuração de malha.....	74
Tabela 5.15 – Tensão Crítica segundo a linha de tendência da exponencial dos resultados críticos.	75
Tabela 5.16 - Tensões admissíveis	76
Tabela 5.17 - Dados computacionais do estudo das barras protéticas segundo as dimensões propostas por Naconecy (2006).	78
Tabela 5.18 - Principais tensões no implante na região cervical	81

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E CONSTANTES

3D - Tridimensional

ADA - American Dental Association

CP - Corpo de Prova

MEF - Método dos Elementos Finitos

RMFs - Restaurações Metálicas Fundidas

Ag - Prata

Al - Alumínio

Au - Ouro

C - Carbono

Cl - Cloro

Mg - Magnésio

Pt - Platina

Pd - Paládio

Ti - Titânio

V - Vanádio

Co-Cr - Cobalto-Cromo

Ni-Cr - Níquel-Cromo

Pd-Ag - Paládio-Prata

Ticp - Titânio comercialmente puro

TiO₂ - Dióxido de Titânio

TiCl₄ - Tetracloreto de Titânio

MgCl₂ - Cloreto de Magnésio

HNO₃ - Ácido Nítrico

HCl - Ácido Clorídrico

H₂O₂ - Peróxido de hidrogênio

g/cm³ - grama por centímetro cúbico

C° - graus Celsius

N - Newton

Ncm - Newton centímetro

Pa - Pascal

MPa - MegaPascal

GPa - GigaPascal

kg - quilograma

μm - micrometro

mm - Milímetro

F - Força

F_i - carga inicial de montagem

F_R - Força Resultante

L_0 - comprimento inicial

S - área de seção transversal

E - Módulo de Elasticidade Longitudinal ou Módulo de Young.

σ - Tensão

σ_e - Tensão de escoamento

σ_{rt} - Tensão de ruptura

σ_{eq} - Tensão equivalente

σ_{adm} - Tensão admissível

ε - deformação

ν - coeficiente de Poisson

U - energia de distorção

FS - Fator de Segurança

T - torque de aperto

c - coeficiente de torque

d - diâmetro nominal

HV - Dureza Vickers

CFC - Cúbica de Face Centrada

HC - Hexagonal Compacta

V - volume

R - resultado crítico

n - número de elementos

$\hat{\varepsilon}$ - erro

Γ - fator da taxa de convergência

\hat{c} - taxa real de convergência

CAPÍTULO 1

Introdução

A procura por maneiras de tratar problemas dentários acompanha o homem por quase toda sua existência. Há manuscritos antigos que descrevem os métodos de tratamento dentários que datam de mais de 5000 anos. Um interesse principal foi como substituir os dentes faltantes (Moore, 2003).

Segundo Sandberg, Stenberg e Wikblad (2000) durante muitos anos, a única opção de tratamento para pacientes completamente desdentados era a reabilitação por meio de próteses totais removíveis convencionais.

Nesse contexto, a osseointegração revolucionou e tem a cada dia incrementado a odontologia. As alternativas de planejamento dos tratamentos reabilitadores ganharam grande diversidade, com inúmeras possibilidades, envolvendo utilização exclusivamente de implantes, em caso de pacientes desdentados totais, ou seu uso associado a dentes naturais, podendo estar apenas relacionados com estes, ou unidos em algumas situações, seja através de estrutura rígida, semi-rígida ou móvel, afirmam Mandia Jr. e Kesselring (2007).

Dias (2001) explica que existem inúmeros sistemas de implante, que alicerçados nos princípios básicos da osseointegração, promovem uma ancoragem óssea direta, capaz de suportar as forças oclusais originadas durante a mastigação. No entanto, o sucesso da osseointegração é garantido através da passividade da prótese que é colocada sobre estes implantes.

Serson (1996) considera que a sistemática de implantação osseointegrada atual deve consistir em dois tempos cirúrgicos: no primeiro é feita a abordagem do leito ósseo hospedeiro através de incisão gengival, preparo da cavidade intra óssea

e colocação do implante no alvéolo artificial. Após um período de 4 a 6 meses em que o implante fica sepulto, protegido da ação de forças mecânicas externas e da flora microbiana que habita a cavidade oral, para obter a osseointegração, é realizada a segunda cirurgia com finalidade de "descobrir" o implante para dar início a prótese.

Segundo Ayub (2007), os altos índices de sucesso obtidos com a técnica no procedimento de dois tempos cirúrgicos, determinaram novas pesquisas, diminuindo os procedimentos cirúrgicos e minimizando o tempo de espera.

Becker, et al.(1997) e Collaert e De Bruyn (1998), realizaram estudos para a utilização de implantes de dois tempos cirúrgicos com exposição imediata à cavidade bucal através de um cicatrizador, permitindo o reparo dos tecidos moles ao seu redor, o que caracterizou o protocolo cirúrgico de um único estágio, demonstrando excelentes resultados, sem interposição do tecido epitelial entre o metal e osso, e perda óssea sem diferenças significativas do protocolo de dois estágios cirúrgicos.

A vantagem do procedimento de um tempo cirúrgico é a eliminação de um passo clínico com diminuição de custos e do tempo de cirurgia, o que deu margem a pesquisas para avaliação da carga precoce e imediata, que teria como principal vantagem a reversão imediata do edentulismo, ressalva Ayub (2007).

Melo, Molinari e Thomé (2004) afirmam que a carga imediata em implantodontia é um conceito bem definido na literatura, com elevados índices de sucesso, desde que se estabeleça um protocolo cirúrgico adequado atingindo estabilidade primária, ausência de trauma cirúrgico e uma distribuição espacial dos implantes que favoreça a biomecânica. A reabilitação protética deve manter os implantes unidos por meio de barras rígidas, preferencialmente, com assentamento passivo, evitando, dessa forma, micromovimentações que possam induzir a formação de uma cápsula fibrosa. No entanto, existe uma grande dificuldade na obtenção desta barra, em função da fundição, pontos de solda e necessidade de metais específicos. Baseado nessas características, alguns sistemas foram desenvolvidos com o objetivo de facilitar e tornar ainda mais rápida a terapia com

implantes em pacientes com mandíbulas edêntulas, cujos protocolos envolvem cirurgias guiadas por barras e interligação dos implantes com barras metálicas pré-fabricadas.

Ayub (2007) apresenta outra filosofia de reabilitação baseada na instalação de quatro implantes distribuídos na região anterior da mandíbula, entre os forames mentuais¹, e submetidos à carga imediata, tendo como característica a instalação de dois implantes posicionados axialmente ao rebordo alveolar² entre dois implantes inclinados e a confecção da prótese, originalmente, a partir de uma barra fundida.

A técnica de implantes inclinados foi introduzida para casos seletos de múltiplas fixações em maxila e mandíbula como alternativa para a diminuição da extensão cantilever, pois a inclinação distal dos dois implantes mais posteriores aumentam o polígono de sustentação da prótese (Naconecy, 2006).

A literatura escassa, acerca da reabilitação protética com aplicação de carga imediata, vem gerando certas dúvidas entre os profissionais da implantodontia quanto ao comportamento biomecânico dos mesmos. De acordo com Telles e Coelho (2007), para os sistemas que apresentam na prótese o uso de pórtico em balanço, há uma situação de aumento da carga nos implantes. Entretanto, no sistema que evita o pórtico em balanço se utilizando da inclinação dos implantes posteriores, é adotado um princípio que pode gerar outros problemas, pois segundo Goodacre, Kan e Rungcharassaeng (2003), quando a posição e inclinação dos implantes não são transferidas ao modelo de trabalho com exatidão, o desajuste ocorre entre a prótese e o implante sendo capaz de danificar a estrutura suporte causando afrouxamento do parafuso ou a fratura da prótese e do implante.

De acordo com Rangert, Jemt e Jörneus (1989), as falhas em implantes, após a instalação das próteses, estão correlacionadas com complicações biomecânicas. Os mecanismos relacionados com estas falhas ainda não são totalmente entendidos

¹ O forame mental é uma abertura no mento (mandíbula inferior) localizada abaixo do segundo dente pré-molar. Pelo forame emergem o nervo mental - ramo do nervo alveolar inferior - e vasos mentuais (Moore, 2007).

² O rebordo ósseo alveolar é uma estrutura anatômica que tem como função o alojamento das raízes dos dentes (Tassi, Bonadio e Storrer, 2007).

e a literatura a respeito das influências dos vários fatores biomecânicos ainda precisa de colaboração científica. Para Naconecy (2006), o grau de tensão que estas fixações recebem e a deformação dos componentes protéticos são ainda controversos, principalmente sob cargas funcionais de mastigação e deglutição.

Considerando os diversos sistemas disponíveis para aplicação de carga imediata e as suas características na implantodontia, torna-se necessário o estudo e entendimento do comportamento mecânico, através da verificação pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), das tensões impostas ao conjunto estrutural destes sistemas, desde a barra protética até o implante, no intuito dos resultados obtidos servirem ao interesse clínico.

O MEF tem sido amplamente utilizado, por numerosos estudiosos, na predição do desempenho biomecânico de sistemas de implantes dentários, uma vez que os componentes de um sistema de implantes dentários ósseo compreendem uma geometria extremamente complexa. Esta poderosa ferramenta computacional, através da análise biomecânica de implantes dentários, vem gerando muitas otimizações nas características de projetos, sendo previstas e aplicadas a potenciais novos sistemas de implantes no futuro, afirmam Geng, Yan e Xu (2008).

1.1 Objetivos

Desenvolver um estudo cuja finalidade é a obtenção de elementos comparativos entre os sistemas guiados de implantes osteointegráveis com aplicação de carga imediata e os principais materiais aplicados no campo da odontologia na confecção da infraestrutura (barra protética), quanto ao comportamento mecânico sob carga pré-estabelecida (força mastigatória média). O principal recurso utilizado para tal estudo é o Método dos Elementos Finitos (MEF). Este método deve funcionar como uma ferramenta auxiliar à localização e verificação do ponto crítico de cada sistema de prótese dentária com aplicação de carregamento imediato, perante os níveis de tensões.

1.2 Objetivos Específicos

Estudo dos sistemas protéticos implantossuportados guiados, critérios de dimensionamento segundo manual dos fabricantes e revisão literária e o posicionamento dos implantes.

Estudo referente ao desempenho mecânico, quanto aos níveis de tensões ocasionados pela diferença de rigidez dos materiais empregados e a montagem dos implantes, onde se procura detectar os pontos críticos que podem ser importantes na vida útil da barra protética, classificando-se os problemas conforme os critérios de resistência, teoria da máxima energia de distorção – critério de Von Mises.

Análise implante / osso, onde se estudam as tensões presentes na região cervical do implante, caracterizando-se os níveis de tensões, importante para uma avaliação completa dos sistemas estudados.

Para auxiliar o estudo do comportamento mecânico dos sistemas protéticos utiliza-se um código de calculo internacionalmente conhecido. Este código permite análises estruturais baseados no método dos elementos finitos. Sua utilização é baseada em estudos e resultados encontrados na literatura científica.

Os demais capítulos do trabalho têm a seguinte apresentação:

CAPÍTULO 2

Apresenta-se uma evolução histórica sobre a implantodontia, onde inicialmente procura-se situar o leitor sobre o desenvolvimento dos sistemas de próteses dentários, assim como os materiais utilizados ao longo do tempo. Observando a necessidade cada vez maior de aproximação das áreas de odontologia com a engenharia na procura do conhecimento das propriedades dos materiais e do comportamento mecânico dos componentes protéticos empregados nas próteses dentárias fixas.

CAPÍTULO 3

No Capítulo 3, estão contidos os fundamentos teóricos referente à resistência dos materiais, as propriedades das principais ligas metálicas utilizadas nas próteses dentárias, entre outros assuntos importantes para o desenvolvimento e entendimento do estudo proposto.

CAPÍTULO 4

A metodologia utilizada na análise dos sistemas de implantes dentários em mandíbulas edêntulas com aplicação de carregamento imediato, bem como os componentes e materiais adotados, são apresentados nesse capítulo.

CAPÍTULO 5

Neste capítulo, são mostrados e discutidos os resultados obtidos pelo Método de Elementos Finitos (MEF), bem como as microestruturas das principais ligas adotadas, reveladas no microscópio eletrônico. A análise compreende principalmente a comparação de dois sistemas de próteses fixas, com relação a filosofia de montagem, sendo um composto somente com implantes retos e outro com retos e inclinados, do mesmo modo as barras protéticas de diferentes ligas metálicas foram confrontadas entre si. A interface implante/osso na região cervical do implante também foi observada e analisada, de forma a complementar o estudo global da biomecânica dos sistemas protéticos.

CAPÍTULO 6

No capítulo 6, encontram-se as conclusões obtidas bem como algumas sugestões para novas pesquisas.

1.3 Justificativa

A importância de se entender a biomecânica dos sistemas protéticos, aliada a uma avaliação dos biomateriais, na tomada de decisão do profissional na escolha de quais configurações, materiais e métodos que irá adotar durante a reabilitação de um paciente, motivou a realização deste estudo.

O comportamento mecânico dos principais componentes das próteses, confeccionados nos materiais mais utilizados atualmente, dispostos conforme os sistemas guiados de implantes osteointegrável com aplicação de carga imediata são submetidos a tensões que podem, no caso de moderadas, estimular a aposição óssea; no caso de muito baixas, causar atrofia do tecido ósseo e as muito altas induzir à reabsorção patológica. Já no caso da estrutura protética, as altas tensões podem resultar em um processo de nucleação, crescimento e propagação de trincas que acarretará na destruição parcial ou total das mesmas.

A simulação computacional e a análise de amostras aplicadas atualmente nos implantes cirúrgicos servirão de apoio para tomada de decisões na escolha do melhor projeto protético de reabilitação para cada indivíduo edêntulo.

CAPÍTULO 2

Implantodontia

A especialidade odontológica da implantodontia tem por fundamento a implantação de artefatos metálicos, normalmente feitos de titânio comercialmente puro, para a substituição de elementos dentais perdidos. Implantes odontológicos atuais apresentam alto índice de sucesso devido à capacidade de osseointegração, que é a união entre o osso e o implante sem interposição de tecido fibroso (Castilho, 2006).

2.1 – Evolução Histórica

Wilwerding (2001) acredita que no passado, a madeira, o metal ou a pedra teriam sido entalhados ou moldados na forma de raiz para implantes. A mesma parte da pedra ou algo que pudesse ser adicionado à raiz era então moldado de forma a servir como a coroa do dente.

O exato momento que a ciência odontológica surgiu não se sabe, no entanto de acordo com Moore (2003), existem amplas provas da existência da arte dentária entre as civilizações dos Egípcios, Etruscos, Assírios, Chineses etc.

A evolução histórica da arte dentária dos implantes segue a seguinte ordem de importância e cronologia segundo os pesquisadores Moore (2003) e Wilwerding (2001):

a) 2500 a.C. – Egípcios apresentaram as primeiras evidências de uma prótese dentária de retenção, encontrada em Gizé, ligando, no lado inferior esquerdo, o segundo e o terceiro molar tecidos com arame de ouro ao redor das margens gengivais dos dentes, conforme figura 2.1a.

b) 700 - 510 a.C. – Período Etrusco da odontologia. Atual Itália Central, alguns 12 exemplares de dentaduras fixas e removíveis deles tem sido preservadas em vários museus, figura 2.2b.

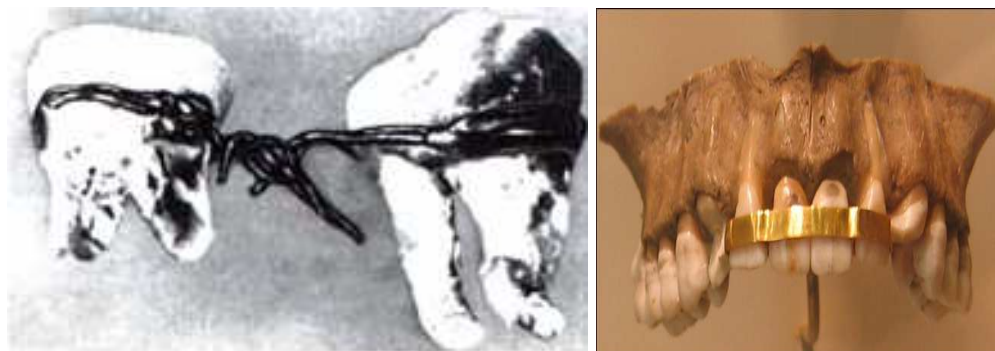


Figura 2.1 - a) dentes unidos com fio de ouro. b) dentadura fixa etrusca (Viegas, 2007).

c) 669 - 626 a.C. - Exemplos Fenícios de protéticos dentários simples de retenção, encontrados em Sidon (Líbano), figura 2.2. Evidências de Práticas Odontológicas na Índia

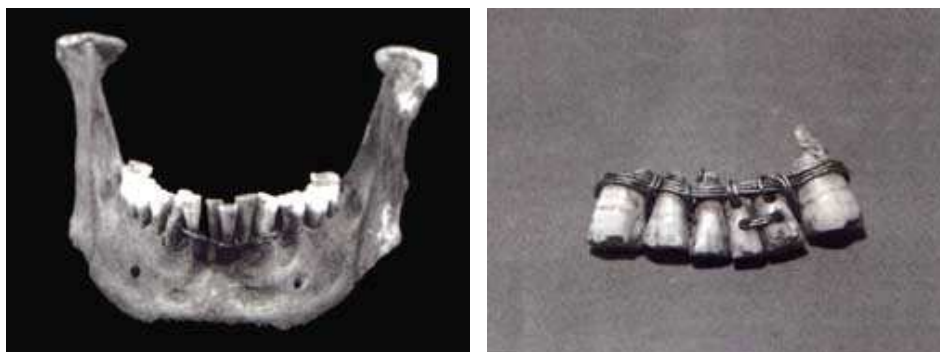


Figura 2.2 - a) fixação dos incisivos, com fio de ouro. b) Prótese mandibular fixa, com quatro incisivos humanos e dois dentes talhados em marfim, tecidos com fio de ouro (Rosani, 2001).

d) 600 a.C. – Antigos Maias poderiam ter realizado transplante de dentes e implantes dentários. Evidências de implantes maias foram descobertos em Honduras (1931). Uma mandíbula fragmentada foi escavada de um sítio em *La Playa de Los Muertos* no *Ulloa Valley*, três implantes feitos de conchas esculpidas estavam no lugar de três dentes incisivos inferiores, conforme figura 2.3.



Figura 2.3 - Mandíbula encontrada em Honduras, apresenta três fragmentos de concha no lugar natural dos incisivos inferiores (Filho, 2003).

e) 1774 – A introdução de porcelana dentro da odontologia pelo farmacêutico francês Duchateau. Kurdvk (1999) destaca ainda, que Duchateau foi o primeiro a ter o conhecimento da produção de próteses que não eram nem de osso, nem de pedra, mas de material que não entrava em putrefação.

f) 1788 – Melhoramento e desenvolvimento de dentaduras em porcelana por de Chemant.

g) 1801 – Dentes individuais de porcelana cozidos com pinos em metal, inventado por Fonzi, figura 2.4a. Kurdvk (1999) ressalta que Fonzi foi felicitado em ter trazido junto ao seu trabalho não somente os talentos artísticos, mas também aqueles de um biólogo, médico e químico.



Figura 2.4 - a) Giuseppangelo Fonzi b) Dentes fabricados por Fonzi (Kurdvk, 1999).

h) 1844 – Início da fabricação em larga escala de dentes em porcelana por S. S. White.

i) 1886 – Harris criou realmente um soquete artificial no osso. Ele colocou então um borne de porcelana com um revestimento de metal áspero no soquete. A

aspereza do metal estava lá para ajudar na retenção. Uma coroa de porcelana foi montada no alto.

j) 1937 – Dr. Strock colocou os primeiros implantes orais um tanto bem sucedidos na universidade de Harvard. Strock publicou um paper dos efeitos fisiológicos da liga do cobalto – cromo – molibdênio (Vitallium^{®3}) no osso, e colocou assim uma série destas ligas implantadas de teste em animais e em seres humanos. Entretanto de acordo com Serson (1985) o primeiro registro de patente de um implante data de 1901. Foi feito em Kansas, E.U.A., e pertenceu a Edwin J.Greenfield. Com uma arquitetura que lembrava uma gaiola, era confeccionado em irídio e platina, figura 2.5.

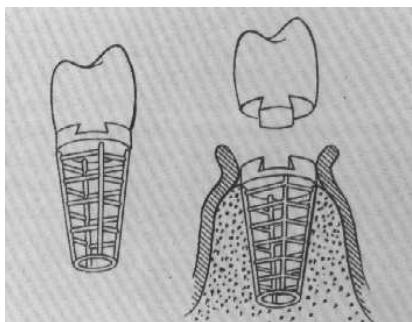


Figura 2.5 - Esquema do implante de Greenfield (Filho, 2003).

k) 1950 – Dr. Per-Ingvar Brånemark, um cirurgião ortopédico sueco, foi envolvido num estudo que pesquisou a atividade da medula óssea. Ele notou que o titânio não teve nenhuma reação adversa com o osso ou com o tecido macio. Destes estudos, Dr. Brånemark decidiu que se necessitava de um termo para descrever esta relação entre o implante de titânio e o osso. Inventou o termo “osseointegração”, figura 2.6.

³ Liga desenvolvida por Albert W. Merrick em 1932 (Wikipédia, 2008)

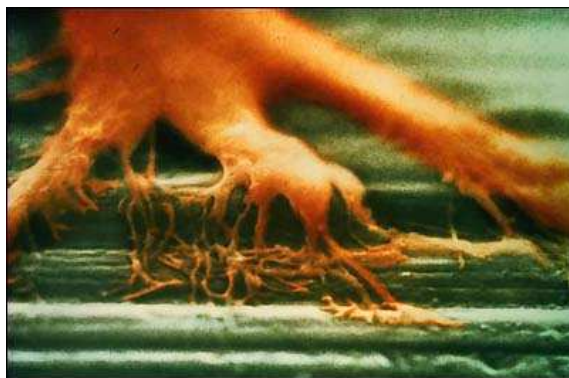


Figura 2.6 - Foto microscópica aumentada mostrando uma célula óssea atacando o titânio – “osseointegração” (Branemark, 2005).

l) 1982 – Dr. George Zarb organizou a Conferência de Toronto em Osseointegração na Odontologia Clínica. Esta conferência impactaria a odontologia na América do Norte para sempre.

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, complementa Barbosa (2006).

2.2 – Implante Osseointegrado

De acordo com Filho (2003), a implantodontia osseointegrada, além de mudar a interpretação biológica e mecânica vigente, coincidentemente ou não, adotou o mesmo princípio proposto por Greenfield em 1901, compondo os implantes com dois corpos, instalados em momentos distintos, e criou o sistema protético parafusado (Figura 2.7), em que as próteses são fixadas aos implantes ou intermediários por parafusos, o que possibilita a sua remoção, com relativa facilidade, sempre que houver necessidade de repará-las, ajustá-las, melhor avaliar as condições dos implantes ou até mesmo a remoção dos intermediários, retornando o implante à condição submucoso, por curto espaço de tempo ou definitivamente.

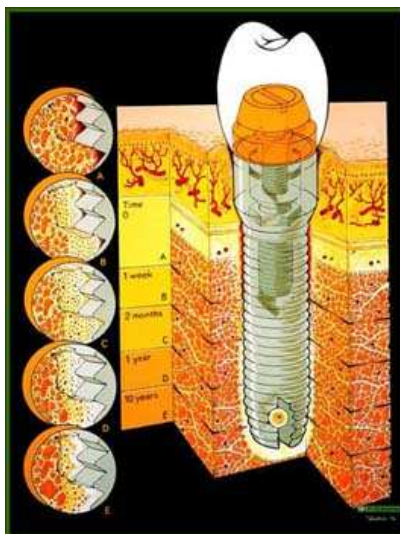


Figura 2.7 - Desenho esquemático do implante de Branemark (Branemark, 2005).

Para Barbosa (2006), 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.

2.3 – Componentes protéticos para próteses tipo protocolo

Lang, et al. (2003) definem o complexo implantar como sendo uma montagem de múltiplos componentes, tais como corpo do implante, pilar protético, parafuso do pilar, cilindro, parafuso protético, que formam um conjunto mecânico parafusado, conforme figura 2.9A.

Complementando, Telles e Coelho (2006) descrevem que os componentes intermediários são responsáveis pela conexão do implante com a cavidade oral. As bordas superiores dos intermediários devem estar posicionadas numa mesma altura, de 1 a 2 mm em relação ao nível gengival. Sobre estes componentes, a prótese, com uma infra-estrutura metálica e dentes artificiais presos a ela com resina acrílica, é então parafusada.

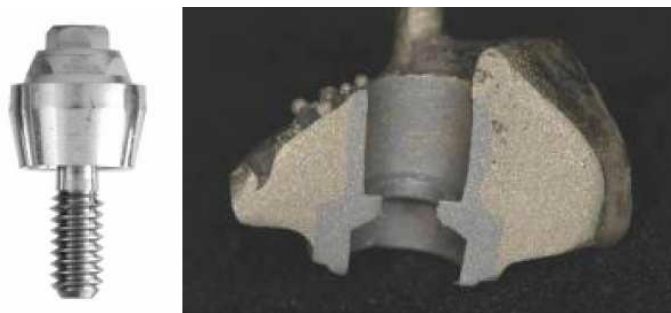


Figura 2.8 - a) Intermediário cônico b) Barra protética (estrutura metálica), obtida por um processo de sobrefundição, seccionada na altura do componente protético (Telles e Coelho, 2006).

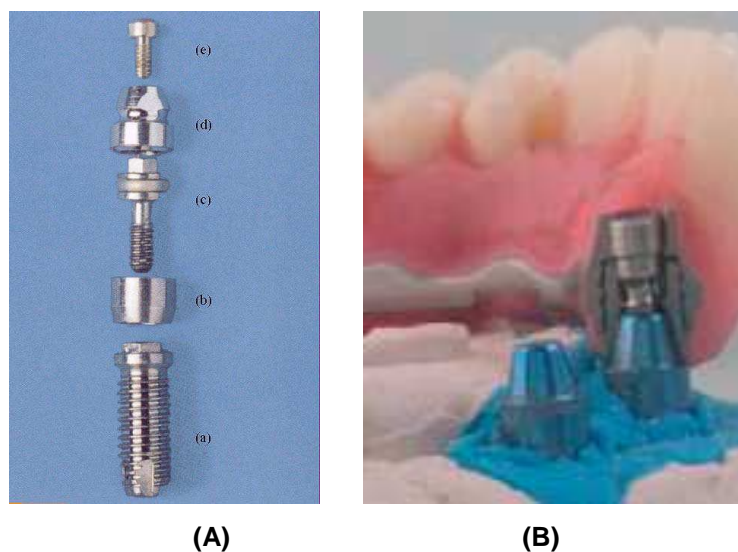


Figura 2.9 - (A) Componentes de um sistema Branemark: (a) implante, (b) pilar prolongador, (c) parafuso do pilar, (d) cilindro, (e) parafuso (Spiekermann, 1995), (B) Barra protética instalada (Catálogo Neodent, 2008)

Segundo Rivaldo et al. (2007), a prótese total sobre implantes também chamada de Protocolo de Branemark ou Prótese de Toronto é uma das alternativas para pacientes totalmente edêntulos com rebordo ósseo que não proporciona retenção e nem estabilidade para uma prótese total convencional. A prótese aparafusada sobre implantes recupera e proporciona uma melhora na mastigação, deglutição, na capacidade fonética e conseqüentemente, na qualidade de vida dos pacientes. O tratamento convencional de um protocolo é realizado em duas etapas, uma cirúrgica e uma protética, com um intervalo de quatro e seis meses respectivamente para mandíbula e maxila. Sobre os implantes são aparafusados pilares e sobre estes a prótese. Esta é confeccionada a partir de uma barra metálica, na qual os dentes acrílicos são fixados.

Telles e Coelho (2006) definem que originalmente os implantes foram desenvolvidos para proporcionar conforto aos pacientes denominados inválidos orais. Para esses pacientes a instalação de 4 a 6 implantes na região anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos, e a confecção de uma prótese total fixa implantossuportada, também conhecida como prótese tipo protocolo passou a ser uma opção de tratamento, figura 2.10.



Figura 2.10 - Prótese total fixa inferior tipo protocolo com 6 implantes.

Melo, Molinari e Thomé (2004) relatam que o protocolo de carga imediata foi reintroduzido na implantodontia, com a proposta de oferecer importantes vantagens, como menor número de intervenções cirúrgicas, menor tempo entre a inserção dos implantes e a restauração protética final e, conseqüentemente, menor custo e maior satisfação do paciente.

Para Sartori (2005), o conceito de osseointegração trouxe a possibilidade de suporte e retenção para as reabilitações e a técnica de carga imediata permitiu a reabilitação sem o período de espera. Ayub (2007) menciona que inúmeros protocolos cirúrgicos e protéticos foram desenvolvidos para instalação de implantes com carga imediata por meio de uma prótese.

2.4 – Ligas metálicas empregadas na implantodontia

Em um estudo realizado por Mendes (2003), na área de reabilitação oral, ele descreve que além da contínua busca por novos materiais restauradores, os pesquisadores tiveram a preocupação em desenvolver materiais que apresentassem

excelentes propriedades mecânicas e estéticas, mas que também pudessem ser empregados em preparos conservativos, com intuito de proteger a biologia dos tecidos periodontal e pulpar, e preservar a estética do dente.

Os materiais selecionados para utilização em implantes são o resultado de anos de pesquisas das propriedades químicas e físicas de uma gama de diferentes materiais candidatos. De forma ideal, os materiais selecionados não serão apenas biocompatíveis, mas também possuirão propriedades mecânicas comparáveis às do biomaterial que está sendo substituído, qual seja, o osso. Contudo, nenhum material feito pelo homem tem ao mesmo tempo a biocompatibilidade e a combinação de propriedades do osso, isto é, um baixo módulo de elasticidade, resistência e tenacidade à fratura relativamente elevadas, baixo coeficiente de atrito, e excelente resistência ao desgaste. Dessa forma, para essa aplicação, decidiu-se abrir mão de um baixo módulo de elasticidade em favor de uma maior biocompatibilidade e resistência, destaca Callister (2000).

Williams (1987) define biocompatibilidade como sendo a capacidade de um material para se desempenhar em uma aplicação específica com uma resposta apropriada do organismo receptor. Vallet-Regí (1996) menciona que de acordo com a resposta biológica induzida no organismo, os materiais biocompatíveis podem se classificar em biotoleráveis, bioinertes e bioativos.

Para Filho (2003), materiais biotolerados são aqueles que não são necessariamente rejeitados quando implantados no interior dos tecidos, porém são encapsulados por tecido conjuntivo fibroso. Materiais bioinertes permitem aposição óssea em suas superfícies, promovendo uma osteogênese de contato ou à distância. Materiais bioativos também permitem a formação de osso em suas superfícies, mas uma troca iônica com o tecido hospedeiro promove sua ligação química com a interface. Materiais biotolerados, bioinertes e bioativos são todos biocompatíveis por definição, embora possuam aplicações específicas.

Tabela 2.1 - Tabela proposta por Filho (2003), para os materiais de implantes.

Atividade Biodinâmica	Composição Química		
	Metais	Cerâmicas	Polímeros
Biotolerados	Ouro CrCoMo Aço inoxidável		Poliétileno Poliâmida Polimetilmetacrilato Poli tetrafluoretileno Poliuretano
Bioinertes	Nióbio Titânio Tântalo	Óxido de alumínio	
Bioativos		Zircônia Hidroxiapatita Fosfatos de cálcio Fluorapatita Biovidro	

De acordo com a citação de Francisconi, Pereira e Porto (2006), as restaurações metálicas fundidas (RMFs) são empregadas na odontologia desde fins do século XIX. Representam, portanto, um procedimento restaurador muito importante para tratar dentes com amplas destruições coronárias, que não permitam uma restauração direta com amálgama ou resina, devolvendo, assim, a forma e a função na dinâmica mastigatória.

Sjögren et al. (1988), mencionam que a estrutura metálica de uma prótese fixa sobre implantes, na maioria das vezes é confeccionada em liga de ouro tipo III ou de prata-paládio, e que esta estrutura metálica deve ser resistente à corrosão, ter precisão dimensional, rigidez, capacidade para suportar cargas e assentamento passivo aos pilares dos implantes. Porém, segundo Alexandre (2000), tais características incentivaram os pesquisadores a buscar ligas odontológicas alternativas que possuíssem propriedades mecânicas iguais ou melhores que as do ouro. Para os pesquisadores Silva Filho (1989) e Wataha (2002), o fator econômico foi outro importante motivo para esta busca, evidenciado após a elevação do preço do ouro em 1969 e mais recentemente (1995-2001) pela instabilidade do preço do paládio.

Lacroix (1997) descreve que três fatores principais vêm influenciando a evolução das ligas metálicas para fundições odontológicas: os avanços tecnológicos

das próteses dentárias, os avanços no campo da metalurgia e as mudanças no preço dos metais preciosos a partir de 1968.

Segundo Francisconi, Pereira e Porto (2006), o mercado odontológico apresenta grande variedade de ligas não áureas, tanto de fabricação nacional quanto importada, usadas como alternativas. Elas são complexas e com procedimentos laboratoriais críticos que requerem mais precisão do que as ligas de ouro, especialmente durante os processos de fabricação e fundição. As ligas alternativas são classificadas em três categorias principais: ligas com baixo teor de ouro, ligas à base de prata-paládio e ligas de metais comuns (níquel-cromo, estanho-antimônio, cobre-alumínio, cobre-zinco, cobre-níquel e prata-estanho). Segundo a especificação n. 5 da American Dental Association (ADA), tabela 2.2, as ligas alternativas qualificam-se, de acordo com a dureza Vickers, em quatro tipos, seguindo a especificação estabelecida anteriormente para as ligas áureas que, hoje em dia, abrange também as ligas alternativas.

Tabela 2.2 - Classificação das ligas áureas conforme a dureza (American Dental Association (ADA)).

Tipo	Ouros e metais do grupo platina(% mínima)	Dureza Vickers mínima	Dureza Vickers máxima
I Macia	83	50	90
II Média	78	90	120
III Dura	78	120	150
IV Extradura	75	150	-

Segundo Goodacre (1989), a liga classificada como tipo I (macia) é indicada para restaurações submetidas a pequenas tensões; a de tipo II (média), para restaurações submetidas a tensões moderadas; a de tipo III (dura), para situações de alta tensão; e a de tipo IV (extradura), para situações de extrema tensão em próteses fixas.

Conforme relato de Vilar (2008), existe um grande número de ligas metálicas para a reconstrução dentária, as quais são divididas em dois grandes grupos: ligas de metais nobres e preciosos; e outras ligas metálicas. As do primeiro tipo comportam os elementos Au, Pt, Ag, Pd e as denominadas “Outras ligas metálicas”

comportam as ligas de Co-Cr, as de Ni-Cr, as de Ti e as de aço inoxidável. No geral, as ligas desse grupo apresentam propriedades mecânicas bastante superiores às das ligas de metais nobres, além de elevada resistência ao desgaste. Para o protético, esse tipo de liga é consideravelmente mais difícil de manusear, porque exige elevadas temperaturas de fusão.

Tabela 2.3 - Propriedades de Ligas Metálicas (Anusavice, 2005).

Propriedades	Ligas Nobres	Co-Cr	Ni-Cr	Ticp
Biocompatibilidade	Excelente	Excelente	Regular	Excelente
Densidade(g/cm ³)	14	7,5	7,5	4,5
Módulo de Elasticidade (GPa)	90	145-220	210	103
União à Porcelana	Excelente	Regular	Boa	Regular
Custo do Metal	Alto	Baixo	Baixo	Baixo

De acordo com Moffa (1977), a liga mais utilizada para a confecção da infraestrutura metálica é a de níquel-cromo. A grande maioria dessas ligas é formada por Ni (68,0 a 80,0%) e Cr (11,9 a 26,3%), além de percentagens menores de outros elementos como o molibdênio, berílio, silício, alumínio e titânio. O elemento Cr, embora desempenhe papel fundamental na capacidade passivadora da liga, tende a aumentar a dureza e a temperatura de fusão, sendo, esta última, importante característica para aumentar a margem de segurança durante a queima da cerâmica.

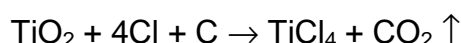
Conforme Huang et al. (2005), as ligas de níquel-cromo apresentam boas propriedades como elevada dureza, baixa densidade além de alta resistência a tração. O seu baixo custo e fácil processamento fizeram com que elas fossem amplamente utilizadas em prótese fixa.

Segundo Jacques (2000) as ligas de cobalto-cromo têm sido utilizadas como liga-padrão para a confecção de estruturas para próteses parciais removíveis, desde que foram introduzidas para uso odontológico na década de 30. Estas ligas apresentam um baixo peso específico (densidade), boa resistência à corrosão e ao manchamento, baixo custo, alto módulo de elasticidade (rigidez) e alta dureza e temperatura de fusão, quando comparadas às ligas de ouro.

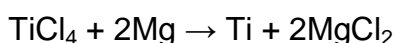
Os pesquisadores Yamakami et al. (2006), discorrem que as ligas a base de Cobalto são utilizadas há mais de meio século pela Odontologia na confecção de próteses devido às suas características como: biocompatibilidade, resistência mecânica, resistência ao desgaste e à oxidação, baixa densidade e boa fundibilidade. A incidência de falhas de próteses odontológicas é um grande problema que representa inconvenientes e gastos tanto para os usuários como para os profissionais da área.

Já Rodrigues (2005) menciona em seu estudo a importância do titânio na odontologia. Por apresentar baixa densidade ($4,2 \text{ g/cm}^3$), o titânio permite a obtenção de estruturas metálicas ainda mais leves que as obtidas em ligas de Co-Cr ($8,9 \text{ g/cm}^3$), proporcionando maior conforto ao paciente. No entanto, esta característica representa um problema quando são utilizados métodos tradicionais de injeção da liga fundida no molde.

De acordo com Shaw (2001), o titânio é um elemento da coluna IVB da tabela periódica, abundante na natureza na forma de óxido, sendo relativamente difícil de ser purificado. Uma das maneiras mais populares de refinar o titânio é pela conversão para Tetracloreto:



O Tetracloreto de titânio é reduzido a partir do magnésio:



Uma das ligas amplamente usada é composta de 6%p Al, 4%p V, e o restante de titânio (Ti-6Al-4V).

Em 1980 Ida et al., investigaram as propriedades do titânio (Ti) e de suas ligas considerando suas possíveis aplicações para o uso no campo da Odontologia. Os autores afirmaram que o titânio apresenta dificuldades quanto sua fusibilidade, estas relacionadas à alta reatividade química que o metal apresenta quando submetido a altas temperaturas. Entretanto, concluíram que a fluidez e propriedades

mecânicas do titânio fundido foram tão boas quanto às propriedades das ligas de Cobalto-Cromo e Níquel-Cromo, comumente utilizadas para a obtenção de estruturas na Odontologia.

De acordo com os estudos apresentados por Craig et al. (1997), o titânio tornou-se um material atrativo para a Odontologia devido a sua resistência à degradação eletroquímica, resposta biológica favorável, peso leve, baixo módulo de elasticidade, baixa densidade e alta resistência. Segundo os autores a formação da camada óxida é a base para a resistência à corrosão e biocompatibilidade deste material. Para os autores apesar das grandes propriedades inerentes a este material, seu alto ponto de fusão (1700°C) e reatividade química são fatores que podem afetar seu processo de fundição.

2.5 – Principais complicações mecânicas em implantes osseointegráveis

Um dos estudos pioneiros de biomecânica em implantes dentários foi o de Skalak (1983), que analisou as tensões envolvendo os implantes osseointegrados e o tecido ósseo. Em seu trabalho, o autor descreve ser um aspecto crítico para o sucesso ou fracasso de um implante a maneira no qual o tensão mecânica é transferida do implante para o tecido ósseo. É essencial que o implante e o tecido ósseo não sejam carregados além de sua capacidade de fadiga, é também necessário evitar qualquer movimentação que possa produzir reabsorção do tecido ósseo e perda progressiva do implante. A conexão firme de uma prótese sobre implantes osseointegrados resulta em uma estrutura única na qual a prótese, os parafusos e o tecido ósseo agem como uma unidade e qualquer desalinhamento que haja da prótese fixa com os implantes, resultará em uma tensão interna da prótese, implantes e osso. O mesmo autor ainda enfatiza que muito embora essas tensões não possam ser detectadas por análise visual, podem ocasionar falhas mesmo sem a presença de forças externas.

Aparicio (1994) discorre sobre a importância no total assentamento da prótese com os implantes, já que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, que poderá resultar em perda ou fratura dos

parafusos ou do próprio implante, podendo afetar também os elementos biológicos, levando a perda da osseointegração.

As falhas mecânicas mais freqüentes nas próteses sobre implantes são o afrouxamento e fratura do parafuso da prótese e do parafuso do pilar intermediário, fratura do acrílico e da barra na área da solda. Grandes extensões de *cantilever*, especialmente quando os implantes são colocados em linha reta em vez de um arranjo semilunar, parece estar associada à fratura dos componentes protéticos relatam Zarb e Bolender (2006)

2.6 – Biomecânica de próteses fixas implanto suportadas

Segundo Renouard e Rangert (2001), 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 à falhas.

Deines et al. (1993) menciona que fatores como os concentradores de tensão e a magnitude das componentes da tensão estão sujeitos a algumas variáveis, como o dente antagonista, força oclusal, número de implantes para distribuir a carga, posição do implante, rigidez da prótese e geometria do implante.

Telles e Coelho (2006) descrevem que a transmissão para o osso das cargas verticais e laterais aplicadas a uma prótese total fixa depende do número, disposição e tamanho dos implantes usados, bem como, de forma e resistência da própria prótese e da qualidade óssea. Acrescentam ainda que para próteses fixas com *cantilevers*, ver figura 2.11, a carga nos implantes é aumentada. Desta forma, a qualidade do tecido ósseo e, principalmente, a disposição e as características dos implantes devem ser levadas em consideração para o estabelecimento da extensão dos *cantilevers*. Quando são usados *cantilevers* os mesmos não devem ser maiores

do que 20 mm, devendo idealmente ser menores do que 15 mm para minimizar o torque sobre os implantes.



Figura 2.11 - Figura esquemática das forças que uma prótese com *cantilever* desenvolve sobre os implantes (Telles e Coelho, 2006)

Para Bidez e Misch (1992), a oclusão é um fator importante na determinação da direção de carga. Forças compressivas devem ser as predominantes na oclusão da prótese sobre implantes, pois são menos nocivas que as forças de tração. O osso cortical é mais resistente à compressão.

Com relação à força de oclusão, os autores Carr e Laney (1987) citam que para pessoas portadoras de prótese total uma força máxima de oclusão, geralmente fica em torno de um terço a um sexto daquelas encontradas em pessoas com dentes naturais saudáveis, sendo, de acordo com Black (1895), a força em indivíduos dentados de aproximadamente 1225 N.

Lucas (2003) menciona em seu estudo que muitas vezes torna-se difícil detectar a força desenvolvida na mastigação, deste modo, alguns autores preferem estudar a força máxima de mordida. Segundo Gibbs et al. (1981), a força de mastigação representa 30 a 40% da força máxima de mordida.

De acordo com Souza (2007), a força mastigatória média mais alta possível de ser mantida é de aproximadamente 756 N. Entretanto, as forças de mordida podem variar significativamente de uma área para outra da boca (de acordo com o grupo de dentes) e entre os indivíduos. Nos molares a força de mordida pode variar de 400 a 890 N, nos pré-molares de 222 a 445 N, nos caninos de 133 a 334 N e nos incisivos de 89 a 111 N.

Sertgöz (1997) realizou um estudo utilizando análise tridimensional de elemento finito para avaliar os efeitos, tanto dos materiais utilizados na confecção de infra-estrutura, como da superfície oclusal na distribuição das tensões em próteses fixas implantossuportadas e no tecido ósseo de suporte. Foi simulada uma situação de prótese total fixa no arco mandibular, suportada por 6 implantes localizados na região anterior e com extensões em *cantilever* bilaterais de 16 mm. O intuito era determinar a melhor combinação de materiais tanto para infra-estrutura quanto para a superfície oclusal. Para isso, utilizou ligas de ouro, cobalto-cromo, prata-paládio e titânio para a infra-estrutura e resina acrílica, resina composta e porcelana para superfície oclusal. Uma carga vertical total de 172 N foi empregada, o que correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implantossuportada mandibular, no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos *cantilevers* e também em 4 pontos distribuídos na região anterior, entre os implantes distais. Como resultado foi constatado que a tensão gerada no tecido ósseo ao redor dos implantes foi baixo e que os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. Através dos resultados obtidos foi sugerido que a utilização de materiais mais rígidos poderia prevenir as falhas protéticas e que a infra-estrutura em liga de cobalto-cromo com a superfície oclusal em porcelana foi a melhor combinação de materiais encontrada, com relação à biomecânica.

Chao et al. em 1988, avaliaram a possibilidade da utilização das ligas de cobalto-cromo na confecção de infra-estrutura para próteses fixas implantossuportadas comparando-as a liga paládio-prata. As infra-estruturas em paládio-prata apresentavam 6 mm de largura e 4 mm de espessura, com *cantilever* de 22 mm de extensão, enquanto que as infra-estruturas em cromo-cobalto diferiam apenas na largura, com 2,5 mm. Foram fixados extensômetros no *cantilever* variando a distância em 7, 10 e 14 mm para distal do intermediário terminal. Com a infra-estrutura parafusada no modelo-mestre foi aplicada uma carga de 12 kg no *cantilever*, a uma distância de 14 e 20 mm para distal do intermediário terminal. Os resultados obtidos com as ligas de cobalto-cromo foram promissores, porém a maioria destas infra-estruturas recebeu algum tipo de ajuste antes de se adaptarem aos intermediários, o que não aconteceu com as ligas de paládio-prata, os autores

atribuíram esse acontecido a possível maior contração de fundição da liga de cobalto-cromo ao menor grau de adaptação dos cilindros duplicados de resina acrílica em relação aos cilindros de ouro. A média de abertura marginal, entre infra-estrutura e intermediário, foram 26,4 μm e 8 μm para as ligas de cobalto-cromo e prata-paládio respectivamente. Quanto à tensão gerada foi sempre maior na região mais próxima do intermediário terminal, independente do local de aplicação da carga. Em relação às infra-estruturas de cobalto-cromo, concluíram que embora inferior às das de paládio-prata, mostraram-se de adaptação aceitável e com maior resistência à deformação, por serem mais rígidas.

Suedam, verificou em 2005 a deformação gerada em diferentes alturas de componentes intermediários de prótese total fixa mandibular implantossuportada. O trabalho apresentou dois grupos de três corpos de prova cada, divididos de acordo com o tipo de liga das infra-estruturas (Co-Cr ou Pd-Ag) e altura dos intermediários (4,0 mm, 5,5 mm e 7,0 mm), respectivamente. Foi aplicada uma força de 100N, em um ponto de referência pré-determinado na extremidade livre, a uma distância de 15mm do centro da réplica de fixação terminal e realizadas leituras das deformações geradas na mesial e na distal de cada intermediário, com o uso de extensômetros lineares elétricos. Os resultados do estudo demonstraram que o aumento da deformação captada no intermediário adjacente ao cantilever é promovido pelo aumento da altura dos intermediários e também pela utilização de uma liga de alto módulo de elasticidade.

Em 2006, Naconecy desenvolveu um estudo *in vitro* onde teve por objetivo analisar as forças de tração, compressão e momentos fletores exercidos nos pilares de sustentação de próteses tipo protocolo Brånemark em função da variação do número de pilares (três, quatro ou cinco) e da inclinação dos implantes distais (retos ou inclinados). Foram utilizadas barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa tipo Protocolo Brånemark sobre dois modelos-mestre: um modelo com todos os implantes retos e paralelos entre si e outro com os dois implantes distais inclinados. Extensômetros foram colados nos pilares protéticos de cada modelo-mestre para medir a deformação quando da aplicação de uma carga estática de 50 N no extremo livre (15 mm) de cada barra metálica. Os resultados sugerem que a inclinação dos implantes posteriores permite uma melhor distribuição

de forças e momentos fletores em pilares para próteses tipo Protocolo Brånemark nas configurações com quatro e cinco pilares em relação à configuração com três pilares.

De acordo com Ayub (2007), a resposta biomecânica é fator determinante no sucesso das próteses implantossuportadas. O comportamento biomecânico diante das cargas mastigatórias é dependente das propriedades mecânicas e geométricas do osso, dos implantes, componentes, infra-estrutura e oclusão antagonista, isto é, da disponibilidade óssea, do número, tamanho, forma e distribuição dos implantes, sua localização em relação ao osso e a outras estruturas, seleção dos componentes, desenho e reversibilidade da prótese e do tipo de oclusão.

CAPÍTULO 3

Conceitos Fundamentais

De forma a facilitar o entendimento deste estudo dentro das diversas áreas afins tendo em vista os vários termos, processos e procedimentos técnicos específicos de cada área, torna-se de grande valia o conhecimento de alguns conceitos fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho, pois de acordo com Barbosa (2006), 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.

3.1 – Resistência dos Materiais

A Resistência dos Materiais é uma ciência desenvolvida a partir de ensaios experimentais e de análises teóricas, os ensaios ou testes experimentais, realizados em laboratórios, visam determinar as características físicas dos materiais, tais como as propriedades de resistência e rigidez, usando Corpos de Prova (CP) de dimensões adequadas e as análises teóricas determinam o comportamento mecânico das peças em modelos matemáticos idealizados, que devem ter razoável correlação com a realidade (Barbosa, 2007).

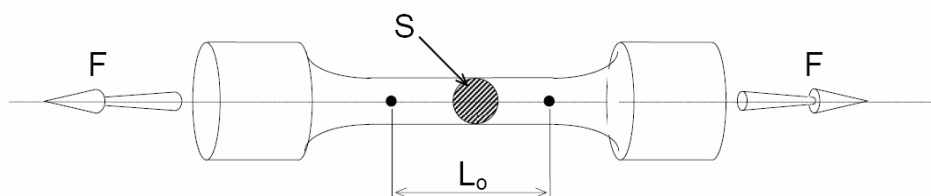


Figura 3.12 - Corpo de prova para ensaio mecânico de tração (Bento, 2003).

No ensaio de tração, o CP é submetido a uma carga normal “F”, ver figura 3.12. À medida que este carregamento aumenta, pode ser observado um aumento na distância entre os pontos marcados “ L_0 ” e uma redução na área de seção

transversal “S”, até a ruptura do material. A partir da medição da variação destas grandezas, feita pela máquina de ensaio (figura 3.13), é obtido o diagrama de *tensão* (σ) *x* *deformação* (ϵ) (Bento, 2003).

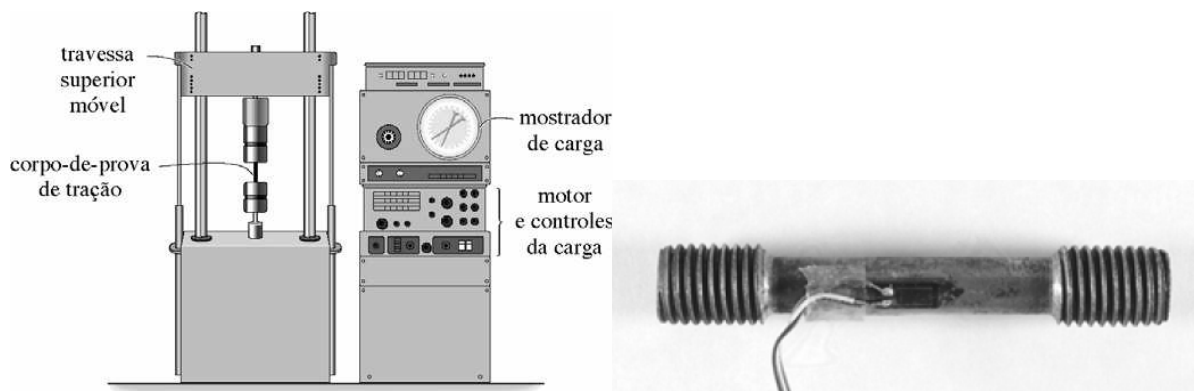


Figura 3.13 - Máquina de ensaio e corpo de prova com extensômetro instalado (Buffoni, 2008).

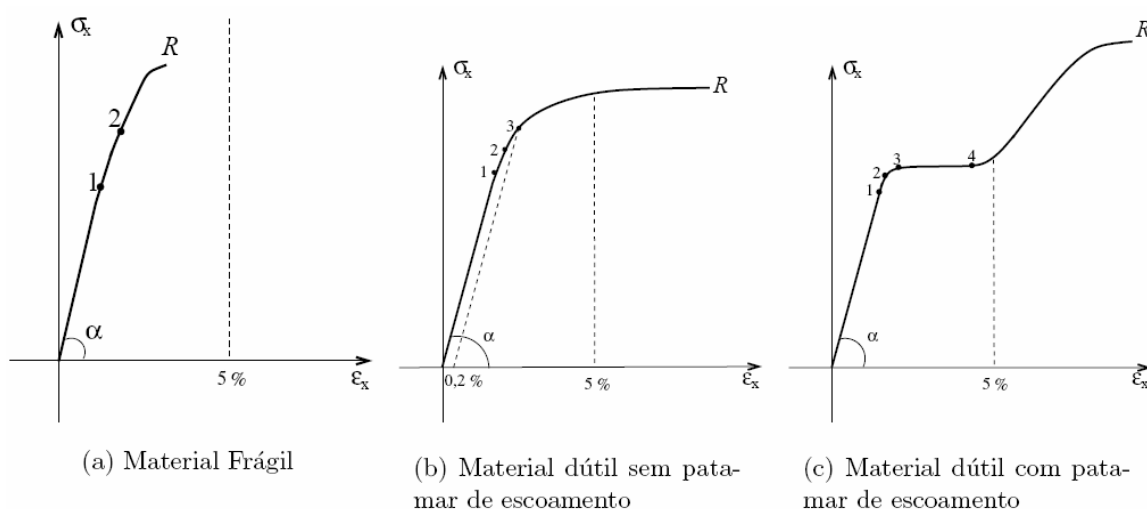


Figura 3.14 - Exemplos de diagramas do ensaio de tração em materiais de comportamento linear (Barbosa, 2007)

As características principais observadas nos diagramas da figura 3.14 são as seguintes:

- (a) Material frágil: A ruptura (ponto R) aparece para valores $\epsilon_x < 5\%$;
- (b) Material dútil sem patamar de escoamento definido. A ruptura (ponto R) se dá para valores $\epsilon_x \gg 5\%$ e o material não apresenta patamar de escoamento, onde há aumento de deformação com a tensão aproximadamente constante.
- (c) Material dútil com escoamento definido. A ruptura (ponto R) surge para valores $\epsilon_x \gg 5\%$ e o material apresenta patamar de escoamento (trecho entre os

pontos 3 e 4), onde há aumento de deformação com a tensão aproximadamente constante.

Para materiais dúcteis pode-se verificar experimentalmente no diagrama tensão-deformação obtido num ensaio de tração, que existe um nível de tensão próximo ao limite de proporcionalidade, tal que, quando o CP é carregado acima deste nível, o mesmo não retorna a sua configuração original. Este ponto é chamado de limite de elasticidade (ponto 2 - figura 3.14). Após este ponto passam a existir deformações permanentes ou plásticas.

O limite de elasticidade e o limite de proporcionalidade são difíceis de se determinar com precisão. Em razão disso, os engenheiros utilizam para o início do comportamento não-elástico a tensão de escoamento ou ponto de escoamento.

Para material dútil com patamar de escoamento, este ponto é obtido diretamente da curva tensão-deformação (ver ponto 3 da figura 3.14(c)). Já para os sem patamar de escoamento, este ponto é arbitrado como sendo a tensão que provoca uma pequena deformação residual de 0,2 % após o descarregamento.

Durante a fase elástica, ou seja, para níveis de tensões até o limite de elasticidade (ou tensão de escoamento para efeitos práticos) a relação entre a tensão σ_x e a deformação ε_x pode ser escrita na forma:

$$\sigma_x = \tan \alpha \varepsilon_x = E \varepsilon_x \quad (3.1)$$

onde $E = \tan \alpha$ é o coeficiente angular da reta conhecido como Módulo de Elasticidade Longitudinal ou Módulo de Young.

A equação (3.1) mostra que para materiais trabalhando em regime elástico linear tem-se que a tensão é diretamente proporcional à deformação. Esta relação é conhecida como lei de Hooke, em homenagem a Robert Hooke que obteve esta proporcionalidade há mais de 300 anos.

Além de gerar deformações ε_x , a tensão σ_x aplicada ao CP, conforme já destacado neste texto, gera deformações lineares nas direções transversais (ε_y e ε_z). Tomando-se então a razão entre a medida obtida para a variação da seção transversal (ΔS) e a seção transversal inicial (S) do CP pode-se escrever:

$$\varepsilon_y = \Delta S / S \quad (3.2)$$

$$\varepsilon_z = \Delta S / S \quad (3.3)$$

Conhecidos os valores de ε_x , ε_y e ε_z (obtidos experimentalmente com as medidas dos extensômetros, figura 3.13b) é possível estabelecer as relações:

$$\varepsilon_y / \varepsilon_x = \text{constante} = -\nu \quad (3.4)$$

$$\varepsilon_z / \varepsilon_x = \text{constante} = -\nu \quad (3.5)$$

onde ν é denominado de Coeficiente de Poisson e é uma característica física do material.

3.1.1 – Critérios de Resistência

A falha de materiais de engenharia é quase sempre um evento indesejável por vários motivos: vidas humanas que são colocadas em perigo, perdas econômicas, e a interferência na disponibilidade de produtos e serviços. Embora as causas de falhas e o comportamento de materiais possam ser conhecidos, a prevenção de falhas é uma condição difícil de ser garantida. As causas usuais são a seleção e o processo dos materiais de uma maneira não apropriada, e o projeto inadequado do componente ou a sua má utilização (Callister, 2000).

As formas com que o componente estrutural pode falhar (Figura 3.15) dependem do tipo de carregamento, tipo do material, condições ambientais, tempo de vida, cuidados com manutenção, etc. Quando uma dada peça ou um componente estrutural vem a falhar, por algum modo de falha que dependa da resistência e não

da estabilidade, pode-se dizer que o início da falha vai ocorrer nos pontos mais solicitados do material e nestes pontos a solicitação atuante muito provavelmente ultrapassa o limite elástico do material. Assim sendo, para que se possa analisar em maiores detalhes o comportamento de uma dada peça quando na condição de falha eminente, torna-se necessário o estudo do que ocorre com o comportamento do material no domínio elastoplasto (Rosa, 2002).



Figura 3.15 - a) Barra fraturada de uma prótese fixa tipo protocolo sobre 5 implantes. (Telles e Coelho, 2006) b) Parafusos protéticos de ouro fraturados após a reabilitação sobre implante ter sido finalizada. (Barbosa, 2006).

Vários critérios diferentes, a respeito da falha dos materiais, foram propostos ao longo do tempo:

Teoria da maior tensão normal (Lamé, Rankine);

Teoria da máxima deformação normal (Poncelet, Saint-Venant);

Teoria da maior deformação linear (Grashof, Résal);

Teoria da máxima tensão de cisalhamento (Coulomb, Saint-Venant, Tresca);

Teoria do atrito interno (Coulomb, Mohr);

Teoria da máxima energia de deformação (Beltrami, Haigh);

Teoria da máxima energia de distorção (Hencky – Von Mises).

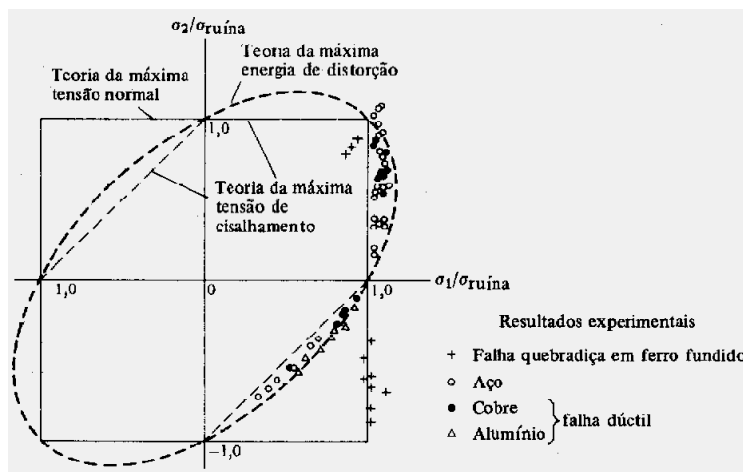


Figura 3.16 - Gráfico comparativo entre os principais critérios de resistência (Morilla, 2008).

A teoria da máxima energia de distorção, também conhecida como critério de Von Mises, ou de Henky, prevê que a falha ocorre quando, em qualquer ponto do material, a energia de distorção, por unidade de volume, for maior que o valor limite obtido no ensaio de tração do material.

Quando as tensões principais possuem valores diferentes, o cubo (figura 3.17) que representa o ponto se transforma em paralelepípedo. A energia (U) para esta distorção é dada por:

$$U = \frac{1+\nu}{6 \times E} \left[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 \right] \quad (3.6)$$

onde E é o módulo de elasticidade do material e ν é o coeficiente de Poisson.

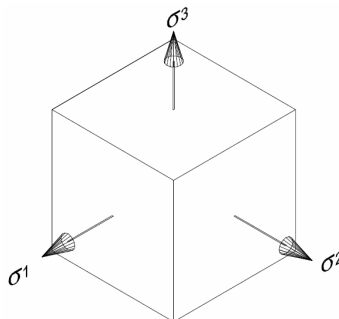


Figura 3.17 - Tensões principais para um estado de tensões (Morilla, 2008).

O mesmo fato acontece com a tensão equivalente já que nesta situação $\sigma_1 = \sigma_{eq}$ e $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$. Para a tensão equivalente, a energia de distorção fica:

$$U = \frac{1+\nu}{6 \times E} \times 2 \times \sigma_{eq}^2 \quad (3.7)$$

Igualando-se as expressões 3.6 e 3.7 tem-se:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 < 2 \sigma_{eq}^2 \quad (3.8)$$

onde a desigualdade indica a região de segurança.

3.1.2 – Tensão Admissível

No projeto de um elemento estrutural ou componente de máquina, deve-se considerar que a carga limite do material seja maior que o carregamento que este irá suportar em condições normais de utilização. Este carregamento menor é chamado de admissível (σ_{adm}), de trabalho ou de projeto. Quando se aplica a carga admissível, apenas uma parte da capacidade do material está sendo solicitada, a outra parte é reservada para garantir ao material, condições de utilização segura (Bento, 2003).

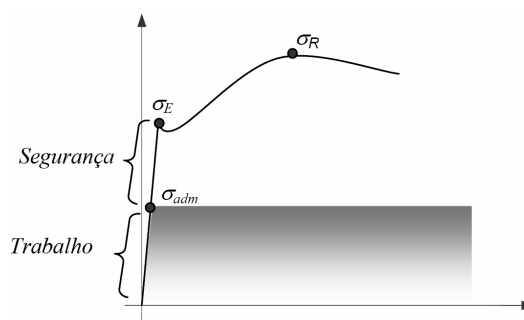


Figura 3.18 - Tensão admissível (Bento, 2003)

As propriedades mecânicas, relativas à resistência, permitem que se fixe a tensão admissível (σ_{adm}) do material. Obtém-se essa tensão dividindo-se ou o limite de escoamento ou o limite de resistência por um número, maior do que 1,

denominado Fator de Segurança (FS) (Nash, 1976). Geralmente, esta tensão deverá ser mantida na região de deformação elástica do material (Bento, 2003).

Segundo Moraes e Carvalho (1982) a tensão considerada perigosa poderá ser qualquer, definida por um teste do material ou simplesmente fixada pelo projetista. Em geral, toma-se o limite de escoamento (σ_e) do material para material dúctil e carga constante. Para materiais frágeis⁴ e carga constante, considera-se a tensão de ruptura (σ_{rt}). Assim sendo, ainda conforme os mesmos autores, as tensões admissíveis são obtidas pela divisão da tensão perigosa pelo Fator de Segurança.

$$\sigma_{adm} = \sigma / FS \quad (3.9)$$

onde σ varia entre a tensão de escoamento para material dúctil e a tensão de ruptura para material frágil.

3.1.3 – Fator de Segurança (FS)

O coeficiente ou fator de segurança é utilizado no dimensionamento dos elementos de construção visando assegurar o equilíbrio entre a qualidade de construção e seu custo (Bento, 2003). A fixação do FS é feita nas normas de cálculo e, algumas vezes, pelo próprio calculista, baseado em experiências e de acordo com o seu critério (Nash, 1976).

De acordo com os autores Moraes e Carvalho (1982), Shigley (1988) e Bento (2003), o FS deve ser fixado com base em projetos existentes, em indicações tabeladas, gerais ou particulares, com o discernimento que o conhecimento teórico propicia ao projetista. Influenciam, fortemente, o valor do FS os seguintes elementos:

⁴ Admite-se frágil (friável) o material que apresenta, até a ruptura, um alongamento de, no máximo, 5% (Moraes e Carvalho, 1982)

- a) material da peça (dúctil, frágil, homogêneo, especificações bem conhecidas etc.);
- b) carga que atua na peça (constante, variável, modo de aplicação, bem conhecida, sobrecargas possíveis etc.);
- c) frequência de carregamento;
- d) ambiente de atuação;
- e) grau de importância do membro projetado.

No entanto Moraes e Carvalho (1982) acrescentam que os dois primeiros itens, a) e b), servem de ponto de partida para a escolha inicial, ordem de grandeza, do FS e os três outros obrigam a aumentar o valor fixado. Os mesmos autores apresentam uma tabela de fatores de segurança (Tabela 3.4), que poderá servir de comparação ou tomada como base, para as primeiras escolhas.

Tabela 3.4 - Valores de FS - Material Dúctil, Tensão Considerada Perigosa: σ_e

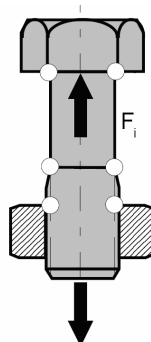
Carga		FS	Observações
Constante	Gradualmente aplicada	1,5 a 2	Para material frágil, tomar os valores tabelados multiplicados por 2 a 3, considerando σ_{rt} como tensão perigosa
	Subitamente aplicada	3 a 4	
Variável	Repetida	3 a 5	
	Sem reversão	3 a 5	
	Com reversão parcial	4 a 8	
	Com reversão total (alternada)	4 a 8	

3.2 – Junção por meio de parafusos

Para Moraes e Carvalho (1982) o parafuso ocupa o primeiro lugar entre os elementos de junção desmontáveis, podendo ser fabricados em materiais ferrosos e não ferrosos. Certos materiais são empregados por terem características especiais, exigidas em certas ocasiões, como resistência à corrosão, propriedades magnéticas, condutividade elétrica etc.

A função básica do parafuso é criar uma força de travamento entre as duas partes da conexão, de forma a prevenir a separação, perda da tensão e evitar

afrouxamento quando exposto a vibração ou cargas cíclicas externas. O aperto cria uma tensão tanto na cabeça do parafuso que assenta no pilar, como entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso; essa tensão é denominada de pré-carga, sendo esta, diretamente proporcional ao torque aplicado (Binon, 1996).



○ - Localização dos pontos críticos

Figura 3.19 - Regiões propícias à falha (Rosa, 2002).

A relação entre a carga inicial de montagem, F_i , e o torque de aperto, T , pode ser feita por meio da expressão seguinte:

$$T = c \times d \times F_i, \quad (3.10)$$

onde,

c = coeficiente de torque (parafusos montados sem lubrificação: $c \approx 0,2$ e parafusos montados com lubrificação: $c \approx 0,15$)

d = diâmetro nominal do parafuso.

Almeida (2005) apresenta as desvantagens provindas das uniões parafusadas: incerteza quanto à manutenção do aperto e protensão iniciais durante o movimento, tendo como solução o uso de dispositivos de segurança contra afrouxamento (particularmente necessário quando o parafuso está submetido a cargas dinâmicas ou de vibrações), a concentração de tensões nos filetes dos parafusos, amenizada com a diminuição da σ_{adm} , e o baixo rendimento e alto desgaste dos filetes nos parafusos de movimento.

Vários fatores podem prejudicar a pré-carga e conseqüentemente a estabilidade da união. Rugosidade da superfície, deformação plástica, interação elástica, fricção, temperatura, fluídos corrosivos, dobramento, desalinhamento,

desadaptação, rigidez, tolerância de usinagem, cargas cíclicas, fadiga, desenho do parafuso e incompatibilidade do material (Binon, 1996).

3.3 – Fundição

Callister (2000) define fundição como sendo um processo de fabricação no qual um metal totalmente fundido é derramado no interior da cavidade de um molde que possui a forma desejada; com a solidificação, o metal assume a forma do molde, porém experimenta algum encolhimento.

Sá (2006) relata que as técnicas laboratoriais representam uma fase sensível na produção da estrutura metálica visto que a fundição é uma etapa importante, que será responsável pela vida útil da peça protética.

O processo de fundição das ligas metálicas se inicia com a modelagem em cera da peça requerida. Essa peça de cera, através de sua fusão, possibilita, então, a elaboração do molde de gesso, deixando este pronto para a recepção do material metálico líquido, o qual é depositado dentro do molde. Uma vez injetado o material metálico, aciona-se o dispositivo centrífugo que garante a penetração total do metal no molde. Este é, então, submerso em água para extração da peça metálica. O acabamento e tratamento superficial da estrutura metálica são realizados com jato de alumina, iniciando-se, em seguida, a aplicação da porcelana descreve Vilar (2008).

Em 1933 Scheu relatou que a primeira divulgação da técnica de fundição odontológica ocorreu no final do século 19. Desde então, procurou-se compensar a contração da liga metálica e obter uma peça fundida com uma adequada adaptação cervical. Asgar (1977) descreve que durante o processo de fundição várias alterações poderiam ocorrer, desde a contração do padrão de cera até a contração de solidificação da liga após a fundição.

A solidificação ocorre em duas fases denominadas de nucleação e crescimento. Inicialmente formam-se pequenos núcleos sólidos, no seio do líquido,

que posteriormente crescem (isto sucede com vários núcleos simultaneamente até todo o material torna-se um sólido). O crescimento do sólido dependerá da forma em que o calor seja removido do sistema (Askeland, 1998).

3.3.1 – Crescimento Planar

Quando a temperatura do líquido é maior que a temperatura de solidificação, o crescimento do sólido durante a solidificação ocorre de forma uniforme sendo considerado planar. O calor latente de fusão é eliminado por condução desde a interfase sólido-líquido, pois a temperatura é mais baixa nesta região do que no seio do líquido, logo uma região na interface cresce mais rapidamente que o resto, avançando para uma região mais quente do líquido, o superesfriamento reduz o crescimento até que toda a interface avance. Na maior parte dos casos o principal mecanismo de resfriamento é através do molde que contem o metal fundido, de forma que o crescimento se inicia na parede do molde, que nestes casos está a uma temperatura muito inferior à temperatura de fusão.

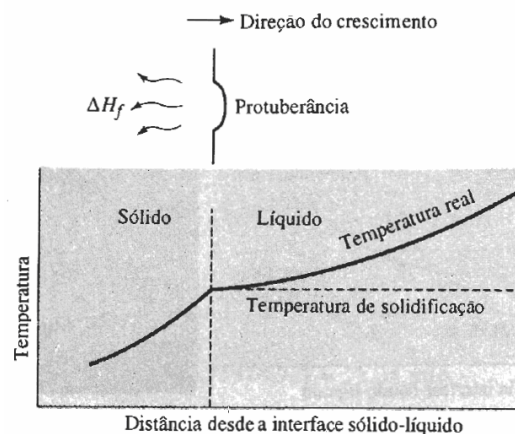


Figura 3.20 - Crescimento planar (Askeland, 1998)

3.3.2 – Crescimento Dendrítico

Quando o gradiente de temperatura é invertido, ou seja, a temperatura do líquido é menor que a temperatura de solidificação, ocorre que o líquido se

subresfria antes da formação do sólido. Sob estas condições, uma protuberância sólida pequena, chamada dendrita se forma na interface. Conforme cresce a dendrita, o calor latente de fusão passa para o líquido subresfriado, elevando sua temperatura para a temperatura de solidificação. A interface em desenvolvimento tenderá a formar uma série de protuberâncias longas. Além disso, qualquer saliência na superfície lateral dessas protuberâncias tenderá a crescer de forma idêntica dando origem a braços secundários e terciários, estrutura dendrítica.

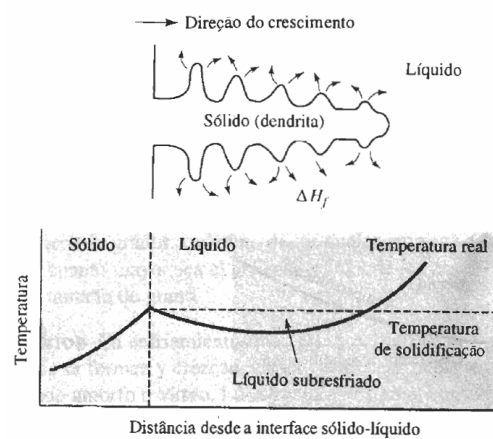


Figura 3.21 - Crescimento dendrítico (Askeland, 1998)

3.4 – Propriedades dos Materiais

Propriedade é uma peculiaridade do material em termos do tipo e da intensidade da resposta a estímulo específico que lhe é imposto afirma, Callister (2000). Para Geng, Yan e Xu (2008), as propriedades dos materiais influenciam grandemente na distribuição de estresse e tensão em uma estrutura.

Muitas propriedades dos materiais são fortemente dependentes da sua microestrutura. De uma maneira geral, as propriedades fortemente dependentes da microestrutura são determinadas pela quantidade, tamanho, forma e distribuição das fases e dos defeitos cristalinos (Padilha, 2000).

Tabela 3.5 - As diferentes dependências das propriedades com a microestrutura dos materiais (segundo F. Jeglitsch).

Propriedades fortemente dependentes da microestrutura	Propriedades pouco dependentes da microestrutura (fração volumétrica das fases mantida constante)
<ul style="list-style-type: none"> — Limite de escoamento; — Limite de resistência; — Alongamento; — Tenacidade; — Temperatura de transição dúctil-frágil; — Resistência ao impacto; — Condutividade elétrica; — Força coerciva; — Resistência à corrosão; — Resistência ao desgaste. 	<ul style="list-style-type: none"> — Módulo de elasticidade; — Módulo de cisalhamento; — Coeficiente de Poisson; — Módulo de compressibilidade; — Densidade; — Calor específico; — Coeficiente de dilatação térmica.

A seguir são apresentados os principais materiais e suas propriedades, utilizados na confecção de estruturas dentárias para o sistema de próteses fixas implantossuportada.

3.4.1 – Níquel-Cromo (Ni-Cr)

Em 2006, Sá em seu estudo observou na região metálica de ligas de Níquel-Cromo, uma solução sólida (matriz) em disposição dendrítica, típica de estado bruto de fusão (fase primária), e uma fase interdendrítica (secundária). Pela literatura, a solução sólida é de cromo em níquel e a região interdendrítica pode conter carbeto metálicos e outros intermetálicos. Esses carbeto são vistos como pontos globulares na fase interdendrítica.

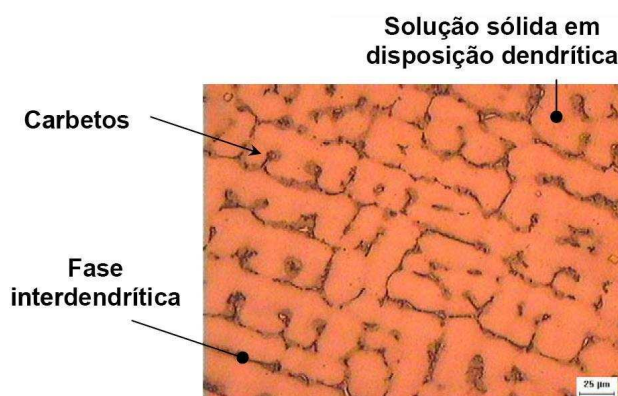


Figura 3.22 - Microestrutura da liga de Ni-Cr (aumento de 500 vezes) (Sá, 2006).

Olivieri em 2004 avaliou ligas de Ni-Cr virgens e fundidas em diferentes temperaturas. Concluiu que, quando se eleva a temperatura de fundição 200° C acima do recomendado pelo fabricante, podem ocorrer falhas nas próteses, como porosidades, fissuras ou rachaduras. Este fato pode ocorrer se o protético aquecer demais a liga com o maçarico.

Muitas das informações sobre o controle da microestrutura ou da estrutura das fases de um sistema de ligas específico são mostradas de maneira conveniente e concisa no que é chamado de diagrama de fases - figura 3.23 (Callister, 2000).

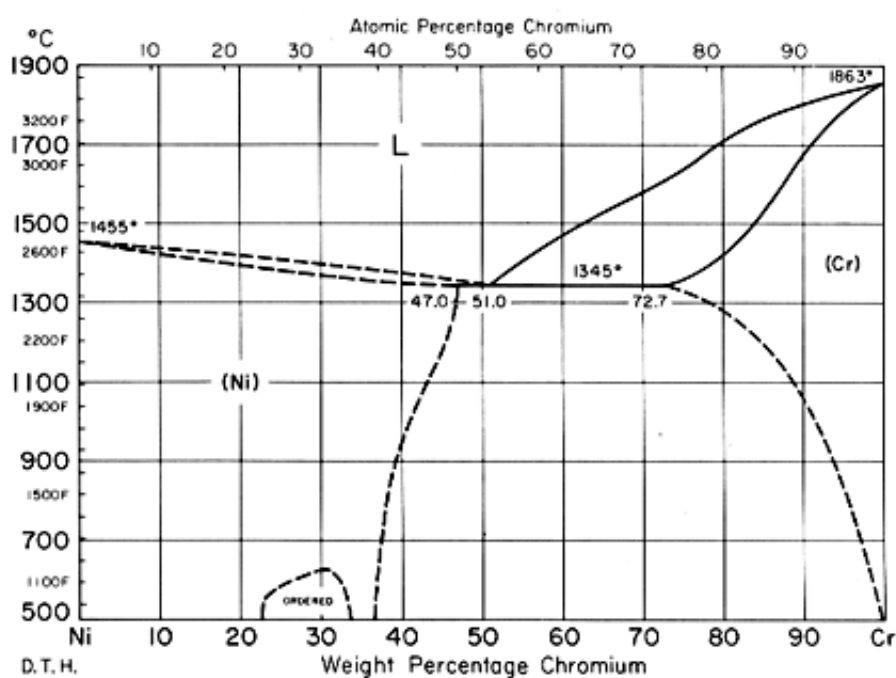


Figura 3.23 - Diagrama de fases liga Ni-Cr (Fonte: Metals Handbook, editado pela ASM International).

A composição química e as propriedades mecânicas das ligas Ni-Cr são apresentadas nas tabelas a seguir, conforme dados do fabricante – Talladium do Brasil:

Tabela 3.6 - Composição química das ligas de níquel-cromo

Ligas Cobalto-Cromo (Ni-Cr) – Composição em massa (%)				
Níquel	Cromo	Molibdênio	Silício	Titânio
60,75	25	10	2	< 1

Tabela 3.7 - Propriedades mecânicas da liga níquel-cromo

Liga	Resistência à Tração (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Along. (%)	Dureza Vickers (HV)	Densid. (g/cm ³)	Temperatura de Fundição (°C)
Ni-Cr	306	258	188	3	203	8,3	1250

3.4.2 – Cobalto-Cromo (Co-Cr)

O cobalto puro, segundo Antony (1983), possui duas formas alotrópicas, uma estrutura cúbica de face centrada (CFC) estável em altas temperaturas e uma hexagonal compacta (HC) estável a baixas temperaturas. No cobalto puro a transformação ocorre a 417 °C, mas os elementos de liga afetam a transformação. Cromo, tungstênio e molibdênio estabilizam a estrutura HC, enquanto ferro e níquel estabilizam a estrutura CFC.

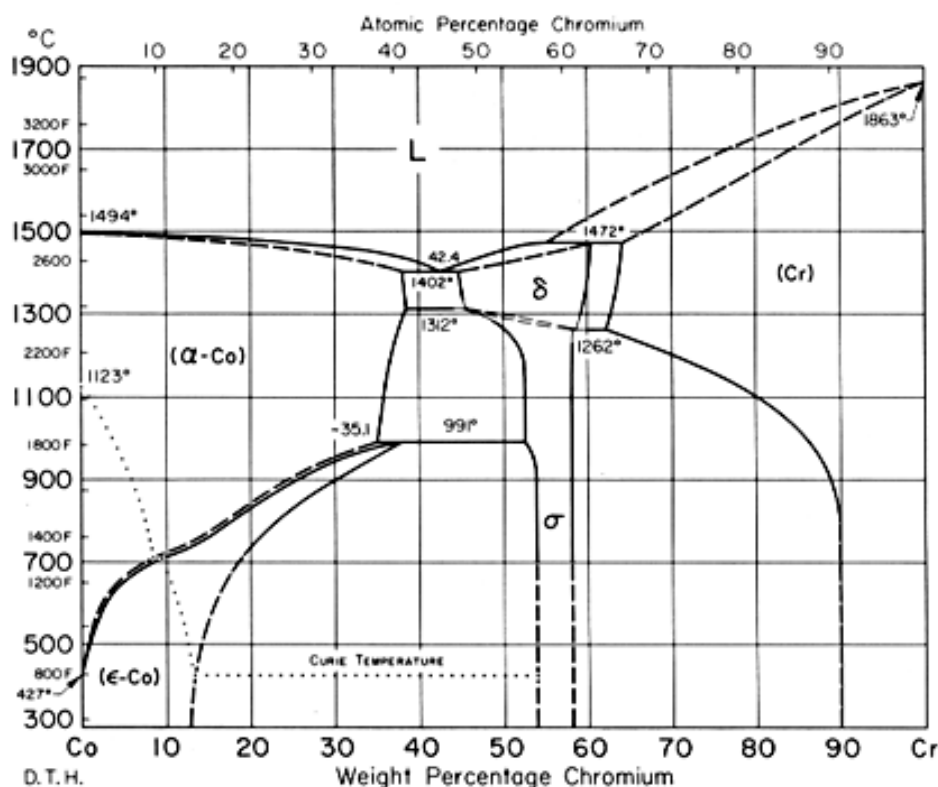


Figura 3.24 - Diagrama de fases liga Co-Cr (Fonte: Metals Handbook, editado pela ASM International).

A pesquisa apresentada por Yaedu em 2003, descreve como principais efeitos do elemento cromo nas ligas a base de cobalto: o endurecimento de solução

sólida, o aumento das resistências à corrosão a quente e à oxidação e a promoção da formação de carbonetos M_7C_3 e $M_{23}C_6$.

Ligas com composição semelhante à estudada neste trabalho, revelam em citação de Yamakami et al. (2006) uma estrutura austenítica (CFC) com segregação em forma lamelar, similar à perlita, sendo esta última prejudicial ao alongamento e limite de escoamento. Os carbonetos visualizados tendem a serem maiores e compridos e os grãos grosseiros à medida que se aumenta a temperatura de vazamento do metal fundido e do molde.

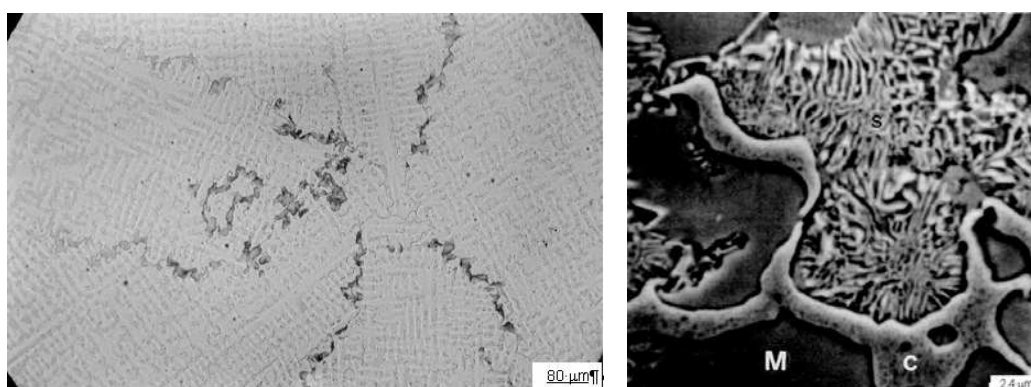


Figura 3.25 - a) Microestrutura característica das ligas Dentorium e Steedent. b) Matriz (M), Segregação (S) e Carbonetos (C). (Yamakami et al. 2006)

De acordo com o fabricante (Talladium do Brasil) e o estudo de Yamakami et al. (2006), a composição química e as propriedades mecânicas das ligas Co-Cr variam de acordo com as tabelas a seguir:

Tabela 3.8 - Composição química das ligas de cobalto-cromo

Ligas Cobalto-Cromo (Co-Cr) – Composição em massa (%)					
Cobalto	Cromo	Molibdênio	Silício	Manganês	Carbono
60	29	6,2	< 1	< 1	< 1

Tabela 3.9 - Propriedades mecânicas da liga cobalto-cromo

Liga	Resistência à Tração (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Along. (%)	Dureza Vickers (HV)	Densid. (g/cm ³)	Temperatura de Fundição (°C)
Co-Cr	711	663	210	3,4	384	8,33	1480

3.4.3 – Titânio (Ti)

As propriedades materiais do titânio e de suas ligas segundo Rice et al. (2003), são determinadas principalmente pelas ligas contidas nele e o tratamento térmico, ambos influenciam na determinação da forma alotrópica em que este material será limitado. Abaixo das condições de equilíbrio, o titânio puro tem uma estrutura cristalina hexagonal compacta (fase α) até 882°C, acima se transforma em estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (fase β).

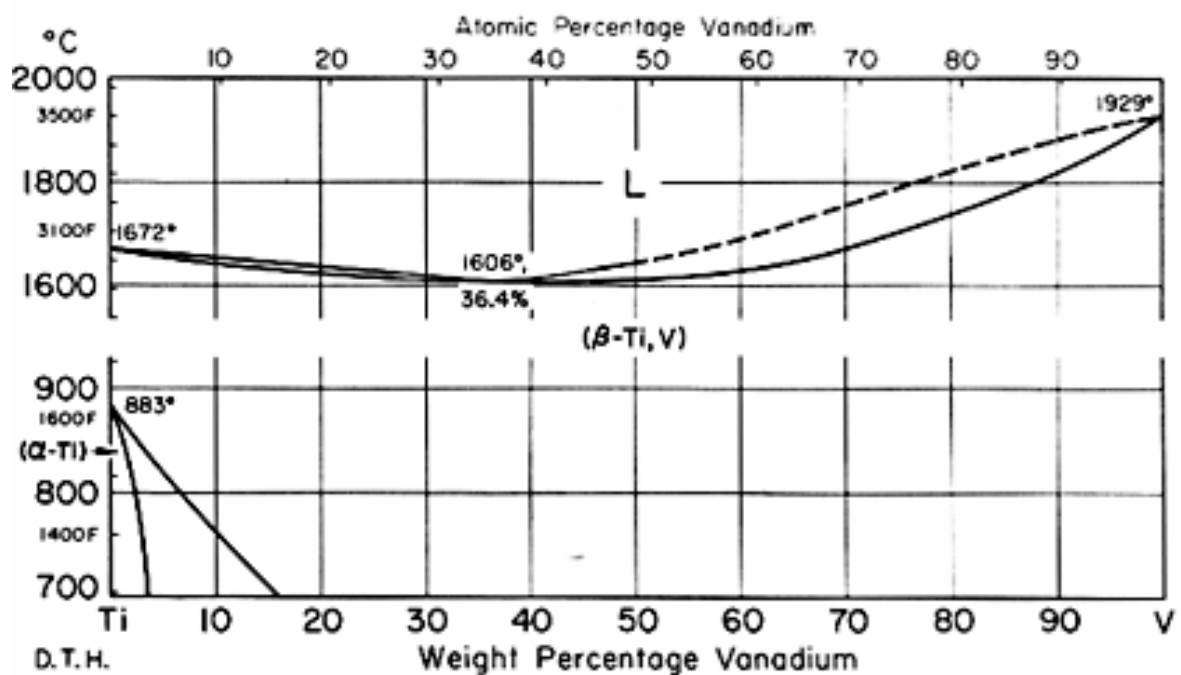


Figura 3.26 - Diagrama de fases liga Ti-V (Fonte: Metals Handbook, editado pela ASM International).

Barbosa (2006) descreve que 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.

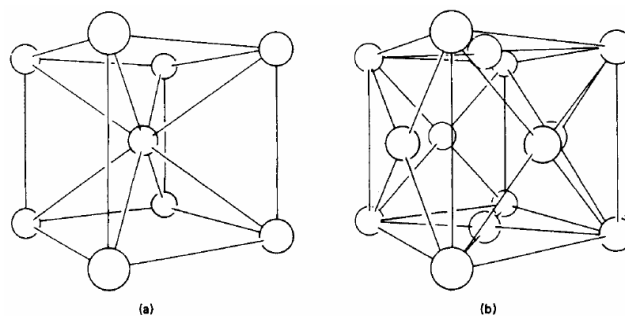


Figura 3.27 - O efeito dos elementos de liga no diagrama de fases do titânio. (a) sistema α estabilizador, (b) sistema β estabilizador.

Segundo menção de Caram et al. (2006), a liga de titânio mais utilizada como biomaterial é a clássica Ti-6Al-4V, que foi inicialmente desenvolvida para a indústria aeronáutica. No caso de aplicações odontológicas, o processamento do titânio e de suas ligas quase sempre envolve processos de conformação a partir do líquido, especificamente a técnica de fundição de precisão.

A liga Ti-6Al-4V é uma liga α - β com boa combinação de resistência e ductilidade, conforme tabela apresentada pelos autores Knittel e Wu (1998).

Tabela 3.10 - Propriedades mecânicas do Titânio e sua liga.

Liga	Resistência à Tração (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Along. (%)	Dureza	Densid. (g/cm ³)	Temp. de Fundição (°C)
Ti _{cp} (99,5)	331	241	102	30	120 HB	4,5	-
Ti-6Al-4V	993	924	114	14	36 HRC	4,4	1290 – 1500

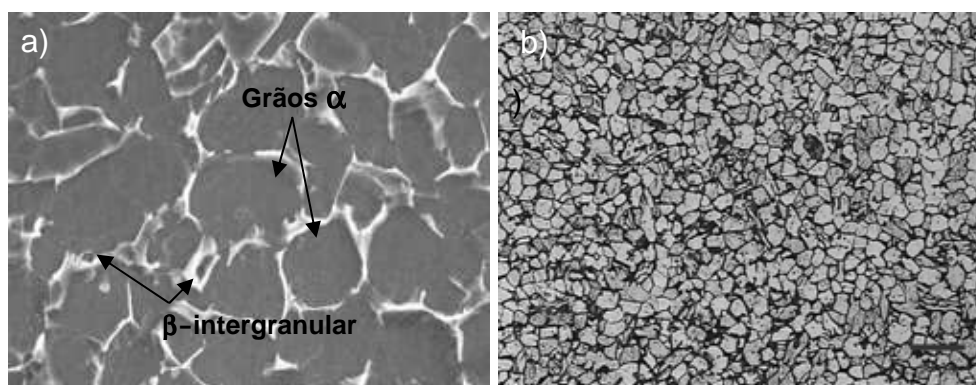


Figura 3.28 - Microestrutura Ti-6Al-4V a) 10µm b) 50µm (Sirilar; Srichandr, 2006)

3.5 – Método dos Elementos Finitos

No âmbito da Engenharia de Estruturas, o Método dos Elementos Finitos (MEF) tem como objetivo a determinação do campo de tensão e de deformação de um sólido de geometria arbitrária sujeito a ações exteriores. Este tipo de cálculo tem a designação genérica de análise de estruturas e surge, por exemplo, no estudo de edifícios, pontes, barragens, etc. Quando existe a necessidade de projetar uma estrutura, é habitual proceder-se a uma sucessão de análises e modificações das suas características, com o objetivo de se alcançar uma solução satisfatória, quer em termos económicos, quer na verificação dos pré-requisitos funcionais e regulamentares (Azevedo, 2003).

Lotti (2006) descreve o Método dos Elementos Finitos (MEF) como sendo uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados.

De acordo com Azevedo (2003), a formulação do MEF requer a existência de uma equação integral, de modo que seja possível substituir a integral sobre um domínio complexo (de volume V) por um somatório de integrais estendidas a subdomínios de geometria simples (de volume V_i). Esta técnica é ilustrada com o seguinte exemplo, que corresponde à integral do volume de uma função f .

$$\int_V f \, dV = \sum_{i=1}^n \int_{V_i} f \, dV \quad (3.11)$$

Em (3.11) pressupõe-se que

$$V = \sum_{i=1}^n V_i \quad (3.12)$$

Se for possível calcular todas as integrais estendidas aos subdomínios V_i , basta efetuar o somatório correspondente ao segundo membro de (3.11) para se obter a integral estendida a todo o domínio. Cada subdomínio V_i corresponde a um elemento finito de geometria simples. O somatório indicado em (3.11) vai dar origem à operação designada montagem, que apresenta muitas semelhanças com a que é efetuada nas estruturas reticuladas.

Segundo os autores Reis, Elias e Gouvêia (2002) e Lotti (2006), o conceito do método envolve a idealização de um modelo ou estrutura contínua como se fosse uma montagem de um número finito de pequenos elementos estruturais conectados a um número finito de pontos, chamados nós, formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Através dos nós as informações são passadas entre os elementos. Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço.

Vale ressaltar, que de acordo com Uehara (2007), a geração de malhas de elementos finitos em geometrias orgânicas tridimensionais complexas implica em tarefa cuidadosa em função de sua importância e complexidade. No entanto, ainda que haja relevante complexidade geométrica, faz-se necessário obter boa discretização destes modelos, a fim de que a qualidade dos resultados não seja comprometida em função de malhas grosseiras. Assim, utilizam-se malhas controladas através de elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. Desta forma, este tipo de elemento mostra-se como uma ferramenta bastante poderosa para representação de volumes de geometrias complexas.

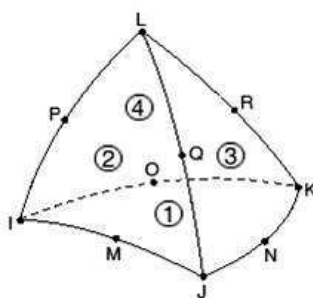


Figura 3.29 - Elemento tetraédrico isoparamétrico quadrático (Cruz, 2009)

Porém segundo os pesquisadores Geng, Yan e Xu (2008) o resultado da análise com uma única malha, a não ser corroborado por outras provas, é realmente bom só para a interpretação qualitativa geral e não pode ser considerado suficientemente preciso para conclusões quantitativas confiáveis. Muitos estudos têm tentado desenvolver um meio para extrapolar os resultados de duas ou mais malhas para o resultado assintótico, considerado “exato”, o que corresponde a um número infinito de elementos correspondente ao contínuo real. Em situações gerais que não satisfaz as exigências teóricas das variações de malha, uma estratégia adotada com sucesso pelo autor, é uma modificação da “Extrapolação de Richardson” como segue:

(1) resolver o problema por três ou mais malhas com numeração do grau de liberdade (ou número de nós ou elementos) n_1, n_2, n_3, \dots , não necessariamente em qualquer seqüência de sub-divisão. (Note que a técnica não deve ser aplicada aos resultados de duas malhas)

(2) Confirme que valores correspondente de qualquer resultado crítico, digamos, R_1, R_2, R_3, \dots tendem a convergir (figura – 3.30a). Note que, nesta fase, a tentativa de estimar o valor assintótico pode ser muito subjetivo, tal como indicado pelas duas possíveis curvas mostradas por linhas cheia e tracejada na figura, ambas passando pelos três pontos.

(3) Traçar R_1, R_2, R_3, \dots contra $(l/n_1)^2, (l/n_2)^2, (l/n_3)^2, \dots$

(4) Se acontecer dos três pontos estarem em uma linha reta (ou pelo menos quase isso) como mostrada pela linha completa na figura – 3.30b), deve-se em seguida estender a linha até o eixo vertical, para obter a melhor estimativa para a continuidade das três malhas.

(5) Em geral, os três pontos não estão em uma linha reta, mas em uma curva como mostrado pela linha tracejada na figura – 3.30b). Por tentativa e erro, localize o valor do expoente m em $(l/n)^m$, para que os três pontos se encontrem (ou quase) em uma linha reta.

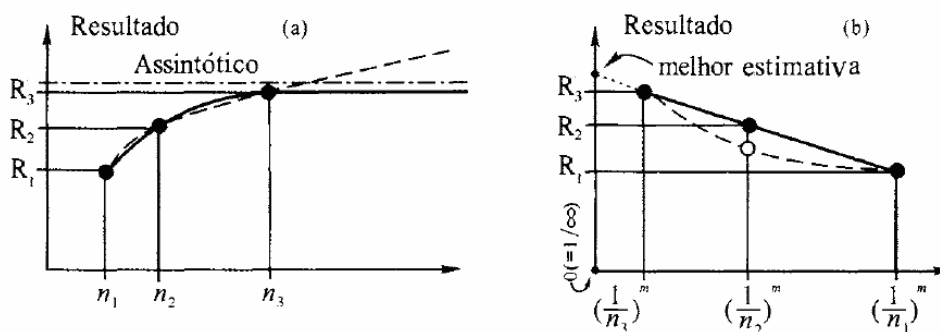


Figura 3.30 – Gráficos linear (a) e exponencial (b) dos resultados críticos de 3 malhas.

Este procedimento é simplesmente uma maneira prática de obter uma melhor estimativa de três (ou mais) conjuntos de resultados, e não um método teoricamente válido para obter o valor assintótico. Além disso, tal extrapolação e o valor estimado são válidos apenas localmente e para o específico valor crítico analisado graficamente. Quanto maior o número de malhas, melhor será a estimativa do valor assintótico.

CAPÍTULO 4

Material e Métodos

O procedimento experimental consistiu em três etapas distintas, que foram desenvolvidos no Laboratório de Mecânica da Fratura e Fadiga – LAMEFF e no Laboratório de Caracterização de Materiais – LACAM. Na primeira etapa foram desenhados com auxílio computacional os principais componentes utilizados na implantodontia para reabilitação de mandíbulas edêntulas, seguindo a filosofia de dois sistemas de próteses dentárias com aplicação de carga imediata: *A* (sistema guiado com 4 implantes retos) e *B* (sistema com 4 implantes, sendo os posteriores com inclinação de 30°).

Em uma segunda etapa foram observadas as microestruturas das ligas de Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo, utilizadas na fabricação de barras protéticas para sistemas de reabilitação dentária, com o auxílio do microscópio óptico, a fim de conhecer mais sobre as referidas ligas.

Na etapa final do estudo foi construído todo o complexo protético-implantar em um programa de análise por elementos finitos (ANSYS), onde foi possível visualizar o comportamento e as áreas de maior concentração de tensão dos componentes, quando estes estiverem submetidos às forças mastigatórias. Os parâmetros adotados nesta análise foram estipulados a partir da revisão da literatura, sendo então estabelecidos comparações entre os resultados obtidos e os da literatura.

4.1 – Desenho computacional

Nesta etapa, foram definidas as geometrias das estruturas protéticas que posteriormente foram analisadas por meio do Método dos Elementos Finitos – MEF,

sendo o sistema protético constituído de uma barra protética com quatro conjuntos protético-implantar: implante do tipo Brånemark System® MkIII – 3,75x13 mm, pilar protético (reto e inclinado), parafuso do pilar, cilindro protético e parafuso protético, figura 4.31.



Figura 4.31 - Conjunto protético (inclinado e reto)

A configuração do sistema *A* ficou definida com os implantes dispostos a 90° com a barra protética, enquanto que o sistema *B* teve os implantes posteriores colocados a 60° e os anteriores a 90° com a barra protética, conforme demonstrado na figura a seguir.

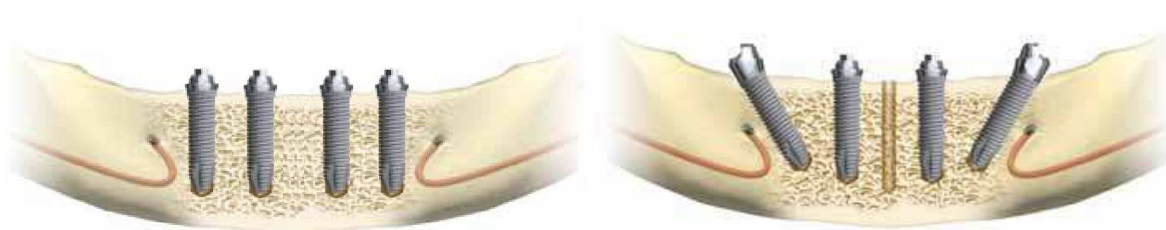


Figura 4.32 - Sistemas *A* e *B*

Os parâmetros adotados para o estudo com relação às dimensões da infra-estrutura ou barra protética, seguiram a proposta de Naconecy (2006), sendo desenhado uma infra-estrutura para próteses fixas implantossuportadas com um raio

de curvatura de 17,65 mm, semelhante à do arco de uma mandíbula humana para treinamento em implantes osseointegrados (ETH 0301-10 Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), 4 mm de espessura e 3 mm de largura, conforme figura 4.33.

A extensão da barra foi limitada pelo comprimento do *cantilever* para distal, pois o mesmo foi calculado conforme o proposto por Telles e Coelho (2006) de não ultrapassar 1,5 vezes a distância do centro do implante mais anterior até a distal dos implantes mais distais (figuras 4.33 e 4.34).

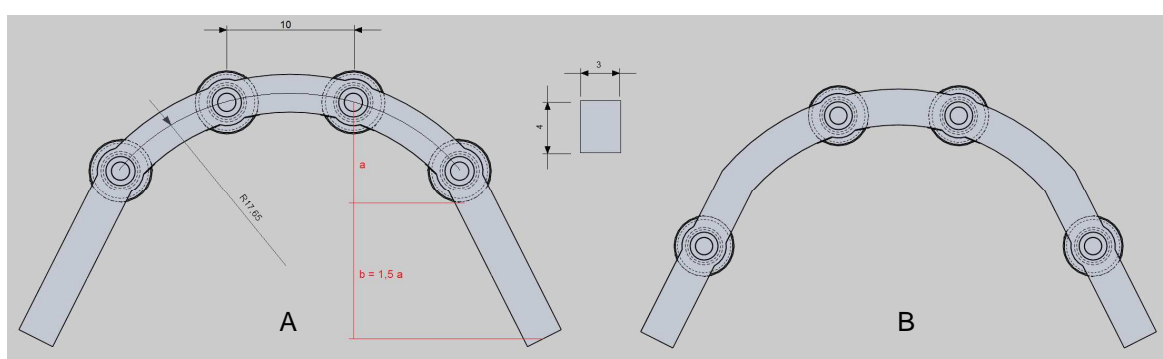


Figura 4.33 - Principais dimensões adotadas para a infra-estrutura A e B (barra protética).

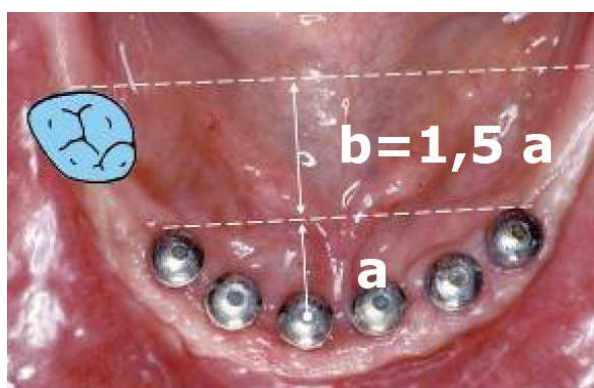


Figura 4.34 - Cálculo do *cantilever* (Telles e Coelho, 2006).

A disposição dos furos de assentamento dos implantes para o sistema A respeitou os 10 mm entre os centros dos mesmos (Naconecy, 2006), no entanto para o sistema B usou-se a mesma distância somente nos anteriores, pois devido ao uso de pilares inclinados de 30°, houve um afastamento nos posteriores, superior a 10 mm, figura 4.33.

4.2 – Processos de caracterização dos materiais

Tendo em vista que na maior parte dos materiais, as propriedades físicas e particularmente o comportamento mecânico são dependentes de sua microestrutura, a caracterização dos materiais envolvidos neste estudo foi fundamental para um melhor entendimento dos resultados obtidos neste estudo.

Antes da verificação microestrutural dos componentes no microscópio óptico, foram realizados alguns procedimentos padrões de preparo dos mesmos, norma ASTM E 3 - 01, os componentes foram lixados em lixadeira automática seguindo a seqüência de granulometrias das lixas 220, 440, 600 e 1200 μm . Ao final da etapa de lixamento seguiram-se polimentos com pasta de diamante nas granulometrias 6 μm e 1 μm . As amostras de Ni-Cr e Co-Cr foram então atacadas com soluções químicas segundo o proposto na norma ASTM E 407-99, Tabela 4.11 . Os ataques das amostras foram realizados em capela, devido à exalação de gases dos ácidos envolvidos. A observação das microestruturas foi feita em um microscópio óptico com captura digital de imagem através de software apropriado.

Tabela 4.11 - Soluções químicas e procedimentos usados no exame microscópico (ASTM E407–99).

METAL	REAGENTES QUÍMICOS	PROCEDIMENTO
Ni-Cr	20 mL HNO ₃ 80 mL HCl	Imersão 5 –30 s.
Co-Cr	5 mL H ₂ O ₂ (30%) 100 mL HCl	Mergulhar a face polida por poucos segundos.

4.3 – Determinação do estado de tensão e de deformação por meio do Método de Elementos Finitos (MEF)

De posse dos modelos computacionais e das propriedades dos materiais empregados (Tabela 4.12) nas estruturas protéticas, desenvolveu-se a etapa do estudo das tensões através do Método de Elementos Finitos, dividida em duas análises, qualitativa e quantitativa, sendo esta última utilizada apenas no estudo de

valores críticos específicos da barra protética. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos (Falcón-Antenucci et al., 2008)

Tabela 4.12 - Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Alongamento (%)	σ_e (MPa)	σ_{rt} (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Ni-Cr	3*	258*	306*	188	0,33	Vasconcellos et al. (1999)
Co-Cr	3,4*	663*	711*	210	0,33	Yamakami et al. (2006) Geng, Yan e Xu (2008)
Ti-6Al-4V	14	924	993	114	0,33	Knittel e Wu (1998) Geng, Yan e Xu (2008)

* valores adotados segundo o informado pelo fabricante Talladium do Brasil .

Segundo Pacheco (2008), a obtenção de resultados qualitativos e quantitativos confiáveis é possível com a aplicação do método dos elementos finitos, desde que sejam fornecidas ao programa de computador algumas propriedades mecânicas específicas dos materiais modelados ou simulados. Esses dados referem-se principalmente ao módulo de elasticidade (E) e ao coeficiente de Poisson (ν).

Para o estudo em questão optou-se por modelos 3D e uma análise estrutural, que compreende o movimento de corpos sólidos, pressão em corpos sólidos ou contato de corpos sólidos, associada a uma malha composta por elementos tetraédricos quadráticos.

Definidas as propriedades mecânicas do material envolvido, iniciou-se o processo de geração das malhas de elementos finitos. No intuito da obtenção de malhas mais confiáveis para um estudo quantitativo do comportamento mecânico das barras protéticas, usou-se a “Extrapolção de Richardson”, seguindo os passos propostos pelos autores Geng, Yan e Xu (2008), conforme descrito na revisão literária do presente estudo. Entretanto para a variação das malhas adotou-se a proporção sugerida por Sinclair e Beisheim (2008), Tabela 4.13.

Tabela 4.13 - Proposta de proporção das malhas para convergência (Sinclair e Beisheim, 2008)

	Primeira Malha (grosseira)	Malha Inicial	Primeiro Refinamento
Malha (n)	0	1	2
nº de elementos	0,3n	n	3,4n

As malhas foram definidas, após a verificação de convergência dos resultados críticos (R_n) da barra protética, mediante teste de “convergência-divergência”, onde se considerou o resultado como convergente, quando as mudanças nos resultados críticos (R_n) de acordo com o refinamento da malha decrescem por mais de 10% (Sinclair e Beisheim, 2008):

$$|R_1 - R_2| > 1,1 |R_2 - R_3| \rightarrow \text{converge} \quad (4.13)$$

$$|R_1 - R_2| \leq 1,1 |R_2 - R_3| \rightarrow \text{diverge} \quad (4.14)$$

Sinclair e Beisheim (2008) definem o nível de convergência do valor crítico (R_3) de acordo com a estimativa de erro ($\hat{\epsilon}$), equação 4.15. Sendo classificado como satisfatório ($5 \leq \hat{\epsilon} (\%) < 10$), bom ($1 \leq \hat{\epsilon} (\%) < 5$) ou excelente ($\hat{\epsilon} (\%) < 1$).

$$\hat{\epsilon} = \frac{|R_2 - R_3|}{|R_3| \Gamma} \times 100\% \quad (4.15)$$

Onde Γ é o fator da taxa de convergência, obtido pela equação 4.16,

$$\Gamma = 2^{\hat{c}} - \frac{|R_2|}{|R_3|} \quad (4.16)$$

e o valor de \hat{c} , estimativa da taxa real de convergência, obtida pela equação 4.17.

$$\hat{c} = \frac{\ln \left| \frac{R_1 - R_2}{R_2 - R_3} \right|}{\ln 2} \quad (4.17)$$

As malhas dos modelos utilizadas neste estudo foram de 115.636 elementos e 192.340 nós para o sistema *A* e de 108.350 elementos e 184.092 nós para o sistema *B*, obtidas após a verificação de convergência dos resultados críticos (R_n) da barra protética.

O esforço mecânico adotado para as simulações foi uma carga vertical estática de 756 N, relativo à força mastigatória média mais alta possível de ser mantida (Souza, 2007), distribuídos em toda face superior da estrutura.

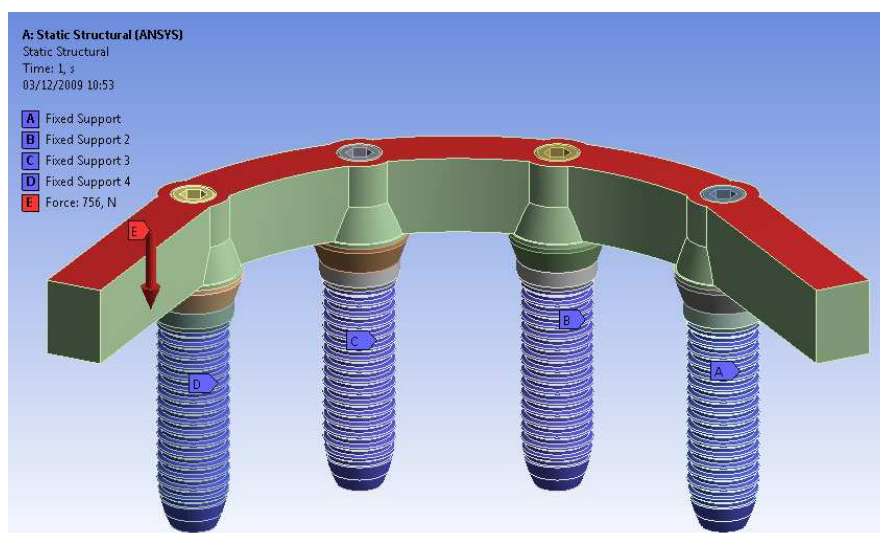


Figura 4.35 - Disposição do carregamento nos sistemas protéticos.

Os valores críticos das deformações e máximas tensões e as forças resultantes obtidas nesta etapa do estudo serviram não só para comparar os dois sistemas, mas também de base para a verificação dos esforços nos conjuntos protéticos.

Os níveis de tensões na região da área de contato do implante com o pilar protético (pilar/implante) dos conjuntos protéticos, reto e inclinado (30°), foram obtidos a partir da aplicação de uma força de 100 N na face superior do pilar protético (figura 4.36a), carregamento proposto nos estudos de Ferreira et al. (2002) e Pacheco (2008). Outros resultados críticos também foram conseguidos com a aplicação das forças resultantes (F_R) encontradas no estudo das barras protéticas, realizado anteriormente, porém aplicadas de forma distribuída sobre a área do pilar que fica em contato com a barra protética.

Em todas as situações estudadas o implante foi considerado como engastado (perfeita osseointegração). Embora o implante 100% integrado ao osso não seja uma situação encontrada clinicamente, pode ser levada em consideração como uma

primeira aproximação, fornecendo uma indicação do comportamento do material e de distribuição de tensões (Pacheco, 2008).

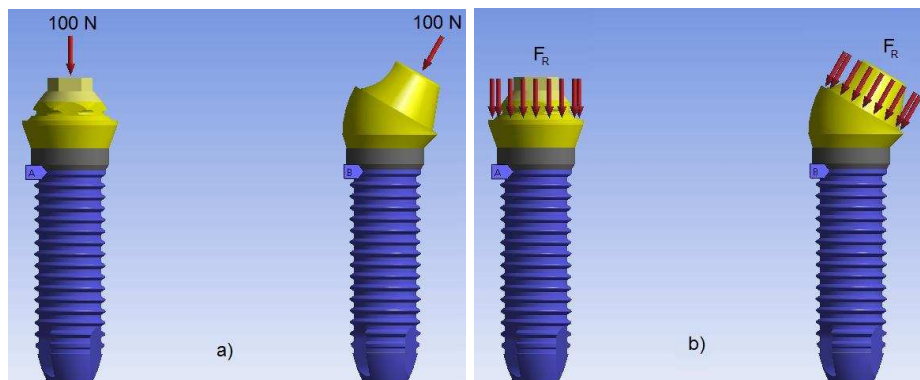


Figura 4.36 - Disposição do carregamento nos conjuntos protéticos reto e inclinado

Foram realizadas também simulações numéricas para observação do parafuso protético, elemento mecânico responsável pela fixação da barra protética ao conjunto protético. Nesta análise foi considerado o efeito do torque de aperto, conforme a expressão citada anteriormente no capítulo 3 (item 3.2), onde as forças iniciais de montagem (F_i) podem ser calculadas a partir do torque de aperto (T).

$$F_i = T / (c \times d) \quad (4.18)$$

onde c = coeficiente de torque e d = diâmetro nominal do parafuso, para parafusos montados sem lubrificação: $c \approx 0,2$.

Adotou-se para o torque de aperto o valor de 10 Ncm, valor recomendado por alguns fabricantes de componentes protéticos.

CAPÍTULO 5

Resultado e discussão

5.1 – Micrografias das ligas Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo

As micrografias obtidas para as amostras de ligas de Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo, utilizadas na confecção de estruturas protéticas são apresentadas a seguir:

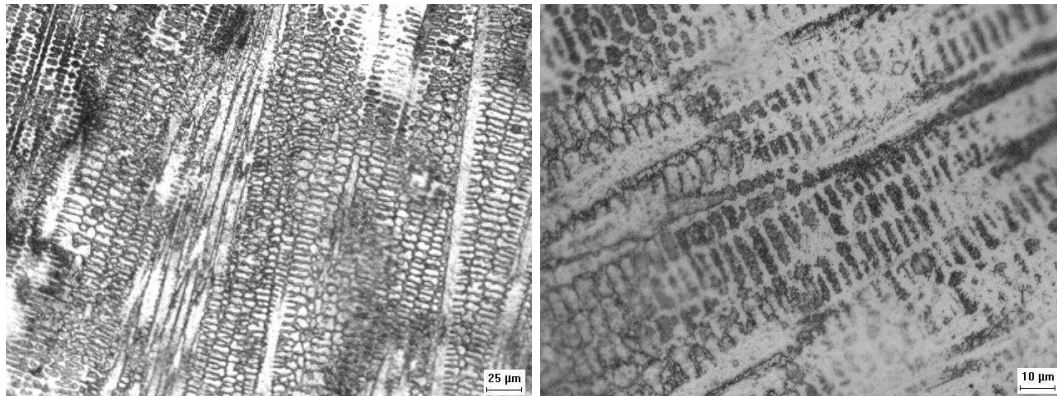


Figura 5.37 - Microestrutura da liga de Ni-Cr (aumento de 200 e 500 vezes).

As imagens da Figura 5.37 apresentam de acordo com a literatura uma solução sólida de cromo (em disposição dendrítica) em níquel, onde a região interdendrítica pode conter carbeto metálico e outros intermetálicos (Sá, 2006).

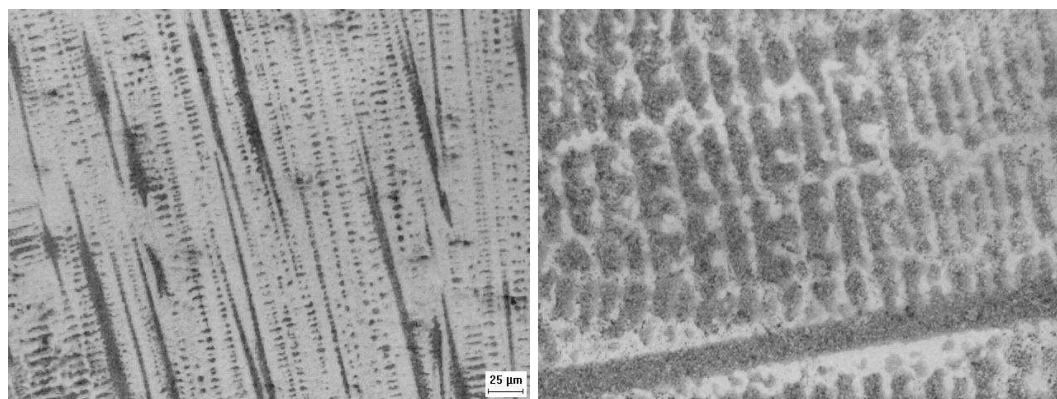


Figura 5.38 - Microestrutura da liga de Co-Cr (aumento de 200 e 500 vezes).

As micrografias obtidas para a liga de Cobalto-Cromo revelaram aspectos micrográficos semelhantes ao apresentado por Yamakami et al. em 2006, onde são observados carbonetos de forma alongada, o que segundo Asgar, Kamal e Peyton (1961), podem contribuir com a fragilização do material, diminuindo o alongamento da liga.

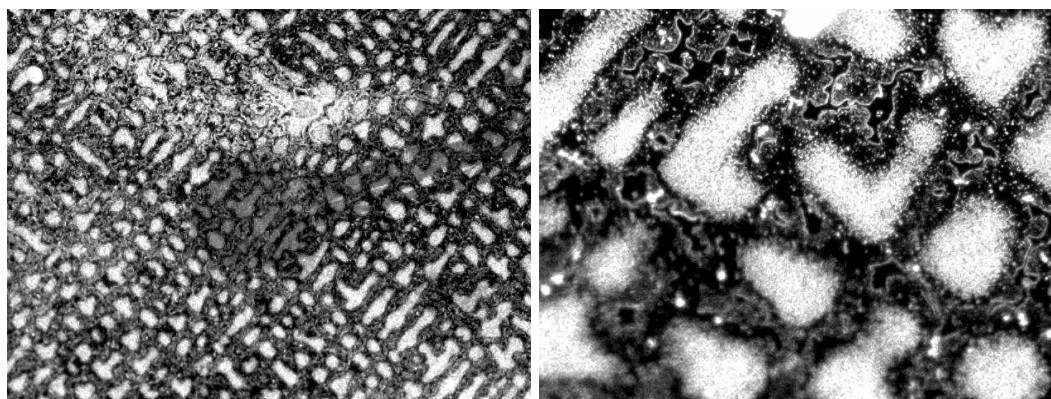


Figura 5.39 - Microestrutura da liga de Co-Cr, após fundição (aumento de 200 e 500 vezes).

As micrografias obtidas da liga de Co-Cr, após ser fundida, revelaram aspectos micrográficos típicos de fundição de ligas de cobalto, onde a estrutura consiste em carbonetos precipitados (regiões mais escuras) em forma dendrítica em uma matriz de cobalto (Yamakami et al., 2006; D'Oliveira e Caldeira, 2005; Pedrazini e Wassall, 2009).

Na amostra de Co-Cr fundida foi possível observar a presença de microvazios entre dendritas de solidificação, o que pode prejudicar o comportamento mecânico nas próteses de uso em geral, principalmente naquelas que ficam submetidas aos movimentos mais variados de fala e mastigação. A resistência à fadiga das peças estará comprometida devido à presença de microporos entre as dendritas de solidificação (Diniz et al., 2006).

Pedrazini e Wassall (2009) destacam a presença das dendritas aparecerem sempre que um metal é fundido e que poderiam ser transformadas em uma estrutura granular, mais resistente, por meio de tratamentos térmicos após a fundição.

5.2 – Estudo da Barra Protética

Como, neste trabalho, a atenção está voltada mais para uma comparação global dos dois sistemas de próteses dentárias, o interesse nas regiões de concentração de tensões terá caráter mais qualitativo do que quantitativo, no entanto foi utilizado a “Extrapolação de Richardson” para obter valores os mais confiáveis possíveis, para a barra protética, devido ser esta a estrutura principal deste estudo.

5.2.1 – Configuração das malhas, estudo de convergência.

As configurações das malhas (número de elementos) e seus respectivos valores críticos utilizados na verificação da convergência, para cada barra protética, estão relacionados na Tabela 5.14.

Tabela 5.14 - Relação do nº de elementos com a Tensão crítica (valores críticos (R_n)) para cada configuração de malha

Barra Protética		Malhas								
nº de elementos	Sistema A	3.143			11.863			63.586		
*Tensão Crítica (MPa)		398	401	402	766	821	835	808	868	884
nº de elementos		3.005			13.902			54.568		
*Tensão Crítica (MPa)	Sistema B	74	87	90	141	164	170	144	167	173

* valores críticos de acordo com cada liga: Ti-6Al-4V, NiCr e CoCr.

Os modelos compostos por n elementos foram correlacionados graficamente com seus respectivos valores críticos de tensão, com auxílio do software MS Excel, conforme os gráficos das Figuras 5.40 e 5.41.

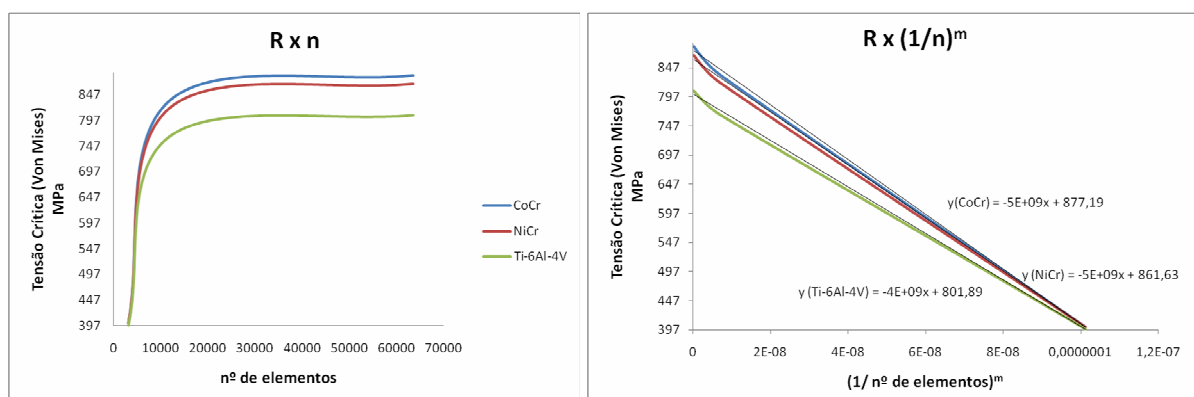


Figura 5.40 - Gráficos linear e exponencial dos resultados críticos obtidos para as barras protéticas do sistema A.

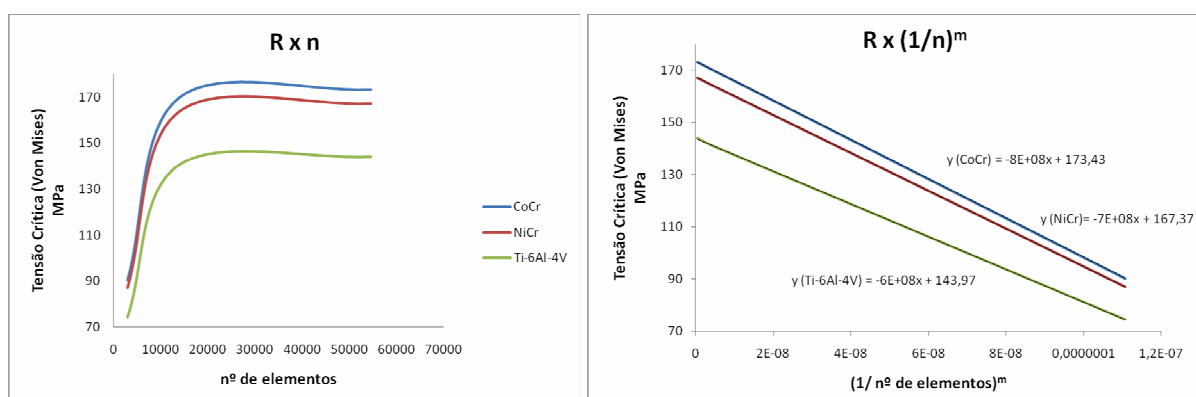


Figura 5.41- Gráficos linear e exponencial dos resultados críticos obtidos para as barras protéticas do sistema *B*.

Os graus de convergência obtidos segundo a estimativa de erro ($\hat{\epsilon}$), encontrada com a aplicação da equação 4.15, para as malhas dos sistemas *A* e *B* foram considerados excelentes ($\hat{\epsilon}(\%) < 1$), conforme classificação sugerida por Sinclair e Beisheim (2008).

5.2.2 – Calculo da tensão admissível

De acordo com as linhas de tendências da curva exponencial e considerando, para um número infinito de elementos, $X \approx 0$, as melhores estimativas para a tensão crítica das barras protéticas dos sistemas *A* e *B* são apresentadas na tabela a seguir:

Tabela 5.15 – Tensão Crítica segundo a linha de tendência da exponencial dos resultados críticos.

Sistema	Material	Equação (linha de tendência)	Tensão Crítica (MPa)
A	Ni-Cr	$R = -5E+09x + 861,63$	862
	Co-Cr	$R = -5E+09x + 877,19$	877
	Ti-6Al-4V	$R = -4E+09x + 801,89$	802
B	Ni-Cr	$R = -7E+08x + 167,37$	167
	Co-Cr	$R = -8E+08x + 173,43$	173
	Ti-6Al-4V	$R = -6E+08x + 143,97$	144

As tensões admissíveis ($\sigma_{adm} = \sigma/FS$) para as ligas de Ni-Cr, Co-Cr e Ti-6Al-4V são apresentadas na Tabela 5.16.

Tabela 5.16 - Tensões admissíveis

Material	Alongamento (%)	σ_e (MPa)	σ_{rt} (MPa)	Classificação	FS	σ_{adm} (MPa)
Ni-Cr	3	258	306	Frágil	3	102
Co-Cr	3,4	663	711	Frágil	3	237
Ti-6Al-4V	14	924	993	Dúctil	1,5	616

Portanto, de acordo com a tensão crítica encontrada no estudo da barra protética com o MEF e o exposto acima quanto à tensão admissível, ficou caracterizado o risco de falha para as estruturas com *cantilever*, pois apresentaram tensões em níveis superiores a tensão admissível. Porém vale ressaltar que qualquer mudança na geometria da barra alterará a conclusão desta análise, pois de acordo com Moraes e Carvalho (1982) o fenômeno da concentração de tensões aparece sempre que a peça apresentar qualquer descontinuidade ou mudança na forma: furos, recortes, ressaltos, rasgos, mudança brusca de seção, interferência metálica com ajustagem sob pressão, marcas de ferramentas etc. Contudo as ligas de Co-Cr e Ti-6Al-4V mostraram bom desempenho quando usadas em barras protéticas sem *cantilever*, apresentando níveis de tensões abaixo da tensão admissível.

5.3 – Avaliação geral dos sistemas de implantes

Utilizou-se na análise das barras protéticas e dos demais componentes deste estudo o princípio da estática, embasado na afirmativa de Spiekermann (2001) de que as propriedades mecânicas de um sistema biomecânico podem ser analisadas por princípios de estática ou dinâmica. Entretanto, os efeitos dinâmicos estão vinculados a dois requisitos: o corpo deve ser movimentado com alta velocidade e deve ter uma grande massa. Como regra geral, essa situação não ocorre no sistema mastigatório, no qual a mandíbula se move de forma relativamente lenta e sofre uma

desaceleração quando os dentes se aproximam. Por esse motivo, o carregamento sobre os dentes, implantes e o osso alveolar podem ser encarados como um evento quase estático. Portanto a aplicação dos princípios de estática simplificaria a análise dos fenômenos.

A seguir é apresentada uma análise qualitativa realizada por meio da observação das imagens gráficas (Figuras 5.42 e 5.43) e dos valores obtidos das tensões de von Mises e das deflexões totais ocorridas nas estruturas dos modelos estudados. As forças resultantes nos pilares, na direção axial, também foram computadas nesta etapa do estudo, para uma posterior análise dos implantes e dos parafusos protéticos, conforme Tabela 5.17.

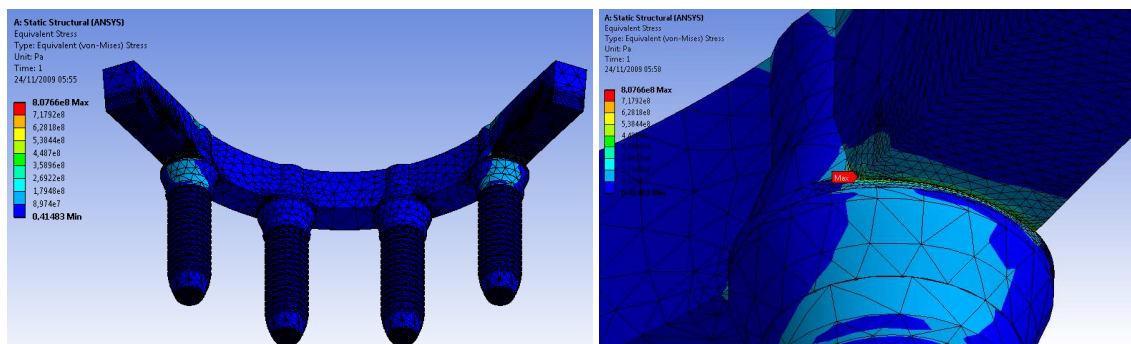


Figura 5.42 - Tensões de von Mises para o sistema A (sistema guiado com 4 implantes retos).

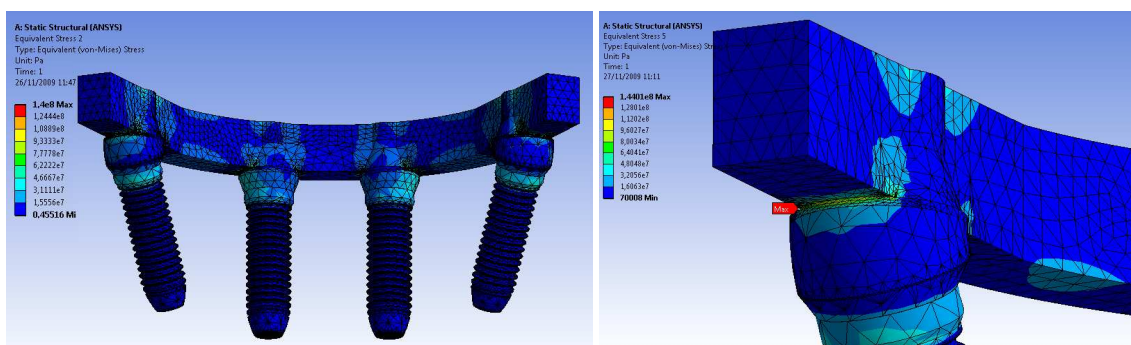


Figura 5.43 - Tensões de von Mises para o sistema B (sistema com 4 implantes, sendo os posteriores com inclinação de 30°).

Tabela 5.17 - Dados computacionais do estudo das barras protéticas segundo as dimensões propostas por Naconecy (2006).

Sistema dos implantes	Material	Deflexão (mm)	* Tensão de Von Mises (MPa)	Força Resultante Máxima Direção axial do pilar (N)			
				Pilares*			
				P	A	A	P
A	Ni-Cr	0,0371	868,33 / 124,95	317	61	61	317
	Co-Cr	0,0346	884,20 / 123,58	318	60	60	318
	Ti-6Al-4V	0,0516	807,66 / 130,87	308	70	70	308
B	Ni-Cr	0,0039	167,16 / 28,69	216	162	162	216
	Co-Cr	0,0037	173,18 / 28,65	216	162	162	216
	Ti-6Al-4V	0,0052	144,01 / 28,91	215	163	163	215

* máximas tensões: barra protética / interface pilar-implante, ** P: pilar Posterior, A: pilar Anterior

Mediante os valores apresentados nas tabelas 5.17, ficou evidente a melhora na distribuição dos esforços sobre a barra protética do sistema de implantes do tipo *B*, tendo uma redução média de 81 e 90% nos níveis de tensão e de deflexão total respectivamente, fato explicado pela redução no momento fletor, ocasionado pela diminuição do *cantilever*, objetivo deste sistema.

As forças de reação obtidas nos pilares posteriores tiveram uma redução média de 31% no sistema *B* (implante inclinado) em relação ao sistema *A* (implante reto), valor próximo ao encontrado por Naconecy (2006) em seu estudo sobre as forças e momentos fletores em pilares de prótese tipo protocolo *Branemark* em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares, pesquisa realizada através do uso de extensômetros. Seu estudo contou com 10 barras metálicas fabricadas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa sobre dois modelos-mestre: um modelo com todos os implantes retos e paralelos entre si e outro com os dois implantes distais inclinados (Figuras 5.44 e 5.45). Foram medidos a deformação quando da aplicação de uma carga estática de 50 N no extremo livre (15 mm) de cada barra metálica. Os valores de deformação dos pilares encontrados foram convertidos em força e momento fletor, levando aos resultados de 144,31 N (implante reto) e 104,00 N (implante inclinado) de força no 1º pilar, uma redução de 28% no carregamento sobre o pilar com implante inclinado.



Figura 5.44 - Proposta de Naconecy (2006) - a) Quinze extensômetros (canais de leitura) colados nos pilares e conectados aos cabos para aquisição dos sinais, b) Fixação dos implantes no modelo de resina epóxi: I - modelo com implantes retos e paralelos, II - modelo com implantes posteriores inclinados.

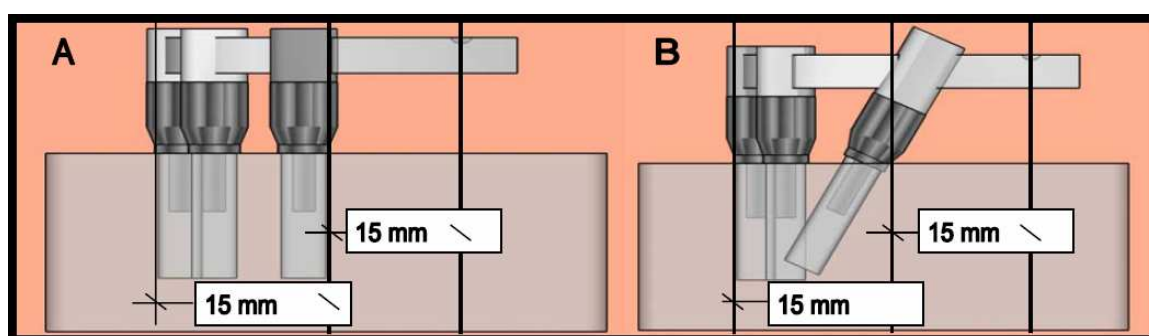


Figura 5.45 - Vista lateral da extensão *cantilever*. A) implantes retos B) implantes inclinados (Naconecy, 2006).

Os resultados sugerem que a inclinação dos implantes posteriores permite uma melhor distribuição de forças e momentos fletores em pilares para próteses tipo Protocolo Brånemark (Naconecy, 2006), situação visualmente observada quando comparadas as imagens geradas da deflexão total dos sistemas A e B, conforme figura 5.46.

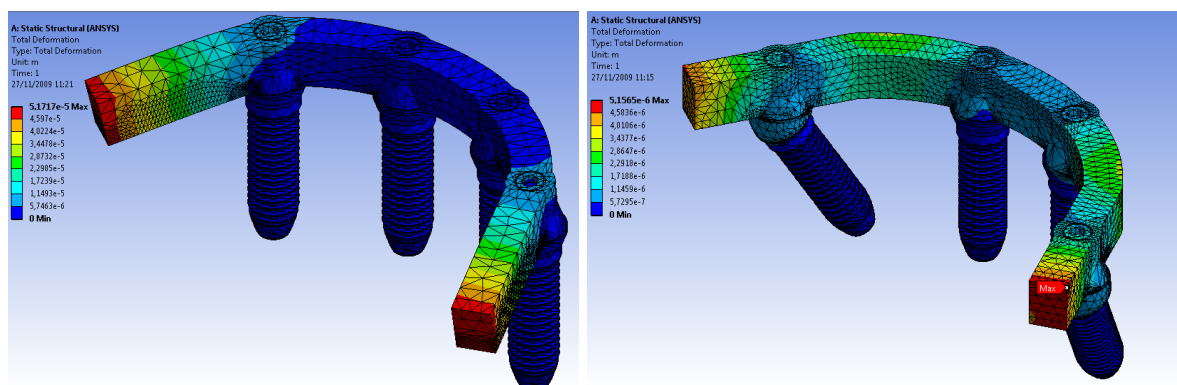


Figura 5.46 - Deflexão total para os sistemas A e B.

Quanto aos materiais empregados não foi constatada uma diferença significativa entre as ligas Ni-Cr e Co-Cr. No entanto com relação à liga Ti-6Al-4V foram observados uma melhor distribuição dos esforços ao longo da barra protética e um maior nível de deflexão para ambos os sistemas, devido ao menor módulo de elasticidade. Segundo Clelland et al. (1991) o titânio e suas ligas são mais rígidos que o osso, porém, entre os materiais biocompatíveis, são os que apresentam melhor desempenho e módulo elástico mais próximo do módulo do osso, o que permite uma distribuição de tensões mais homogênea na interface. Entretanto, Benzing, Gall e Weber (1995) afirmam que o uso de uma liga com baixo módulo de elasticidade na confecção da infra-estrutura, pode gerar grande deformação no segmento que está sob carga e alto consumo de energia de deformação produzida. Isto presume uma maior concentração de tensão na interface implante/tecido ósseo no lado de aplicação da carga, do que quando se utiliza uma liga rígida (maior módulo de elasticidade) com a mesma geometria, resultando em menor deformação no segmento sob carga e baixo consumo de energia de deformação produzida. Situação confirmada pelas tensões máximas apresentadas na Tabela 5.17, onde as barras com liga Ti-6Al-4V (menor módulo de elasticidade) apresentam os menores níveis de tensões em sua estrutura, no entanto geram mais tensões nos outros componentes e conseqüentemente no tecido ósseo.

Geng, Yan e Xu (2008) relatam em seus estudos a recomendação por parte de vários autores do uso de materiais com alto módulo elástico para próteses a fim de evitar deflexão na superestrutura protética e concentradores de tensão no parafuso.

5.4 – Análise comportamental dos conjuntos protéticos de acordo com os sistemas de implantes

Na avaliação por meio do Método dos Elementos Finitos dos conjuntos protéticos, foram encontrados os seguintes resultados para as tensões principais ao redor do implante, próximo à área de contato com o osso da mandíbula (região cervical), para as seguintes situações de carregamento: 1) - força de 100 N aplicada na face superior do pilar protético (Ferreira et al., 2002; Pacheco, 2008), 2) - a força

resultante máxima encontrada nas análises anteriores das barras protéticas, aplicadas de forma distribuída sobre a área do pilar protético, região de contato com a base da barra protética (cilindro protético):

Tabela 5.18 - Principais tensões no implante na região cervical

Condição de Carregamento	Carregamento (N)	Conjunto Protético	Tensões (MPa) implante (região cervical)		
			σ_1	σ_3	σ_{eq}
1	100	Reto	0,83	-11,08	13,81
		Inclinado	16,07	6,69	23,66
2	318	Reto	5,98	-34,40	44,76
	216	Inclinado	35,62	15,46	51,67

Os valores de 0,83 MPa e -11,06 MPa obtidos na primeira situação de carregamento para o implante reto estão próximos aos valores apresentados no estudo de Ferreira et al. (2002), onde na região cervical do implante as maiores tensões encontradas foram 2,71 MPa e 10,41 MPa, tração e compressão, respectivamente.

No implante inclinado para o carregamento de 100N, foram observados uma tensão equivalente de von-Mises variando entre 0,8 Pa e 23,65 MPa (figura 5.47), sendo estes valores semelhantes aos descritos por Pacheco (2008) em sua análise, 0,027 MPa a 20,52 MPa.

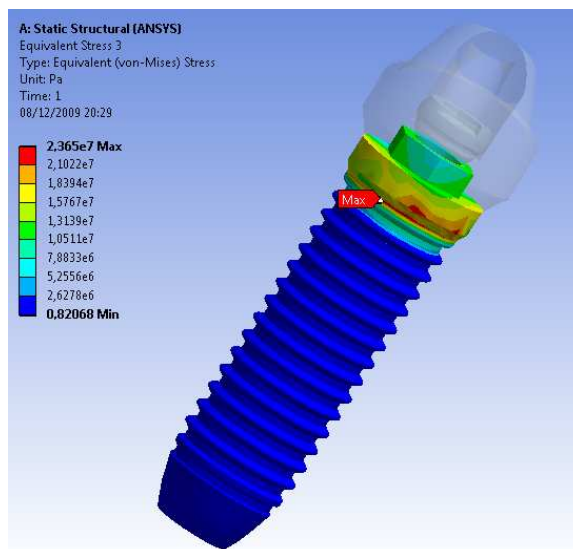


Figura 5.47 - Concentração de tensões na região cortical do implante

No caso da segunda situação de carregamento proposto foi evidenciada nos resultados encontrados uma desvantagem na utilização de implantes inclinados quanto ao nível de tensões, pois devido a sua inclinação houve um aumento considerável nas tensões principais, chegando a um acréscimo de aproximadamente 15% na tensão equivalente (von-Mises). Os resultados se mostraram em concordância com os apresentados em algumas literaturas, onde são demonstrados aumentos consideráveis nos níveis de tensões dos implantes inclinados em relação aos sem angulação.

Em 1996 os pesquisadores Weinberg e Kruger avaliaram geometricamente a distribuição de cargas em quatro situações nas quais se variou o ângulo dos implantes ou a posição da coroa sobre o eixo do implante, e descreveram um aumento de tensões de 5% para cada 10° de inclinação do implante.

Em um estudo comparativo entre um implante com 23° de angulação e um retilíneo, Canay et al., (1996) observou via MEF que as tensões, especialmente as de compressão, geradas ao redor da região marginal do angulado, foram cinco vezes maiores que aquelas geradas ao redor do implante retilíneo.

5.5 – Parafuso protético

Blatt (2007) descreve ser o afrouxamento do parafuso uma das complicações mais comuns nas próteses sobre implantes, sendo capazes de identificar insucessos a curto, médio e longo prazo nesta modalidade de reabilitação protética.

Blackford em 1981 descreveu com detalhes como é o mecanismo de afrouxamento dos parafusos que compõem as próteses sobre implantes, que para ele ocorre em duas etapas: inicialmente forças externas aplicadas a uma união parafusada, como durante a mastigação, levam a uma efetiva erosão da pré-carga na união. O parafuso nesta situação funcionária como uma mola, esticada pela pré-carga na qual este estiramento é mantido por forças de fricção de suas roscas. Qualquer força externa seja ela axial ou transversal causa uma pequena quantidade de deslizamento entre as roscas, sem problemas quando pequeno, liberando uma pequena quantidade de pré-carga. Neste momento, quanto maior o torque de aperto, maior será a resistência ao afrouxamento devido à força de fricção entre as roscas ser maior e uma maior força externa ser requerida para causar o deslize destas roscas. Em um segundo estágio do afrouxamento, a pré-carga esta abaixo de um valor crítico, o que deixa a união entre as roscas menos intensa. Uma vez atingido este estágio, a união parafusada torna-se mais suscetível a abertura e conseqüentemente falhas. Outro mecanismo de afrouxamento está relacionado ao fato de as superfícies de contato com as roscas não serem totalmente lisas. Assim, à medida que é dado o torque no parafuso, esta força de pré-tensão entre os componentes, mais a ação de cargas e forças externas, torna-se capaz de promover o aplainamento destas irregularidades, fazendo com que a pré-carga dada no momento do aperto do parafuso seja perdida juntamente com sua resistência frente ao afrouxamento (*apud* Blatt, 2007).

Durante o estudo foi observado que o material adotado para a barra protética tem influência direta nas tensões sofridas pelos parafusos protéticos bem como o tipo de sistema adotado. Para Jacques (2000) quanto mais rígida for uma infraestrutura, melhor deve ser a distribuição de forças sobre seus pilares. A liga de baixo módulo de elasticidade por apresentar maior deformação e absorção das forças

aplicadas, pode estar sujeita a fadiga, sobrecarregando os parafusos de fixação da prótese.

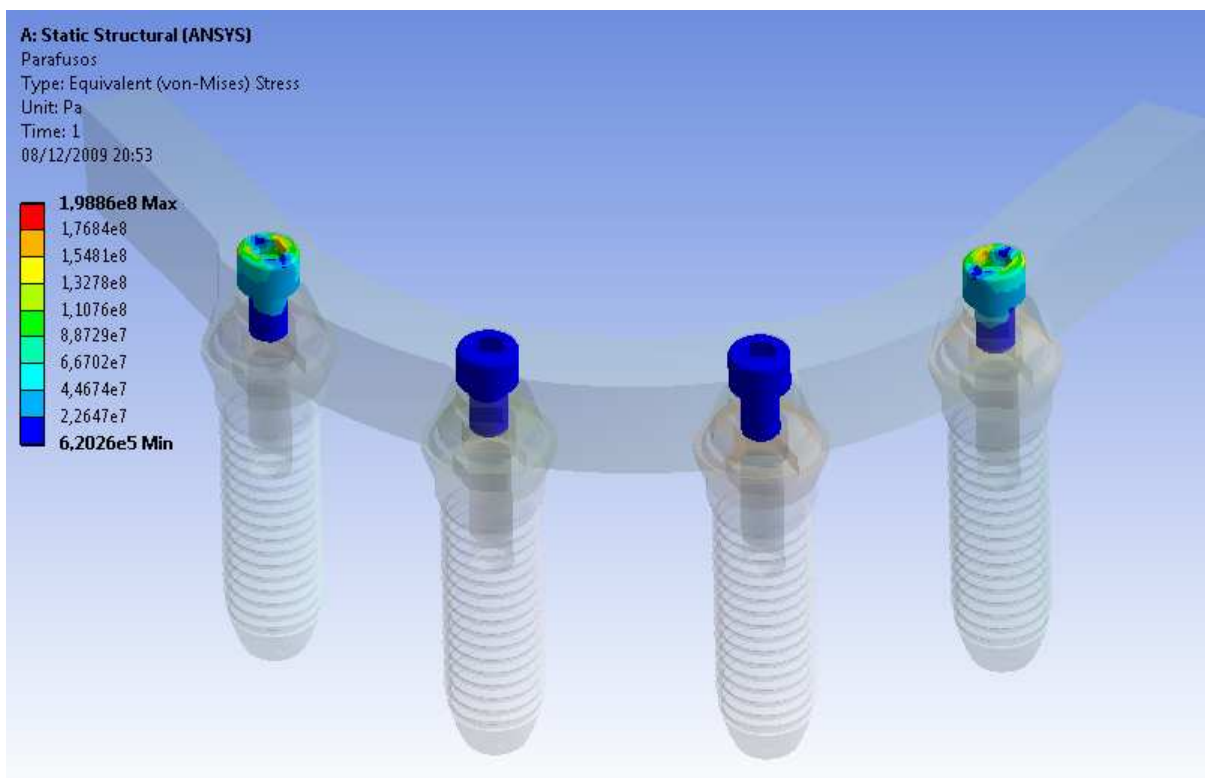


Figura 5.48 - Parafusos protéticos submetidos ao MEF, sistema A.

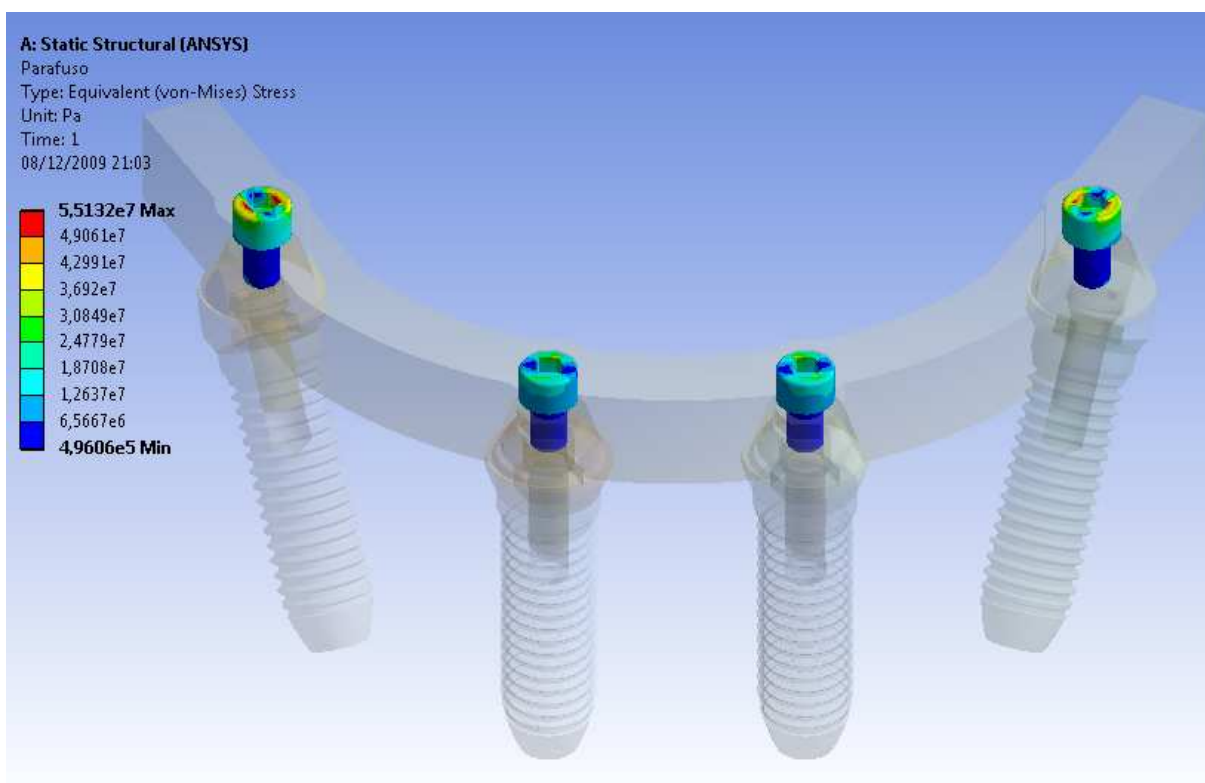


Figura 5.49 - Parafusos protéticos submetidos ao MEF, sistema B.

O sistema B se mostrou mais vantajoso quanto à distribuição das cargas sobre os pilares, diminuindo em até 72% o estado de tensão nos parafusos figura 5.49, no caso da liga de titânio. Já em relação aos materiais não houve uma diferença significativa entre as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, porém com uma ligeira vantagem para a segunda, já quando comparadas com a liga Ti-6Al-4V, o Co-Cr se mostrou melhor na resposta mecânica, reduzindo em 11 e 23% a tensão no parafuso protético, para os sistemas A e B respectivamente, conforme figuras 5.50 e 5.51. Comportamento explicado pelo maior módulo de elasticidade deste material, afirmativa confirmada por Koriath e Johann (1999), onde os autores concluem que as tensões desenvolvidas nos intermediários podem ser significativamente afetados pela forma da infra-estrutura, pelas diferentes condições de incidência de carga e, em menor grau, pelas propriedades do material da infra-estrutura. Os resultados mostraram que a transmissão de forças para os implantes anteriores foi menor quando o material com maior módulo de elasticidade foi utilizado.

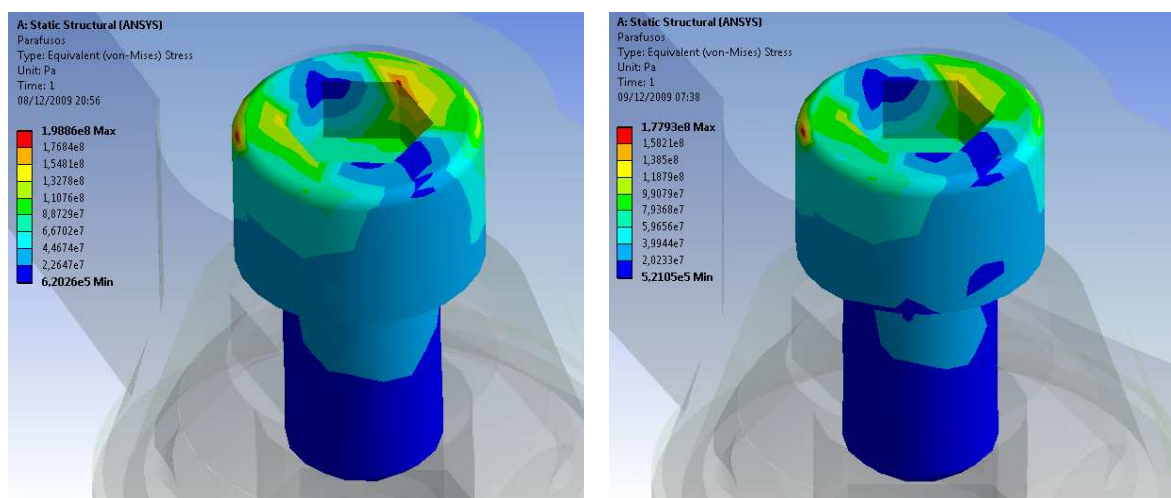


Figura 5.50 - Níveis de tensão no parafuso protético do sistema A para as barras protéticas em Ti-6Al-4V e Co-Cr.

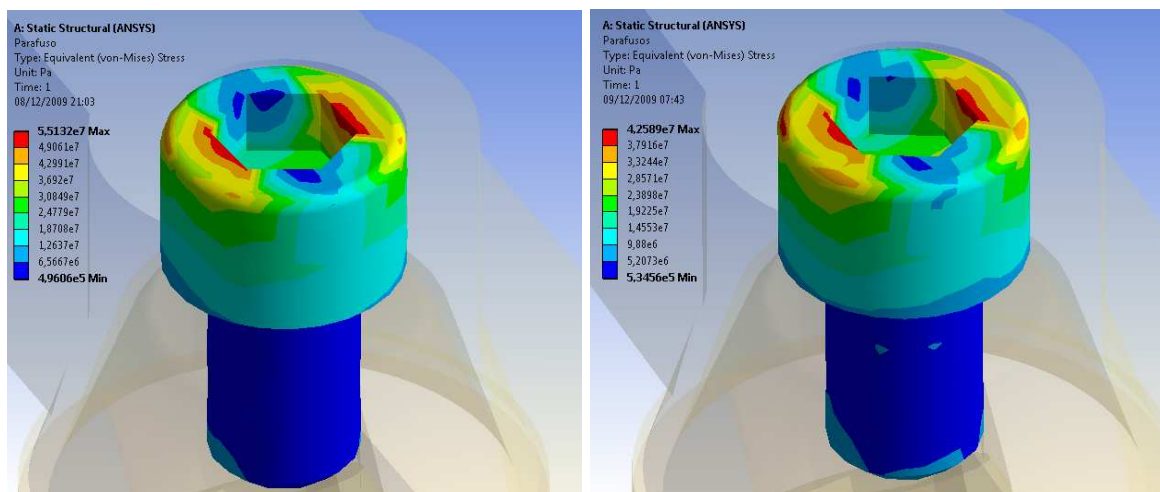


Figura 5.51 - Níveis de tensão no parafuso protético do sistema *B* para as barras protéticas em Ti-6Al-4V e Co-Cr.

De acordo com a equação 4.18, $F_i = T / (c \times d)$ e adotando os valores 100 Nmm, 0,2 e 1,45 mm para o Torque (T), Coeficiente de torque (c) e diâmetro nominal do parafuso (d), respectivamente, tem-se 345 N de força inicial de montagem (F_i).

Logo valores de forças externas acima deste poderão desenvolver um processo de afrouxamento do mesmo, entretanto neste estudo não foi observado forças que superassem este carregamento de montagem, indo ao encontro das conclusões de Barbosa (2006) em seu estudo sobre parafuso protético, onde ele afirma ser o torque recomendado pelo fabricante adequado, pois gera forças internamente no parafuso protético maiores que as forças de origem mastigatória.

CAPÍTULO 6

Conclusões e Sugestões

6.1 – Conclusões

Com a utilização do Método dos Elementos Finitos no estudo do comportamento mecânico dos principais componentes e materiais utilizados em sistemas de implantes dentários em mandíbulas edêntulas, com aplicação de carregamento imediato, foi possível observar fatores de relevância considerada para projetos futuros.

Em relação à integridade dos componentes, o sistema B (composto de 4 implantes, sendo os posteriores com inclinação de 30°), mostrou-se mais apropriado, pois apresentou uma distribuição no carregamento mais uniforme e com isso níveis menores de tensão. No entanto, quando foram estudadas as tensões a nível implante/osso, surgiram tensões bem acima das encontradas no sistema A (sistema guiado com 4 implantes retos), sendo esta uma desvantagem para o paciente. As tensões geradas podem ultrapassar os limites fisiológicos gerando reações orgânicas desfavoráveis. Caso estas tensões ultrapassem o limite de elasticidade do tecido ósseo, poderão surgir microfraturas.

Não foi possível correlacionar os valores máximos das tensões de Von Mises encontrados neste estudo com os modelos fisiológicos de estímulo ou mesmo dano aos ossos. A literatura escassa, não disponibiliza dados concretos para constituir uma correlação com os valores encontrados.

Neste estudo, ficou claro o melhor comportamento mecânico do Co-Cr em relação aos demais metais estudados, demonstrando um grande potencial no seu uso na implantodontia. O seu custo é baixo em relação às ligas de titânio,

assim como sua manipulação também é mais fácil, porém conforme dados da literatura e análise microestrutural realizada neste estudo, o surgimento de dendritas aparecem sempre que um metal é fundido. Contudo, pode-se notar a falta de padronização e preocupação quanto ao processo de fundição, por parte tanto do protético como dos cirurgiões-dentistas, pois não faz parte da rotina de nenhum destes profissionais realizar ensaios metalográficos nas próteses fundidas. Assim sendo, os valores padrões de tensão citados pelos fabricantes podem não corresponder aos valores que são atingidos na prática.

O torque apresentado pelo fabricante, de acordo com as análises estáticas feitas neste estudo, parece ser suficiente para evitar o afrouxamento nos dois sistemas, pois os esforços externos foram inferiores aos resultantes do torque.

6.2 – Sugestões

Os resultados sugerem novos estudos com relação à otimização da barra protética, considerando sua geometria, e a possibilidade do uso de materiais não metálicos, como por exemplo, os polímeros biotolerados ou mesmo a associação metal/polímero.

A utilização de implantes mais curtos ao invés de implantes inclinados para evitar o *cantilever* e não atingir o forame mental no uso de próteses totais fixas, poderiam ser estudados como mais uma opção, já que existem esses implantes, porém não há relatos de estudos avaliando os mesmos.

Um estudo mais detalhado quanto ao processo de fundição das ligas utilizadas na odontologia e os efeitos na sua microestrutura, e conseqüentemente na sua resistência mecânica. Além disso, a utilização de tratamentos térmicos, para obtenção de melhorias no processo de fabricação de infraestruturas metálicas para próteses totais fixa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALEXANDRE, V. G. **Avaliação comparativa da desadaptação marginal das coroas metalo-cerâmicas de ligas áuricas, não áuricas e titânio após a primeira e última fases de queima da porcelana.** Monografia (Especialista em prótese Dental) – Pontifícia Universidade Católica, Rio de Janeiro, 2000.

ALMEIDA, F. J. **Parafusos.** Curso de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia de Piracicaba – EEP. São Paulo, 2005.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS **Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens.** West Conshohocken, PA. ASTM 2001 (ASTM Standard E 03 – 01).

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS **Standard Practice for Microetching Metals and Alloys.** West Conshohocken, PA. ASTM 1999 (ASTM Standard E 407 – 99).

ANTONY, K. C. Wear resistant cobalt based alloys. **Journal of Metals**, n. 35, p. 52-60, 1983.

ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários de Philips.** 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Carol Stream, v.14, n.5, p.405-19, Oct. 1994.

ASGAR, K. Melting and casting alloys. In: VALEGA, T.M. **Proceedings of alternatives to gold alloys in Dentistry.** Maryland, 1977. p. 166-85.

ASGAR, K.; PEYTON, F. A. Effect of casting conditions on some mechanical properties of cobalt-base alloys. **Journal Dentistry Research**, v. 40, n. 1, p. 73-86, jan./feb. 1961.

ASKELAND, D. R., **Ciencia e ingeniería de los materiales.** International Thomson Editores, Tercera Edición, 468p. 1998.

AYUB, E. A. **Estudo de dois sistemas de reabilitação com implantes submetidos à ativação imediata: análise clínica, radiográfica e da estabilidade, por frequência de ressonância.** 2007. 335p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle.

AZEVEDO, A. F. M. **Método dos Elementos Finitos.** Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 1ª edição, 258p. 2003.

BARBOSA, F. S.; AGOSTINI, B, M. **Apostila de Resistência dos Materiais**. Curso de Engenharia Civil, Universidade Federal de Juiz de Fora, março de 2007.

BARBOSA, G. F. **Parafuso protético de reabilitações dentárias sobre implantes: estudo mecânico e análise pelo método de elementos finitos**. 2006 137p. Dissertação (Mestrado em Engenharia e Tecnologia de Materiais) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Orientador: Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva.

BECKER, W.; BECKER, B. E.; ISRAELSON, H.; LUCCHINI, J. P.; HANDELSMAN, M.; AMMONS, W.; et al. One-step surgical placement of Branemark implants: a prospective multicenter clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** ; v. 12, n. 4, p. 454-62, Fall 1997.

BENTO, D. A. **Fundamentos de resistência mecânica**. Curso técnico de mecânica, Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina, março de 2003.

BENZING, U. R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int. J. oral maxillofac. Implants**, v. 10, n. 2, p. 188-98, Sep/Oct. 1995.

BIDEZ, M.W.; Misch, C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J Oral Implantol**; v. 18, n. 3, p. 264-74, 1992.

BINON, P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int.J.Prosthodont.**, v. 9, n. 2, p. 149-160, 1996.

BLACK, G.V. An investigation of physical characters of human teeth in relation to their diseases, and to practical dental operations, together with physical characters of filing materials. **Dent Cosmos**, v.37, n.6, p.469-84, June 1895.

BLATT, M.; BUTIGNON, L. E.; BONACHELA, W. C. Análise de elementos finito aplicados a implantodontia - uma nova realidade do virtual para o real. **Innovations Implant Journal** – 2007.

BRANEMARK, P. I., The History of Osseointegration. **Association of Branemark Osseointegration Centers**, Goteborg, Sep. 2005. Disponível em: <<http://www.branemark.com/>>. Acesso em: 22 set. 2007.

BUFFONI, S. S. O. **Resistência dos Materiais**. Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda, Universidade Federal Fluminense, 2008.

CALLISTER, Jr. W. D., **Materials Science and Engineering: An Introduction**. John Willey & Sons, Inc. 2000. Tradução de SOARES, S. M. S., 5^o edição, 589p. 2002.

CANAY, S.; HERSEK, N.; AKPINAR, I. et al., Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite element analysis. **Quintessence Int.**, v. 27, n. 9, p. 591-8, 1996.

CARAM, R. et al. Transformação eutetóide em ligas Ti-Cu para aplicações em odontologia. 17º CBECIMat – **Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais**, Foz do Iguaçu, PR, p. 4449 – 61, novembro 2006.

CARR, A. B.; LANEY, W. R. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 2, n. 2, p. 101-08, Spring, 1987.

CARVALHO, J. R.; MORAES, P. L. J., **Órgãos de máquinas dimensionamento**. Livros Técnicos e Científicos S.A. 2ª edição, 358p. 1982.

CASTILHO, G. A. A. **Caracterização de implantes odontológicos a base de titânio**. 2006 63p. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte, MG. Orientador: Prof. Dr. Maximiliano Delany Martins.

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

CLELLAND, N.L.; ISMAIL, Y.H.; ZAKI, H.S.; PIPKO, D. (1991), Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant, **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.6, p.391-398.

COLLAERT, B.; DE BRUYN, H. Comparison of Branemark fixture integration and short-term survival using one-stage or two-stage surgery in completely and partially edentulous mandibles. **Clin Oral Implants Res.** v.9, n. 2, p.131-5, 1998.

CRAIG, R. G. et al., **Restorative Dental Materials**. St. Louis, Missouri: Mosby, 10a ed., 584p, 1997.

CRUZ, M. Análise de tensões em próteses dentais com implantes retilíneos e angulados pelo método dos elementos finitos. **Revista Eletrônica da Academia Tiradentes de Odontologia**. n.7, p. 545-628, julho de 2009.

DE DEUS, E. P., **Análise do processo de fraturas em vigas de pontes de aço sob efeito de fadiga**. 1997. 263p. Tese (Doutorado em Engenharia de Estruturas) – Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo. Orientador: Prof. Dr. Wilson Sérgio Venturini.

DEINES, D.N. et al., Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. **Int J Periodontics Restorative Dent**. v. 13, n. 6, p. 540-9, 1993.

DIAS, R. P., **Precisão de adaptação e ajuste horizontal de *abutments* unitários em sistemas de implantes com hexágono externo**. 2001. 204p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo Bauru. Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo.

DINIZ, M. G.; PIMENTA, A. R.; SAMPAIO, C. A. F.; MIRANDA, M. S., Propriedades mecânicas e aspectos de fratura da liga Fitcast – SB. **17º CBECIMat – Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais**. Foz do Iguaçu, PR. 2006. p.4570-81.

D'OLIVEIRA, A. S. C. M.; CALDEIRA, F. B. Avaliação indireta da contaminação de uma liga a base de cobalto por Al. **Congresso Brasileiro de engenharia de Fabricação**, 2005, Joinville. III COBEF, 2005. v. CDRom. p. 1-8

FALCÓN-ANTENUCCI et al. Avaliação das tensões na interface implante/coroa. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac.**, Camaragibe v.8, n.3, p. 49 - 56, jul./set. 2008.

FERREIRA, P.C.; LAS CASAS, E.B.; CIMINI JR, C.A.; TOLEDO, E.M.; BARRA, L.P.S.; CRUZ, M. Um estudo sobre a distribuição de tensões causadas por implantes dentais angulados. In: **SIMMEC-SIMPÓSIO MINEIRO DE MECÂNICA COMPUTACIONAL**, 2002, Juiz de Fora. Anais. Juiz de Fora: 2002. p.111-118.

FILHO, A. E., **Projeto “Colosso”: desenvolvimento de um implante osseointegrável. Da teoria à prática**. 2003. 117p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista. Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Perri de Carvalho.

FRANCISCONI, P. A. S.; PEREIRA, R. A.; PORTO, C. P. S., Ligas alternativas para restaurações metálicas fundidas. **Rev. Fac. Odontol. Lins**, Piracicaba v. 18, n. 1, p. 51-56, 2006.

GARBIN et al. Ligas do sistema cobre-alumínio. Avaliação das propriedades microestruturais. **Revista Brasileira de Prótese clínica e laboratorial**, v.5, n.27, 2003.

GENG, J.; YAN, W.; XU, W. **Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry** – Zhejiang University Press, Hangzhou and Springer – Verlag GmbH Berlin Heidelberg, China, 137p, 2008.

GIBBS, C. H., et al. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. **J. Prosthet Dent.**, v. 46, n. 443-9, Oct., 1981.

GOODACRE, C. J., Palladium – silver alloys: a review of the literature. **J prosthet Dent**, v. 62, n. 1, p. 34-7, 1989. St. Louis

GOODACRE, C. J., et al. Clinical complications with implant and implant prostheses. **J prosthet Dent**, v. 90, n. 2, p. 121-32, 2003

HUANG, H. H. et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. **Journal of Oral Rehabilitation**. v. 32, p. 206-12, 2005.

IDA, K. et al. Studies on the casting of titanium alloy. Part I. Casting of pure titanium. **J. Res. Soc. Dent. Mater. Appl.**, Cambridge, v.37, p.45-42, 1980.

JACQUES, L. B., **Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros**. 2000. 88p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo.

KNITTEL, D.; WU, J. B. C. Titanium and its alloys In: **Mechanical Engineer's Handbook**. 2nd Ed. John Wiley & Sons, Inc. cap. 6, p. 1-18, 1998.

KORIOTH, T. W. P.; JOHANN, A. R. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. **J. prosthet. Dent.** v. 89, n. 1, p. 67-72, 1999.

KURDVK, B. Giuseppangelo Fonzi: Industrial Fabrication Promoter of Porcelain Prosthetics. **Journal of the History of Dentistry** v. 47, n. 2, p. 80-2, Jul. 1999.

LACROIX, S. P., **Consolidação de cerâmica dental através do uso de prensagem uniaxial**. 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais), Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Prof.^a Dr^a. Maria Cecília de Souza Nóbrega.

LANG, L. A., KANG, WANG, R-F, LANG, B.R. Finite element analysis to determinate implant preload. **Journal Of Prosthetic Dentistry** 2003; 90: 539-46.

LOTTI, R. S., et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R. Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 11, n. 2, p. 35-43, mar/abril 2006.

LUCAS, L. V. M. **Avaliação da influência da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos**. 2003. 195p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista. Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer.

MANDIA JR., J.; KESSELRING, A. L. F. Biomecânica em Osseointegração. **eBook 25º Congresso Internacional de Odontologia de São Paulo**. São Paulo, 2007. Cap. 6, pag. 176.

MELO, A. C. M.; MOLINARI, A. R. D. M.; THOMÉ, G., Carga imediata em mandíbulas edêntulas: uma alternativa reabilitadora com barras pré-fabricadas. Descrição da técnica e caso clínico. **ImplantNews**, v. 1, n. 4, p. 303-11, 2004.

MENDES, V., **Avaliação da resistência à fratura por compressão de infraestruturas de próteses fixas de 3 elementos (1º pré-molar a 1º molar) confeccionadas com as cerâmicas IPS Empress 2 e In-Ceram**. 2003. 150p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru. Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro.

MOFFA, J.P. Physical and mechanical properties of gold and base metal alloys. Alternatives to gold alloys in dentistry. **Bethesda: National Institutes of Health, Department of Education and Welfare**, p. 81-93, 1977.

MOORE, D. E. **History of tooth replacement and dental implants and current status of dental implants.** paper, U. S. Army Command and General Staff College, Kansas: Fort Leavenworth, 2003.

MOORE, K; DALLEY, A. F. **Anatomia orientada para clínica.** 5ª ed. Editora Guanabara Koogan, p 1142, 2007.

MORILLA, J. C. **Critérios de resistência II.** Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Santa Cecília – UNISANTA. Santos - SP, 2008.

NACONECY, M. M. **Força e momento Fletor em pilares de prótese tipo Protocolo Brånemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares.** 2006. 100p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Orientadora: Profa. Dra. Rosemary S. A. Shinkai.

NASH, W. A. **Schaum's outline of theory and problems of strength of materials.** Schaum Publishing Co. EE.UU, 1922. Tradução de SILVA, J. F. 384p. 1976.

OLIVIERI, K.A.N. et al. Mechanical properties and micro structural analysis of a NiCr alloy cast under different temperatures. **Braz J Oral Sci.** v. 3, n. 8, Jan/March 2004.

PACHECO, N. D. **Distribuição de tensões em implantes dentários inclinados empregando o método dos elementos finitos.** 2008. 99p. Dissertação (Mestrado em Metalurgia e Ciência dos Materiais) – Instituto Militar de Engenharia. Orientador: Prof. Arnaldo Ferreira, Ph.D., Co-orientador: Prof. Carlos Nelson Elias, D. Sc.

PADILHA, A. F. **Materiais de engenharia microestrutura e propriedades.** Hemus Livraria, Distribuidora e Editora S.A. Curitiba – PR, 343p, 2000.

PEDRAZINI, M. C.; WASSALL, T. Falhas de fundição nas infraestruturas de próteses ferulizadas sobre implantes: ensaio *in vitro*. **Revista Gaúcha de Odontologia** v.57, n.2, p. 165-172 abr/junho Porto Alegre.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L., Forces and moments on Branemark Implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 4, n. 3, p. 241-47, Fall 1989.

REIS, T. C. A.; ELIAS, C. N.; GOUVÊIA, J. P., Análise de tensões elásticas em implantes dentárias pelo método de elementos finitos. **Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda**, Universidade Federal Fluminense, Rio de Janeiro, 2002.

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

RICE, R. C. et al., **Metallic Materials Properties Development and Standardization (MMPDS).** U.S. Department of Transportation, National Technical Information Service, Springfield, Virginia, 1632p, Jan 2003.

ROSA, E. **Análise de resistência mecânica**. Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, agosto de 2002.

ROSANI, G. A. **Fios ortodônticos, propriedades mecânicas e suas aplicações clínicas**. 2001. 87p. Monografia (Especialização em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco, Bragança Paulista, São Paulo. Orientador: Prof. Dr.: Sylvio Gonçalves Filho.

RODRIGUES, R. C. S., **Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de titânio cp**. 2005. 183p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro.

RIVALDO, E. G. et al., Falhas estruturais em prótese total fixa sobre implantes: relato de caso clínico. **Stomatos**, v. 13, n. 25, p. 131-38, 2007.

SÁ, J.C. **Efeito das variáveis laboratoriais protéticas na adesão da porcelana com ligas de níquel-cromo**. 2006. 102p. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Centro de Ciências Exatas e da Terra, Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Orientador: Prof. Dr. Clodomiro Alves Júnior.

SANDBERG, G.; STENBERG, T., WIKBLAD, K. Ten years of patients' experiences with fixed implant-supported prostheses. **J Dent Hyg**, v. 74, n.3, p. 210-18, 2000.

SARTORI, I. A. M. Implantes osseointegrados e carga imediata – Abordagem protética. **ImplantNews**. 2005. v. 2, n. 5, p. 464-5.

SCHEU, C. Precision casting utilizing the hygroscopic action of plaster in investment in making expanded molds. **Journal American Dental Association**, v. 20, n. 7, p. 1205-15, 1933.

SERSON, D. **Implantes orais: teoria e prática**. Porto Alegre: Artes Medicas, p. 4-5, 1985.

SERSON, D. Implantes osseointegrados: apenas um tempo cirúrgico. **Revista Brasileira de Implantodontia**. ano 2, nº3, maio/junho 1996.

SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in na implant-supported fixed prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, v. 10, n. 1, p. 19-27, Jan./Feb. 1997.

SHAW, M. C. **Engineering problem solving: a classical perspective**. Norwich, New York, U.S.A. William Andrew Publishing, 2001.

SHIGLEY, J. E. **Elementos de máquinas**, Livros Técnicos e Científicos S.A. v.1, 3ª edição, 347p, Rio de Janeiro, 1988.

SILVA FILHO, C.E.; MUENCH, A., Propriedades mecânicas, físicas e de corrosão, e custo relativo de uma liga com baixo conteúdo de ouro (46%). **Rev. Odontol Univ S Paulo**, v. 3, p. 390-3, 1989.

SINCLAIR, G.; BEISHEIM, J., Alternative convergence-divergence checks for stresses from FEA”, In: **2008 International ANSYS Conference**. Pittsburgh Pennsylvania, U.S.A, 26-28 August 2008.

SIRILAR, P.; SRICHANDR, P., Grain refinement of α/β phase Ti-6Al-4V alloy by thermomechanical treatment. **Thailand Materials Science and Technology Conference 4th**, Thailand, 3p, 2006.

SJÖGREN, G. et al., Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v. 46, n.4, p.247-53, Aug. 1988.

SKALAK, R., Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 49, n. 6, p. 843-48, June 1983.

SPIEKERMANN, H. **Atlas colorido de implantologia**. Porto Alegre: Artes Médicas; 2001.

STAAB, G. H.; STEWART, R. B. Theoretical assesment of cross sections for cantilevered implant-supported prostheses. **J. Prosthodont.** , v. 3, n. 1, p. 23-30, Mar. 1994.

SUEDAM, V., **Avaliação da deformação gerada nos componentes intermediários de prótese fixa implanto-suportada com diferentes alturas, com a utilização de extensômetros lineares elétricos**. 2005. 93p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo Bauru. Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo.

SOUZA, C. F., **Resistência à fratura de subestruturas para próteses parciais fixas posteriores de zircônia densa sob testes de fadiga cíclica**. 2007. 75p. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE. Orientadores: Prof. Dr. Flávio Teixeira da Silva e Prof. Dr. Carlos Eduardo Sabrosa.

TASSI, R.; BONADIO, F.; STORRER, C. M. Aumento do rebordo alveolar com enxerto ósseo: relato de caso. **Revista Dens**, v.15, n. 2, novembro/abril 2007.

TELLES, D.; COELHO, A. B. **Próteses SobreImplantes.com**. Rio de Janeiro: SobreImplantes.com, 2006. Disponível em : <<http://www.sobreimplantes.com/materialAcademico.asp#livro>>. Acesso em: 18 set.2007.

UEHARA, A.Y. Metodologia para análise 3D por elementos finitos de um implante para fixação de barra-clip. **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Estância de São Pedro – SP maio/junho 2007.

VALLET-REGI, M. Introduction to the world of biomaterials, **Anal. Quim. Int. Ed.**, v 93, p S6-S14, 1996.

VASCONCELLOS, A. B. et al. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. **Rev Bras Odont.**, v59, n 3, p 206-10, 1999.

VIEGAS, J. Discovery News: Roman Woman Had Golden Smile. **Discovery Channel** US, May. 2007. Disponível em: <http://dsc.discovery.com/news/2007/05/14/dentures_arc.html?category=history&guid=20070514123030>. Acesso em: 20 set. 2007.

VILAR, C. D. **Influência do número de refundições da liga Ni-Cr-Mo-Ti sobre as propriedades de próteses metalocerâmicas.** 2008. 139p. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Orientador: Prof. Dr. Antônio Eduardo Martinelli, Co-Orientador: Prof. Dr. Rubens Maribondo do Nascimento.

WATAHA, J.C. Alloys for prosthodontic restoration. **J Prosthet Dent.** v. 87, n. 4, p. 351-62. April, 2002.

WEINBERG, L. A.; KRUGER, B. An evaluation of torque (moment) on implant / prosthesis with staggered buccal and lingual offset. **Int.J. Periodont. Rest. Dent.**, v. 16, n. 3, p. 253-65, 1996.

WIKIPÉDIA, **A Enciclopédia Livre.** Disponível em: <http://en.wikipedia.org/wiki/Vitallium>. Acesso em 23/ago/2009.

WILLIAMS, D. F. Definitions in Biomaterials, In: **Progress in Biomedical Engineering [Proceedings of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials]**, Amsterdam: Elsevier. v. 4, cap 6, p 49-59, 1987.

WILWERDING, T. **History of Dentistry**, Creighton University School of Dentistry, Nebraska: Omaha, 2001.

YAEDU, A. E., **Influência do substrato na deposição de stellite 1 com plasma de arco transferido.** 2003. 82p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais e Metalúrgica) – Universidade Federal do Paraná. Orientadora: Profa. Dra. Ana Sofia Clímaco Monteiro D'Oliveira.

YAMAKAMI, W. J. et al., Influência do percentual de vazios nas propriedades mecânicas de ligas odontológicas fundidas a base de Co-Cr-Mo. **17º CBECIMat – Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais.** Foz do Iguaçu, PR. 2006. p.6804-15.

ZARB, G. A.; BOLENDER, C. L., **Tratamento protético para pacientes edêntulos: próteses totais convencionais e implantossuportadas.**, Santos Livraria e Editora, São Paulo, 2006.