

Mauro Bragança
17.12.2004

FÁBIO TRALDI CARRIEL
THIAGO HIROMU IMAI

METODOLOGIA PARA PROJETO DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Trabalho de formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de
São Paulo para a obtenção do título de
graduação em Engenharia

São Paulo
2004

FÁBIO TRALDI CARRIEL
THIAGO HIROMU IMAI

METODOLOGIA PARA PROJETO DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Trabalho de formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de
São Paulo para a obtenção do título de
graduação em Engenharia

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

Orientadores:
Prof. Dr. Marcelo Massarani
Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima

São Paulo
2004

*Em memória do meu amado Tio
Daniel Keiji Hirota
Que seu exemplo de vida e boas recordações
estejam para sempre em nossos corações...*

Thiago Hiromu Imai

AGRADECIMENTOS

Aos nossos orientadores Professor Marcelo Massarani e Professor Raul Gonzalez Lima pela orientação segura e confiança em nossas capacidades de finalizar com êxito o presente trabalho.

Às nossas famílias e amigos de jornada, sem os quais a conclusão desse sonho não seria possível.

Ao Professor Cássio Ferrigno Auada pela ajuda na escolha do tema para o trabalho de conclusão de curso, e todo o empenho prestado no desenvolvimento inicial do trabalho.

À futura veterinária Liege Garcia pelas idéias relativas ao tema de trabalho e os esforços para se obter as informações necessárias para que o trabalho pudesse ter seu início.

Ao nosso amigo Lando Nishida por toda a ajuda prestada com a sua larga experiência na parte de softwares aplicados à engenharia.

Fábio Traldi Carriel

Thiago Hiromu Imai

AGRADECIMENTOS

O ano de 2004 além de decisivo, foi um ano extremamente difícil não somente pelas dificuldades impostas por um período crucial em minha vida, mas também pela trágica perda do meu querido Tio Daniel*. Porem são nos momentos de dificuldades que as pessoas se mostram e consegue-se enxergar de forma clara a verdadeira essência das pessoas. Agradeço dessa forma ao meu Tio pelo seu exemplo de vida** e motivação para que eu pudesse iniciar e chegar até o término desse curso.

Aos meus amigos da POLI Erik Chinellato, Leonardo Delliberador, Eduardo Contani, Bruno Mauro, Henrique Torres, Nélío Ikuta (FEA) e Bruno Angélico pelo apoio e paciência nos momentos de dificuldade e pelas boas risadas para amenizá-los ao longo desses anos, ao meu primo Luiz Alleto por toda a ajuda, bem como ao meu amigo Helder Stanquini não só pelo apoio e pela paciência, mas também por me ajudar a enxergar o caminho para fora dos momentos de dificuldade, tendo sempre a palavra certa para isso.

Ao meu professor e amigo Alexandre Kawano pela ajuda em todos os momentos de decisão, sempre me mostrando as possibilidades e mostrando os melhores caminhos a seguir.

Ao meu professor orientador Marcelo Massarani por me mostrar como a realidade que temos depende muito mais da forma como a encaramos do que propriamente ao fato isolado (mesmo diante de um problema de saúde tão sério como o acometido esse ano).

Ao meu professor orientador Raul Gonzalez Lima por mostrar uma perspectiva diferente da engenharia (assim como a nobreza de aplicação que essa pode ter) juntamente com o Professor Jayme Ortiz.

E finalmente ao meu companheiro de Trabalho de Formatura, Fábio Carriel, que embarcou nessa jornada comigo e sem o qual esse trabalho de verdadeira parceria não poderia ser concluído.

Thiago Hiromu Imai

*Atropelado no dia 15 de janeiro de 2004 na Av. Mutinga (Pirituba) quando voltava do almoço para o seu trabalho na Scopus às 13:00. Teve morte cerebral e posterior falência.

**Daniel Keiji Hirota era engenheiro de computação formado pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo e administrador de empresas formado pela Faculdade de Economia e Administração da Universidade de São Paulo.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Sumário

Índice de tabelas.....	iv
Índice de figuras.....	v
Índice de gráficos.....	vii
Resumo.....	viii
Abstract.....	ix
1. INTRODUÇÃO.....	01
2. OBJETIVO DO TRABALHO.....	02
3. DEFINIÇÃO DO PACIENTE A RECEBER A PRÓTESE.....	04
4. UMA BREVE VISÃO SOBRE OS MATERIAIS BIOLÓGICOS.....	05
4.1 Ossos.....	06
4.2 Cartilagem.....	06
4.3 Tendões.....	07
4.4 Ligamentos.....	07
5. ANATOMIA CANINA.....	08
5.1 Características do joelho canino.....	11
5.1.1 A estrutura esquelética do joelho canino.....	12
5.1.2 Medidas do joelho canino.....	13
6. BIOMECÂNICA (DINÂMICA DURANTE A FLEXÃO).....	14
7. CÁLCULO DOS ESFORÇOS EQUIVALENTES APLICADOS NOS OSSOS.....	17
8. SELEÇÃO DE MATERIAIS.....	19
8.1 Materiais recomendados pela norma ASTM.....	22
8.1.1 Ligas de Titânio.....	24
8.1.2 Ligas de Cobalto-Cromo.....	24
8.1.2.1 ASTM F75.....	25
8.1.2.2 ASTM F90.....	25
8.1.2.3 ASTM F562.....	26

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

8.1.2.4	Aço Inoxidável.....	26
8.2	Cerâmicas.....	27
8.2.1	Zircônia.....	27
8.2.2	Alumina.....	28
8.3	Polímeros.....	28
8.4	Aços inoxidáveis austenítico de alto teor de nitrogênio para utilização em implantes cirúrgicos.....	30
8.4.1	Propriedades Mecânicas e de Corrosão.....	31
8.4.2	Estudo de um aço inoxidável austenítico de alto teor de nitrogênio para utilização em implantes cirúrgicos (Tese de mestrado defendida por Wilson Carlos da Silva Júnior para a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.....	37
8.4.2.1	As ligas ensaiadas.....	38
8.4.2.2	Ensaio de biocompatibilidade.....	39
8.4.2.3	Ensaio de tração.....	42
8.4.2.4	Ensaio de fadiga.....	43
8.4.2.5	Ensaaios não destrutivos.....	44
8.4.2.6	Ensaaios de corrosão.....	45
8.4.3	Conclusões.....	45
9.	MÉTODOS DE FIXAÇÃO DE PRÓTESES.....	47
10.	CONCLUSÕES DO ESTUDO DE MATERIAIS E MÉTODOS DE FIXAÇÃO DE PRÓTESES.....	48
11.	MODELO ESCOLHIDO PARA O IMPLANTE.....	49
12.	DIMENSÕES DO IMPLANTE.....	53
13.	ANÁLISE PRELIMINAR DO IMPLANTE.....	56
13.1	Cálculo do momento fletor no implante.....	57
13.2	Conclusões da análise preliminar.....	61
14.	SIMULAÇÃO DO IMPLANTE EM SOFTWARE DE ELEMENTOS FINITOS.....	62
14.1	Vista em wireframe do implante para a simulação.....	67

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

14.2	Resultados da simulação do implante em software de elementos finitos.....	72
15.	CONCLUSÕES DA SIMULAÇÃO.....	78
16.	CONCLUSÕES DO ESTUDO.....	79
17.	CONCLUSÕES DO TRABALHO.....	80
18.	SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS.....	82
19.	BIBLIOGRAFIA.....	83
	ANEXOS.....	91

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Índice de Tabelas

Tabela 4.1: Propriedades mecânicas de materiais biológicos (BERGER, S. A.; GOLDSMITH, W.; LEWIS, E. R., 1996).....	05
Tabela 8.1: Propriedades mecânicas do osso cortical e de materiais utilizados.....	23
Tabela 8.2: Propriedades de alguns aços inoxidáveis austeníticos obtidos por processos convencionais [GAVRILJUK – BERNIS, 1999].....	34
Tabela 8.3: Composição das ligas em estudo (% em massa).....	39
Tabela 8.4: Características observadas no tecido de animais que receberam corpos de provas.....	41
Tabela 8.5: Propriedades Mecânicas das ligas em estudo.....	43
Tabela 8.6: Relações cinemáticas e dinâmicas para joelho e quadris humanos.....	44

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Índice de Figuras

Figura 2.1: Diagrama esquemático da metodologia.....	03
Figura 5.1: Esqueleto Canino (KÖNIG, H.E.).....	09
Figura 5.2: Detalhe do esqueleto canino (KÖNIG, H.E.).....	10
Figura 5.3: Detalhe joelho canino (SCHMIDT, K.).....	12
Figura 5.4: Medidas de interesse para o projeto.....	13
Figura 6.1: Diagrama esquemático do funcionamento do joelho canino durante a flexão (www.dogtimes.com.br).....	14
Figura 6.2: Detalhe do funcionamento do joelho canino durante a flexão (SCHMIDT, K.).....	15
Figura 6.3: Diagrama esquemático do experimento realizado com um cão de 35Kg (KNUT, SCHMIDT, NIELSEN).....	16
Figura 11.1: Parte do implante aplicável ao fêmur.....	49
Figura 11.2: Parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.....	50
Figura 11.3: Ponta aplicável às extremidades das peças do implante.....	51
Figura 11.4: Ponta aplicável às extremidades das peças do implante com um pequeno trecho do implante.....	52
Figura 12.1: Cotas da parte do implante aplicável ao fêmur.....	53
Figura 12.2: Detalhe AA da parte do implante aplicável ao fêmur da figura 12.1.....	54
Figura 12.3: Cotas da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.....	54
Figura 12.4: Detalhe BB da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.....	55
Figura 12.5: Detalhe CC da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.....	55
Figura 12.6: Diagrama esquemático dos carregamentos aplicados à viga...57	
Figura 14.1: Parte do implante aplicável ao fêmur com os engastamentos para a simulação – perspectiva isométrica.....	62
Figura 14.2: Parte do implante aplicável ao fêmur com os engastamentos para a simulação – vista lateral.....	63

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Figura 14.3: Parte do implante aplicável ao fêmur com os engastamentos para a simulação – vista frontal.....	64
Figura 14.4: Parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula com os engastamentos para a simulação – perspectiva isométrica.....	65
Figura 14.5: Parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula com os engastamentos para a simulação – vista lateral.....	66
Figura 14.6: Wireframe da parte do implante aplicável ao fêmur.....	67
Figura 14.7: Parte do implante aplicável ao fêmur – vista lateral.....	68
Figura 14.8: Wireframe da parte do implante aplicável ao fêmur – vista frontal.....	69
Figura 14.9: Wireframe da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.....	70
Figura 14.10: Wireframe da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula – vista lateral.....	71
Figura 14.11: Resultado da simulação da parte do implante aplicável ao fêmur.....	72
Figura 14.12: Resultado da simulação da parte do implante aplicável ao fêmur – vista frontal.....	73
Figura 14.13: Resultado da simulação da parte do implante aplicável ao fêmur – vista inferior.....	74
Figura 14.14: Resultado da simulação da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.....	75
Figura 14.15: Resultado da simulação da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula – vista lateral.....	76
Figura 14.16: Resultado da simulação da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula – vista inferior.....	77

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Índice de Gráficos

Gráfico 6.1: Medidas obtidas do experimento realizado com um cão de 35 Kg (KNUT, SCHMIDT, NIELSEN).....	16
Gráfico 8.1: Mudança no limite de escoamento X Elementos de liga em % atômica (PICKERING, 1989).....	31
Gráfico 8.2: Energia de falha de empilhamento X teor de nitrogênio (STOLTZ, 1975).....	32
Gráfico 8.3: Limite de escoamento e tenacidade à fratura X % em peso de nitrogênio (SPEIDEL, 1989).....	33
Gráfico 8.4: Potencial de pite em aços inoxidáveis X elementos de liga (SPEIDEL, 1991).....	36
Gráfico 12.1: Momento Fletor distribuído na viga em estudo.....	58
Gráfico 12.2: Momento Fletor distribuído na viga em estudo.....	60

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Resumo

Uma metodologia para a produção de implantes mecânicos foi desenvolvida e aplicada a um exemplo de uso veterinário. A escolha do exemplo em questão deveu-se a existência de uma prótese anteriormente concebida que apresentou problemas diversos.

Dessa forma na primeira parte do trabalho a metodologia é apresentada em todos os passos de sua aplicação.

Nas seções que decorrem, os passos de 1 a 3 da metodologia são aplicadas no exemplo de implante veterinário, sendo esses basicamente os seguintes:

1. Definição do paciente.
2. Seleção do material.
3. Modelagem do implante.
4. Teste em um espécime vivo.
5. Observação e análise dos problemas apresentados.

Seguindo-se então para o encerramento do projeto, conclusões e sugestões para futuros trabalhos, dada a abrangência desse, bem como a necessidade de projetos de novos implantes ainda inexplorados.

Abstract

A new methodology for the production of mechanics implantation has been developed and applied for an example of veterinary use. The choice of this example is linked to the existence of a prothesis conceived before but that had some problems.

So in the first part of this work, the methodology is presented in all steps of it's application.

In the sections that elapse, the steps from 1 to 3 of the methodology are applied in the example of veterinary implantation, being the steps basically the following:

1. Definition of the patient.
2. Selection of the material.
3. Modelling of the implantation.
4. Test in a live specimen.
5. Observation and analysis of the problems presented.

Then at the end of the project, there are the conclusions and some suggestions for future works, given it's encircles, as well as the need of projects of new implantations not explored yet.

1. INTRODUÇÃO

"O atleta americano Marlon Shirley, de 26 anos, faz 100 metros rasos em impressionantes 10 segundos e 97 centésimos de segundo. É pouco mais de 1 segundo atrás do recordista mundial da prova, o também americano Tim Montgomery, dono da marca de 9 segundos e 78 centésimos de segundo. Um segundo de diferença em uma prova olímpica costuma ser uma eternidade. Mas não nesse caso: Marlon Shirley possui uma perna mecânica; Tim Montgomery tem as duas pernas perfeitamente normais".

Como se observa do trecho extraído da revista Veja de 08 de setembro de 2004, o mundo assiste a uma revolução no conceito de qualidade de vida das pessoas: um evento traumático não necessariamente deve ter um impacto maior que o necessário na vida da pessoa que o sofreu. Esse novo conceito estende-se ainda aos animais (sejam de grande porte ou não) devido à mudança do papel que esses representam nas famílias (os animais hoje possuem um papel muito mais próximo ao de um membro da família).

Dessa forma, a possibilidade de gerar uma metodologia clara, coesa, coerente e concisa aplicável ao projeto de qualquer implante com o fim de aliviar o sofrimento de um ser vivo (direta ou indiretamente) foi a motivação para o presente estudo e confecção do manual que se segue aplicado a um exemplo.

2. OBJETIVO DO TRABALHO

O presente trabalho tem como objetivo claro obter um manual de projeto para implantes mecânicos (obter uma metodologia de trabalho para projetos dessa natureza) e aplicá-lo a um exemplo de uso veterinário.

O projeto de uma prótese com qualquer fim de aplicação invariavelmente deve respeitar uma metodologia de projeto a qual será apresentada e aplicada em um exemplo de uso veterinário.

Os passos a serem seguidos nessa metodologia são:

1. Definição do paciente a receber a prótese e todas as características como constituição bioquímica, condições cinemáticas e dinâmicas do membro envolvido, duração esperada da vida do paciente, etc.
2. Seleção do material do implante em vista de satisfazer as necessidades de biocompatibilidade, e condições cinemáticas e dinâmicas.
3. Modelagem da prótese, dimensionando-a para que todos os requisitos cinemáticos e dinâmicos sejam garantidos.
4. Teste em um espécime vivo, de forma a se observar a eficiência do implante e os possíveis problemas apresentados. No caso de implantes em seres humanos, é recomendável ainda um teste em um espécime animal cuja semelhança de aplicação seja comprovada.
5. Observação e análise dos problemas apresentados, com o conseqüente refino da solução gerando assim um método iterativo, onde a segunda volta da espiral de projeto deve ser realizada.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Esquemáticamente, temos o diagrama apresentado na figura 2.1:

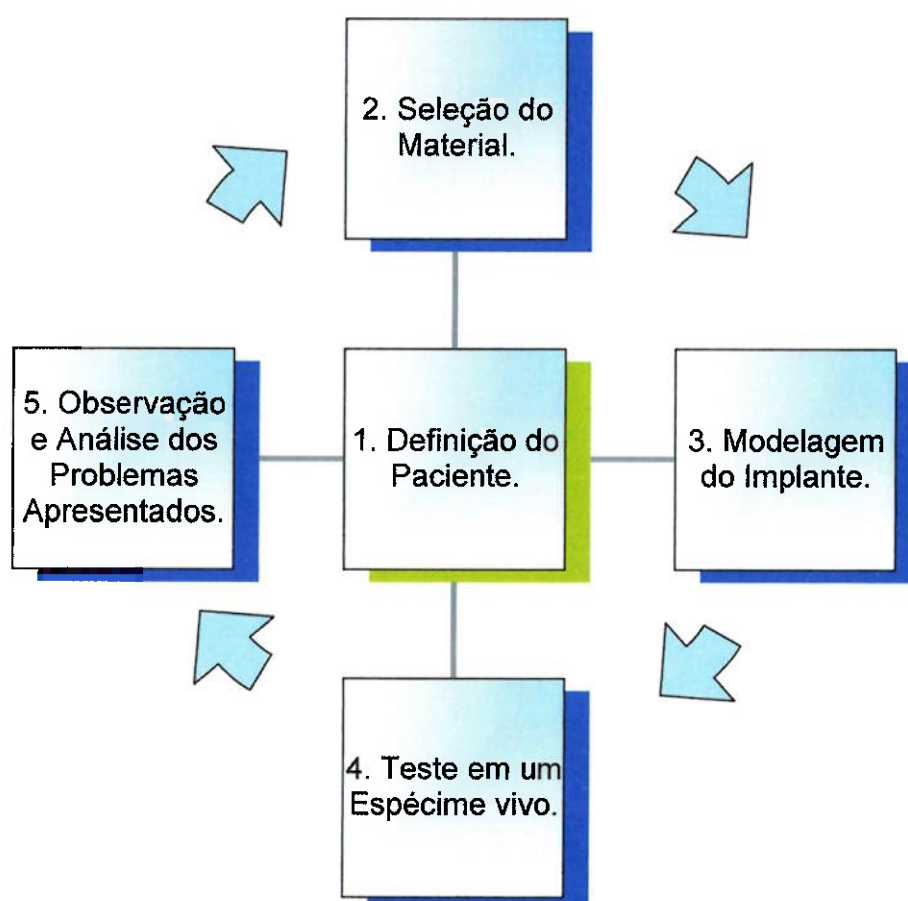


Figura 2.1: Diagrama esquemático da metodologia.

3. DEFINIÇÃO DO PACIENTE A RECEBER A PRÓTESE

Como modelo da aplicação da metodologia apresentada, optou-se por cães de porte médio (aproximadamente 35 Kg) que venham a ser acometido de males em sua estrutura óssea do joelho traseiro (como por exemplo tumores ósseos nessa região).

Tal escolha deve-se em grande parte a existência de uma prótese já concebida, mas ineficiente sobre vários aspectos sendo esses:

1. Ângulo de flexo-extensão insuficiente.
2. Suspeita de existência de atrito excessivo na articulação (dificuldade de dobra).
3. Marcha patológica (reduzido apoio e passos curtos).
4. Sobre carga apresentada nas patas não implantadas.

Dessa forma a aplicação da metodologia aqui apresentada insere-se na segunda volta da espiral de projeto anteriormente mencionada.

4. UMA BREVE VISÃO SOBRE OS MATERIAIS BIOLÓGICOS

A constituição de seres vivos de uma maneira geral é formada por minerais não metálicos e polímeros. A tabela 4.1 exemplifica algumas propriedades de alguns materiais biológicos.

Tabela 4.1: Propriedades mecânicas de materiais biológicos (BERGER, S. A.; GOLDSMITH, W.; LEWIS, E. R., 1996).

Material	σ_e (MPa)	E (MPa)	falha (%)
Osso	150	20.000	1,5
Celulose	1.000	80.000	2,4
Colágeno (tendão)	75	1.300	9,0
Elastano	-	1	-

Para que se torne viável a substituição de um material biológico por um outro material é necessário que se conheça a função que esse exerce, dessa forma temos basicamente: os ossos, as cartilagens, os tendões e os ligamentos.

Considerando-se que os esforços na otimização da prótese concentram-se em boa parte na substituição de uma estrutura óssea, iniciaremos a análise dos materiais biológicos pelos ossos.

4.1 Ossos

Os ossos possuem diferentes graus de porosidade (o que definem em grande parte as suas propriedades mecânicas), sendo que o osso longe das extremidades (osso compacto) possui 90% de tecido sólido, um alto módulo de elasticidade (20 GPa) e sua tensão de escoamento é de 200 MPa. Sua deformação na ruptura é de 1,5%. Em comparação ao osso presente nas proximidades da articulação, pode-se dizer que essa é muito esponjosa, sendo que de 80% a 90% de suas cavidades encontram-se repletas de medula.

Deve-se ressaltar ainda que o osso é um material com alta anisotropia, tendo dessa forma o módulo de elasticidade transversal é aproximadamente a metade do valor do longitudinal (cerca de 10,5 GPa e 23,0 GPa).

4.2 Cartilagem

De uma forma geral, as cartilagens de interesse para o presente estudo, concentram-se nas cartilagens articulares, sendo que elas são aquelas que se localizam entre os ossos nas juntas funcionando como um suporte. O módulo de elasticidade das cartilagens é de 30 MPa. Uma parte importante da composição das cartilagens são os “protoglycons” onde esses interferem diretamente na determinação das propriedades mecânicas do material por terem a característica de serem hidrófilos. Dessa forma as moléculas de “protoglycon” e o colágeno formam uma complexa rede de longas moléculas que seguram a água fazendo dessa forma com que seja

possível para o tecido suportar grandes cargas, ter alta viscoelasticidade e obter a lubrificação necessária.

4.3 Tendões

Formado por colágeno, os tendões são responsáveis pela fixação do músculo no osso, bem como armazenar energia para reduzir o trabalho dos músculos para retornar o membro para a posição de descanso. Devido à estrutura formada por encadeamento cruzado das moléculas de colágeno, apresentam elasticidade cristalina.

4.4 Ligamentos

Atuando como estabilizadores nas juntas entre os ossos, possibilitam uma maior estabilidade. Os ligamentos possuem composição parecida com a dos tendões.

5. ANATOMIA CANINA

O conceito de anatomia remete ao estudo macroscópico e microscópico da constituição e desenvolvimentos dos seres vivos. O conceito proposto pela American Association of Anatomists em 1981 é dado como sendo a análise da estrutura biológica, sua correlação com a função e com as modulações de estrutura em resposta a fatores temporais, genéticos e ambientais.

O estudo da anatomia tem como meta principalmente a compreensão dos princípios arquitetônicos da construção dos organismos vivos assim como a descoberta estrutural do funcionamento das várias partes e o entendimento dos mecanismos formativos envolvidos no desenvolvimento destas.

Derivada do grego (anatome – ana = através de, e tome = corte) a palavra anatomia é equivalente em termos etimológicos a dissecação (do latim dis = separar, e secare = cortar). Todavia hoje em dia a palavra anatomia tem sido usada como sendo a ciência, enquanto que dissecar tem sido ligado à anatomia como sendo um dos métodos desta ciência.

Das estruturas da região em estudo, a articulação possui um especial interesse, devido à forma de atuação do implante em questão. Articulações ou juntas são as conexões entre duas ou mais peças esqueléticas (cartilagens ou ossos). Essas uniões colocam as peças do esqueleto em contato assim como permitem que o crescimento dos ossos aconteça e que certas partes do esqueleto adotem novas formas durante o parto. Além disso (e principalmente) possibilitam o movimento de partes do corpo em resposta a estímulos musculares.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Dessa forma, em vista da grande complexidade obtida da anatomia do animal em estudo, a estrutura esquelética e muscular do cão será representada esquematicamente pelas figuras 5.1 e 5.2:

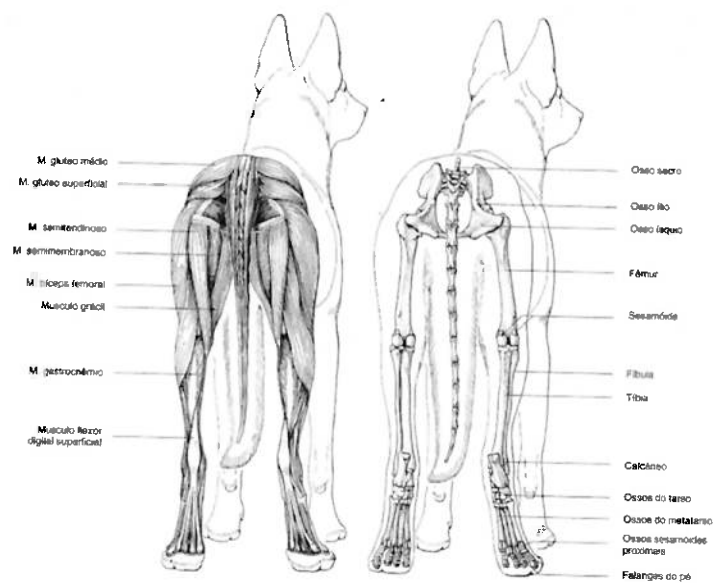


Figura 5.1: Esqueleto Canino (KÖNIG, H.E.).

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Em maior detalhe temos:

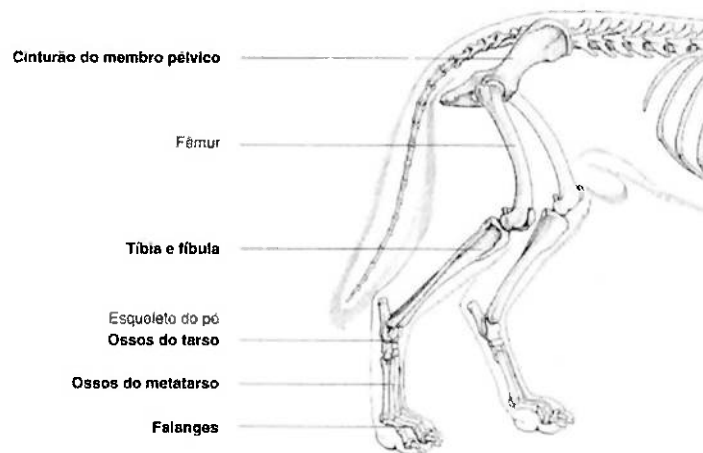


Figura 5.2: Detalhe do esqueleto canino (KÖNIG, H.E.).

5.1 Características do joelho canino

Dentre as características do joelho canino, as de maior interesse para o desenvolvimento do implante são:

- O joelho canino é encontrado no membro traseiro do cão e é equivalente ao joelho dos seres humanos.
- A junção é descrita como uma articulação condiliar sinuvial, assemelha-se a uma dobradiça e é considerada uma junção composta porque tem mais de uma superfície articulável.
- O movimento livre da junção ocorre em um plano biaxial e é restringido a flexão (no sentido caudal) e à extensão (no sentido do crânio), embora algum movimento de rotação ocorra.
- A estrutura e a sustentação podem ser divididas em ligamentos, músculos, tendões e também a congruência das superfícies de articulação.
- A circulação sangüínea é dada pela artéria femural e a veia genicular.
- O nervo responsável pela movimentação do membro é o nervo saphenous, uma ramificação do nervo femural.

5.1.1 A estrutura esquelética do joelho do cão:

O joelho canino é formado por 3 junções:

1. Femoro-patelar - ligação entre a face patelar do fêmur a patela.
2. Femoro-tibial - ligação entre os côndilos do fêmur com os côndilos applanados da tibia (conectado livremente ao femoro-patelar – junção
3. Proximal tibiofibular – articulação entre a tibia e fibular.

A figura 5.3 mostra de forma clara as partes anteriormente descritas.

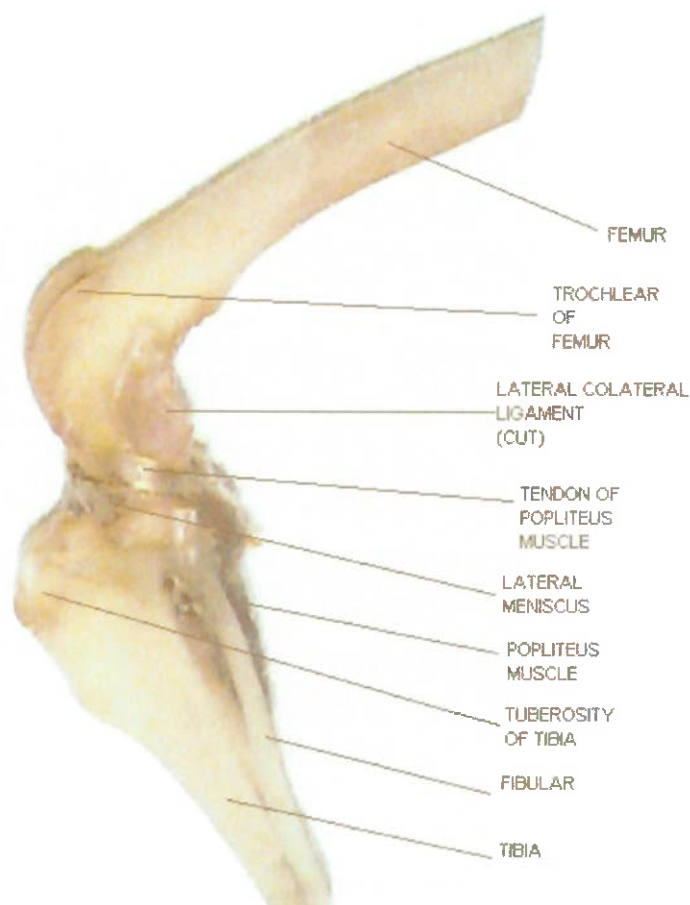


Figura 5.3: Detalhe joelho canino (SCHMIDT, K.).

5.1.2 Medidas do joelho canino

As medidas de um animal padrão de porte médio e aproximadamente 35 Kg que são de interesse para o projeto do implante podem ser visualizadas na figura 5.4:

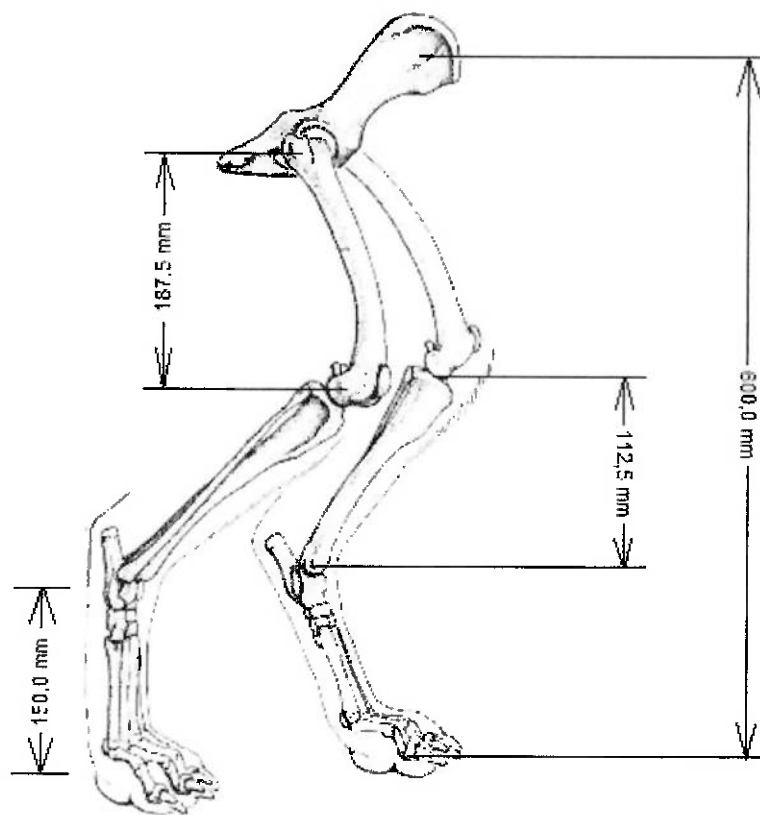


Figura 5.4: Medidas de interesse para o projeto.

Da mesma forma o diâmetro do fêmur é de 25 mm bem como a tibia e a fíbula possuem respectivamente 15 mm e 5 mm.

6. BIOMECÂNICA: DINÂMICA DURANTE A FLEXÃO

Uma fenda na cabeça do fêmur permite que a patela deslize de cima para baixo quando a articulação se flexiona. Desta forma a patela guia a ação do músculo do quadríceps na parte inferior da perna. A patela também protege a articulação do joelho, como se observa na figura 6.1 e 6.2.

Na porção frontal do fêmur no cão normal há a formação de uma fenda profunda, onde a patela é posicionada e permite que ela deslize para cima e para baixo. Essas estruturas limitam o movimento da patela a um 'caminho' restrito e desta forma controla a ação do músculo.

Todo esse sistema é constantemente lubrificado por fluidos corporais, que proporcionam que haja liberdade de movimento entre as estruturas.

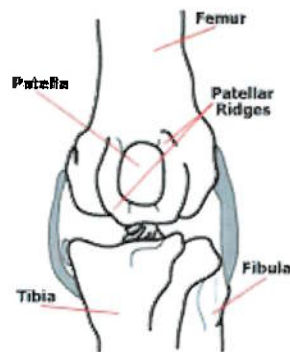


Figura 6.1: Diagrama esquemático do funcionamento do joelho canino durante a flexão.
(www.dogtimes.com.br).

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

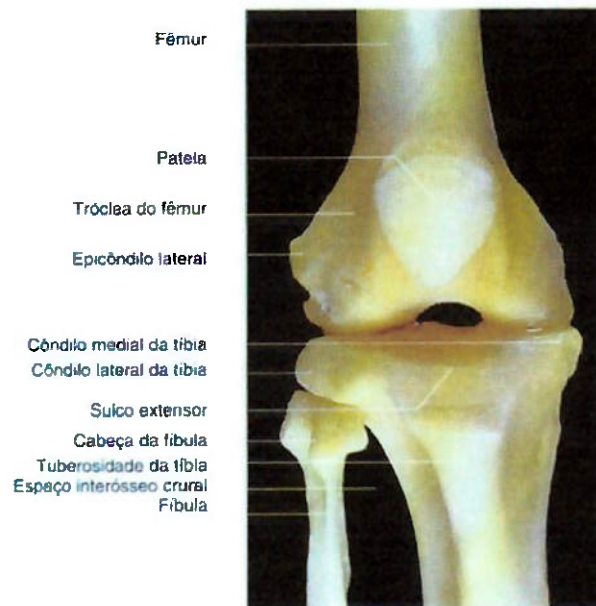


Figura 6.2: Detalhe do funcionamento do joelho canino durante a flexão (SCHMIDT, K.).

O estudo dos movimentos de um cão de aproximadamente 35 Kg em condições de corrida com passadas largas, pode ser observado na figura 6.3 e gráfico 6.1, onde 56 fotos por segundo foram realizadas no estudo da condição de marcha do animal. Dessa forma tanto as condições cinéticas e de solicitação no corpo do animal podem ser vislumbrados.

As condições de esforços no animal são representadas ainda momento a momento no gráfico seguinte, onde cada número representa uma condição representativa da figura dada (os números que não são apresentados na figura, são situações intermediarias entre dois instantes dados).

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

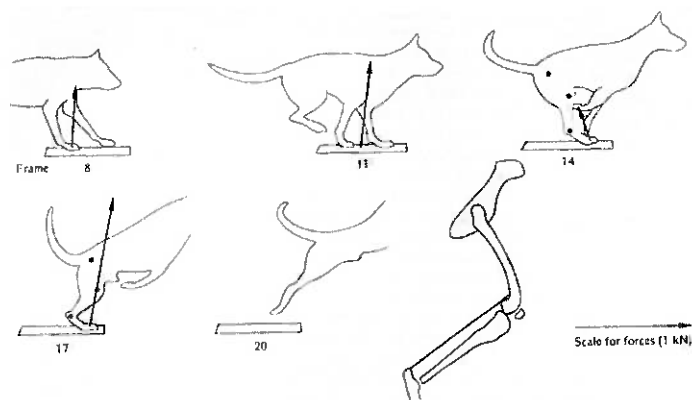


Figura 6.3: Diagrama esquemático do experimento realizado com um cão de 35 Kg (KNUT, SCHMIDT, NIELSEN).

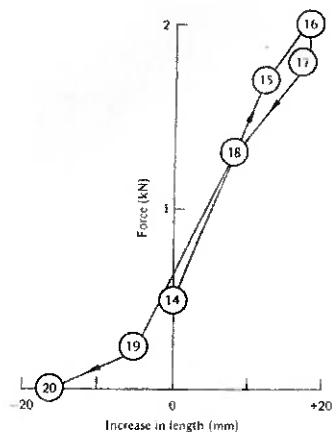


Gráfico 6.1: Medidas obtidas do experimento realizado com um cão de 35 Kg (KNUT, SCHMIDT, NIELSEN).

7. CÁLCULO DOS ESFORÇOS EQUIVALENTES APLICADOS NOS OSSOS

A translação de uma força e um momento do ponto de aplicação para o ponto desejado implica em uma força e um momento equivalente. Dessa forma partindo-se do esforço mostrado na figura 6.3 e no gráfico 6.1 do item 6 (Biomecânica: Dinâmica durante a flexão), considerando-se por uma questão de segurança que o esforço máximo lido no diagrama citado seja aplicado perpendicularmente aos ossos do metatarso, e considerando-se que o esforço é para o cão como um todo considerando o impacto das duas patas temos que os esforços aplicados na articulação entre os ossos do tarso e da tibia e fíbula para uma pata são:

$$M = F.d, \text{ logo:}$$

$$M = (2.10^3 N).(150.10^{-3} m) \Rightarrow M = 300 N.m$$

Dessa forma temos que o momento aplicado é de 300 $N.m$, sendo que a força aplicada permanece como sendo de 2 KN . Procedendo-se analogamente para o joelho temos:

$$M = (2.10^3 N).(112,5.10^{-3} m) \Rightarrow M = 225 N.m$$

Logo o momento total aplicado ao joelho do cão é dado por:

$$M = 300 N.m + 225 N.m \Rightarrow M = 525 N.m$$

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Como a força aplicada é conservada, temos que os esforços totais aplicados (com um arredondamento em favor da segurança) são: 2 *KN* e 525 *N.m*.

Assim temos que para a metade do cão (uma pata) o esforço aplicado é de 1 KN e 262,50 N.m .

8. SELEÇÃO DE MATERIAIS

Próteses podem ser aplicadas na reposição de ossos ou pedaços de ossos que tenham sido comprometidos ou eventualmente perdidos, sendo que espera-se dos implantes utilizados que esses ajudem na recuperação de certa função que o organismo não consegue mais exercer com a necessária eficiência.

Desde os primórdios da civilização, observa-se a necessidade de substituir partes do esqueleto humano. O uso de fios de ouro para a sutura de hérnias abdominais e de placas de ouro em partes do crânio humano que sofreram alguma espécie de trauma datam de 1546 [MEARS, 1977]. O uso de materiais nobres como o ouro demonstra que nesse tempo já se tinha conhecimento de que a corrosão praticamente não ocorre quando em contato com o sangue.

Já na década de 1930, com o advento de técnicas cirúrgicas e próteses mais desenvolvidas, iniciou-se uma busca por metais que concilhassem alta resistência mecânica e alta resistência a corrosão. Tal combinação não era obtida nos materiais em uso até então, além disso observou-se a dissolução de metais de implantes como o cobre, zinco e alumínio quando imerso no organismo humano, o que levava à graves doenças fisiológicas.

O comitê Americano para o Tratamento de Fratura (pertencente então ao Conselho Americano de Cirurgiões) em 1947 recomendou o uso de aços inoxidáveis na fabricação de implantes (permanentes ou não). Tal recomendação deveu-se à diversidade de materiais aplicados a confecção dos implantes da época.

Hoje em dia além dos materiais metálicos para implantes cirúrgicos, existem materiais como compósitos, cerâmicas, polímeros e as possíveis combinações desses materiais. Dessa forma nota-se que uma gama de

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

problemas relativos à dissolução dos materiais no interior do organismo humano foi contornada.

Nesse contexto, surge a definição dos biomateriais que segundo Park são materiais que entram em contato, continua ou intermitentemente, com os fluidos do corpo, podendo estar ou não em seu interior.

A inserção de implantes em corpos de organismos vivos deve levar em consideração dois aspectos principais:

1. A possibilidade de alteração da natureza e das propriedades do material do implante devido a influencia do meio fisiológico.
2. O efeito do implante bem como dos produtos advindos da degradação desse nos tecidos e fluídos que envolvem o implante.

Dessa forma, a biocompatibilidade é definida como sendo a condição em que o ambiente fisiológico existe mutuamente com o material do implante não produzindo reciprocamente efeitos indesejáveis.

Assim, define-se a biofuncionalidade como sendo o conjunto de propriedades dos biomateriais e dos tecidos hospedeiros. Exemplo de propriedades de biofuncionalidade são a distribuição de cargas, distribuição de tensões e preenchimento de cavidades.

Os biomateriais recebem três classificações relativas à sua reatividade junto ao tecido hospedeiro, são essas:

1. Materiais bioinertes: são biomateriais que conservam as suas propriedades mecânicas e físicas após serem implantados.
2. Materiais bioativos: são biomateriais que quando em contato com o tecido hospedeiro não sofrem reações químicas que possam liberar produtos tóxicos para o organismo. Podem ser dos tipos reabsorvíveis (podem ser absorvidos e transformados em tecido ósseo) ou biomateriais que reagem com tecidos vivos estabelecendo ligações.

3. **Materiais biotolerantes:** são biomateriais que reagem quimicamente estabelecendo uniões com o tecido hospedeiro.

De forma geral, é desejável que um implante (independentemente do fim de aplicação) possua as seguintes propriedades:

1. O material do implante deve ser suficientemente resistente de forma a suportar as solicitações dinâmicas sem que ocorra fadiga ou fratura de qualquer espécie durante o tempo de vida estimado, bem como o material deve ter a capacidade de poder ser moldado na configuração desejada.
2. O material deve possuir boa resistência aos ataques corrosivos dos fluidos fisiológicos.
3. O material do implante não pode promover qualquer trauma sangüíneo.
4. O material da prótese não deve levar à alteração das proteínas do plasma ou induzir a formação de carcinomas (tumores).
5. O material do implante não deve alterar a composição eletrolítica do plasma ou tecido.
6. O material não pode interferir no mecanismo de defesa do organismo.
7. O material do implante deve possuir as propriedades mecânicas necessárias para a função que o implante ira desempenhar (Elasticidade, Limite de escoamento, tenacidade, etc).
8. O material deve permitir a moldagem na forma do implante.

Os materiais aplicados na confecção de próteses podem ser classificados basicamente em: Metálicos, Cerâmicos e Poliméricos; sendo que a American Society for Testing and Materials (ASTM) publica normas que controlam a composição e propriedades de materiais cirúrgicos.

8.1 Materiais recomendados pela norma ASTM.

A missão da ASTM Committee F-4 on Surgical Implant Materials é desenvolver padrões que mantenham o consenso entre todas as partes envolvidas em bio-materiais incluindo grupos de interesse geral, industriais, patentes, o governo e os órgãos regulamentadores. Segundo a norma ASTM Committee F-4 on Surgical Implant Materials, os materiais recomendados para implantes são (Ratner, 1996):

- Titânio puro e ligas de titânio;
- Liga de cobalto-cromo-molibdênio (em estado bruto de fundição e forjada);
- Aço inoxidável – 316L.

Segue a seguir a tabela 8.1 onde se compara as propriedades mecânicas dos materiais normalmente utilizados em próteses e do osso cortical humano, o que permite uma comparação direta entre os materiais de prótese e os biológicos.

**METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)**

Tabela 8.1: Propriedades Mecânicas do Osso Cortical e de Materiais Utilizados.

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Resistência a Compressão (GPa)	Resistência a Tração (GPa)
Osso (úmido em baixa taxa de tensão)	15.2	0.15	0.090
(úmido em alta taxa de tensão)	40.7	0.27-0.40	-
316L aço inoxidável	193	-	0.54
Cobalto-Cromo (estado bruto de fundição)	214	-	0.48
Titânio			
0% de porosidade	110	-	0.40
40% de porosidade	24 ^a	-	0.076
Ti-6Al-4V			
0% de porosidade	124	-	0.94
40% de porosidade	27 ^a	-	0.14

^a Calculado assumindo $E = E(1-\nu)^3$

8.1.1 Ligas de Titânio

Os materiais que tem como elemento principal o titânio, tem como principais características a alta resistência a corrosão eletroquímica, a alta resistência mecânica, um módulo de elasticidade relativamente baixo, e principalmente uma boa condição de biocompatibilidade, o que os tornam muito adequados à utilização em implantes. O titânio quando utilizado em sua forma pura apresenta uma menor resistência mecânica para aplicações estruturais, sendo portanto as ligas de titânio mais indicadas para aplicações em juntas ortopédicas. A liga indicada segundo a ASTM para aplicações em implantes juntamente ao titânio puro comercial é a Ti-6Al-4V.

8.1.2 Ligas de Cobalto-Cromo

Por apresentarem boa biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e a fadiga, a ASTM indica a utilização das ligas Co-Cr-Mo (ASTM F75, 1982), Co-Cr-W-Ni (ASTM F90, 1982) e MP35N (ASTM F562, 1984)

8.1.2.1 ASTM F75

Devido à formação de Cr_2O_3 em sua superfície bem como a sua composição, a liga ASTM F35 apresenta como sendo a sua principal característica uma boa resistência à corrosão em meios clorídricos.

Pode-se ainda recozer a liga ASTM F35 com o fim de aumentar a ductilidade e a tensão de escoamento através do refino de grão, não alterando contudo a vida média a fadiga.

A fabricação dessa liga é possível ainda através de um método alternativo, que é conhecido por Hot Isostatic Pressing (HIP) onde se compacta um fino pó da liga em temperaturas e pressões controladas para que através de um forjamento se obtenha a forma final. Esse processo de fabricação mostra-se importante pelo efeito endurecedor que se obtém, o que representa um ganho em termos de propriedades de tensão de escoamento e fadiga do que a liga fundida.

8.1.2.2 ASTM F90

A liga ASTM F90 apresenta em sua composição níquel e tungstênio. A presença desses elementos deve-se a melhora nas características do processo de fabricação.

Quando a liga ASTM F90 é recozida, as suas propriedades aproximam-se das propriedades da liga ASTM F75, todavia quando trabalhada a frio, os valores de suas propriedades podem dobrar.

8.1.2.3 ASTM F562

A liga ASTM F562 é a mais forte disponível para aplicações em implantes. Por apresenta 35% de níquel em sua composição e múltiplas fases no intervalo de 425°C e 650°C, é conhecida também por MP35N. A melhora nas propriedades deve-se a um envelhecimento (no intervalo de temperaturas apresentado) que leva a precipitação de Co_3Mo , o que inibe o escoamento plástico, levando conseqüentemente a uma melhora nas propriedades da liga.

8.1.2.4 Aço Inoxidável

A boa resistência mecânica, aliado a sua característica de inoxidável garantem ao aço inoxidável uma posição de destaque dentre os materiais utilizados para a aplicação em implantes cirúrgicos.

A aplicação original do aço inoxidável iniciou-se com o tipo 302, seguido pelo tipo 304 chegando finalmente ao tipo 316 utilizado hoje em dia. A série AISI-300 representa os aços austeníticos, que devido a sua microestrutura possibilitada pela adição de níquel ou manganês, permitem que se destaquem como características uma boa resistência à corrosão e a oxidação (obtido pela presença de uma camada superficial de hidróxido no corpo do aço), elevada dureza, resistência à abrasão e erosão, rigidez, e boa aplicabilidade a técnicas de fabricação. O aço inoxidável pode ser moldado e fabricado nas maneiras convencionais com algumas restrições ou através de metalurgia do pó.

Embora a camada de hidróxido (que confere ao material uma alta resistência à corrosão) sofra alterações para cada liga bem como o

tratamento a que é submetido, o ponto importante reside na resistência a corrosão do cromo, bem como a sua impermeabilidade, insolubilidade e sua propriedade auto regenerativa (quando a camada superficial de hidróxido é quebrado, ocorre o auto reparo desse, quando exposto a um agente oxidante).

Segundo a norma ASTM a aplicação para implantes dos aços inoxidáveis é o 316L, que é composto por ferro, 17% a 19% de cromo e 12% a 14% de níquel. A liga 316L apresenta ainda uma baixa porcentagem de carbono (denotada na letra "L" da designação da liga) além de magnésio, nitrogênio, molibdênio, fósforo, silicone e enxofre.

8.2. Cerâmicas

As cerâmicas mais utilizadas em próteses resumem-se a zircônia e a alumina. Dentre as propriedades que tornam a aplicação da cerâmica interessante, destacam-se a resistência a corrosão, ao desgaste, mecânica e sobretudo a ótima biocompatibilidade e a fina camada interfacial entre a prótese e o osso obtida graças a reação do corpo obtendo-se dessa forma uma ligação biológica.

8.2.1 Zircônia

A zircônia possui como grande diferencial a vantagem de possuir um módulo de elasticidade mais baixo, frente a alumina bem como uma maior resistência mecânica. Toda via essas vantagens ficam comprometidas

devido à falta de informações relativas aos resultados apresentados à longo prazo.

8.2.2 Alumina

A alumina é um material cuja composição baseia-se principalmente no óxido de alumínio (Al_2O_3). A fabricação de peças para implantes cirúrgicos em geral são feitos pela compactação de uma mistura de pó de alumínio, água e um aglutinador orgânico em um molde. Feita a compactação a água é evaporada bem como o aglutinador. Dessa forma a peça obtém uma alta porosidade sendo necessário um adensamento que é obtido através do processo de sinterização em estado sólido (1600°C a 1700°C).

As propriedades mecânicas da alumina dependem em ultima análise da pureza relativa à concentração de aditivo para sinterização bem como do tamanho do grão. Observa-se uma porcentagem muito pequena de óxido de magnésio (MgO) na composição da Alumina, que serve para limitar o crescimento do grão durante o processo de sinterização.

8.3. Polímeros

As propriedades mecânicas que fazem dos polímeros uma opção interessante face aos outros materiais resumem-se basicamente a alta tensão de escoamento, o baixo índice de desgaste e a boa resistência a fluência. As aplicações dos polímeros em implantes cirúrgicos são muito específicas servindo basicamente para fixação (interface entre o implante cirúrgico e o tecido ósseo) ou na superfície de um componente de articulação.

Quando os polímeros são utilizados para a função de interface entre a prótese e o tecido ósseo, nota-se que o seu uso qualifica-se exatamente com um cimento para fixação. O primeiro polímero utilizado com esse fim foi o polimetil-metacrilato (PMMA também conhecido como Lucite ou Plexiglas). A sua utilização pode ser feita de forma que o polimetil-metacrilato seja inserido na cavidade óssea construída para o enxerto do implante até que se atinja o canal medular, distribuindo dessa uniformemente então as cargas entre a prótese e o osso.

O polimetil-metacrilato pode ainda receber bário sem que as propriedades do polímero sejam alteradas. A inserção de bário torna-se útil, na medida em que esse auxilia na visualização em radiografias.

Todavia, a aplicação do polimetil-metacrilato com o papel de cimento de fixação apresenta alguns problemas, como por exemplo a polimerização na cavidade óssea que por ser um processo exotérmico pode levar a falência de células ósseas (em condições extremas, chega-se a temperaturas próximas de 90°C). Outro problema observado quando da sua utilização é a queda da pressão cardiovascular no momento cirúrgico, bem como a possibilidade de quebra do polimetil-metacrilato junto a haste do implante.

As tensões de interface quando se utiliza o polimetil-metacrilato são muito altas devido sobretudo à diferença entre o seu módulo de elasticidade e o módulo de elasticidade ósseo.

A aplicação de polímeros atualmente tem caminhado no sentido do uso de materiais como o "polysulfone", pelo efeito do módulo de elasticidade reduzido, bem como a possibilidade de fixação biológica (crescimento ósseo por dentro do enxerto).

A utilização de polímeros como superfície, pressupõe que o mesmo possui baixa tensão de desgaste e baixo coeficiente de atrito. Em vista dessas propriedades, o polietileno de ultra alto peso molecular(UHMWPE) tem sido utilizado para essa aplicação, sobretudo quando aplicado junto a

metais, podendo-se ainda contar com a lubrificação natural do corpo (vitalium) na junta artificial.

8.4 Aços inoxidáveis austeníticos de alto teor de nitrogênio para utilização em implantes cirúrgicos

Estudos demonstram que as propriedades mecânicas e de resistência a corrosão dos aços inoxidáveis austeníticos são superiores aos dos aços inoxidáveis comuns.

A substituição do níquel pelo nitrogênio ameniza sérios problemas alérgicos que o níquel pode causar [PICKERING, 1989], o que aliado ao fato que essa substituição ainda leva a uma redução de custo [BERNS, 1996] demonstra que o uso de aços inoxidáveis com alto teor de nitrogênio se mostram uma alternativa interessante uma vez analisados a nobreza de aplicação do implante, e o tempo de vida que se espera desse.

8.4.1 Propriedades Mecânicas e de Corrosão

Como pode se observar no gráfico 8.1, o nitrogênio aplicado aos aços inoxidáveis é o elemento mais efetivo para produzir um endurecimento do material [PICKERING, 1989].

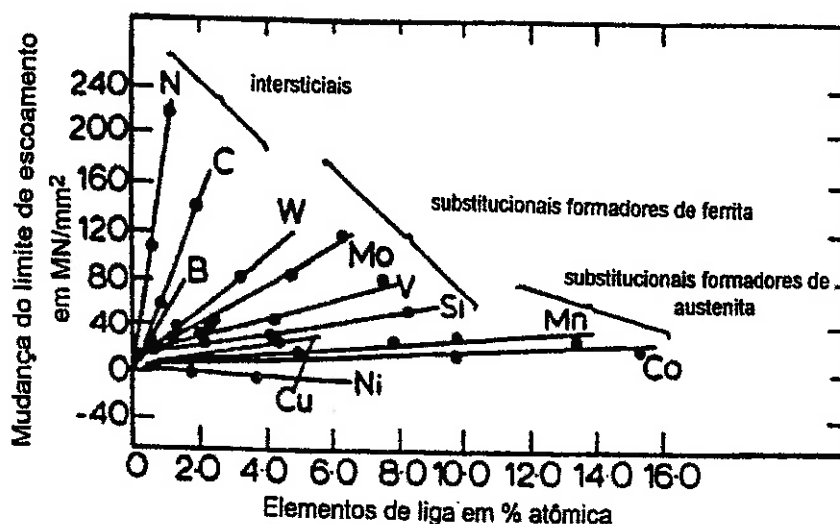


Gráfico 8.1: Mudança no limite de escoamento X Elementos de liga em % atômica (PICKERING, 1989).

Nota-se ainda que o nitrogênio aumenta o endurecimento por encruamento dos aços austeníticos. Tal aumento deve-se à diminuição da energia de falha de empilhamento [PICKERING, 1989].

O distanciamento entre as discordâncias parciais, a diminuição do *cross slip* (escorregamento com desvio) e a maior ordem das discordâncias planares decorrente da redução do valor da energia de falha de empilhamento aumentam a capacidade de encruamento do material.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Quanto às propriedades mecânicas do material, a energia de falha de empilhamento influencia fortemente a resistência à fluência, resistência à corrosão sob tensão e a fragilização por hidrogênio [STOLTZ, 1975].

A influência do teor de nitrogênio no valor da energia de falha de empilhamento pode ser observado no gráfico 8.2 [STOLTZ, 1975], onde observa-se que para valores maiores que 0,21% em massa do nitrogênio, a energia de empilhamento cai de 50 mJ/m² para 30 mJ/m², quando esse atinge 0,24% em massa. Para valores superiores a 0,24%, nota-se que a energia de falha de empilhamento permanece constante em 30 mJ/m².

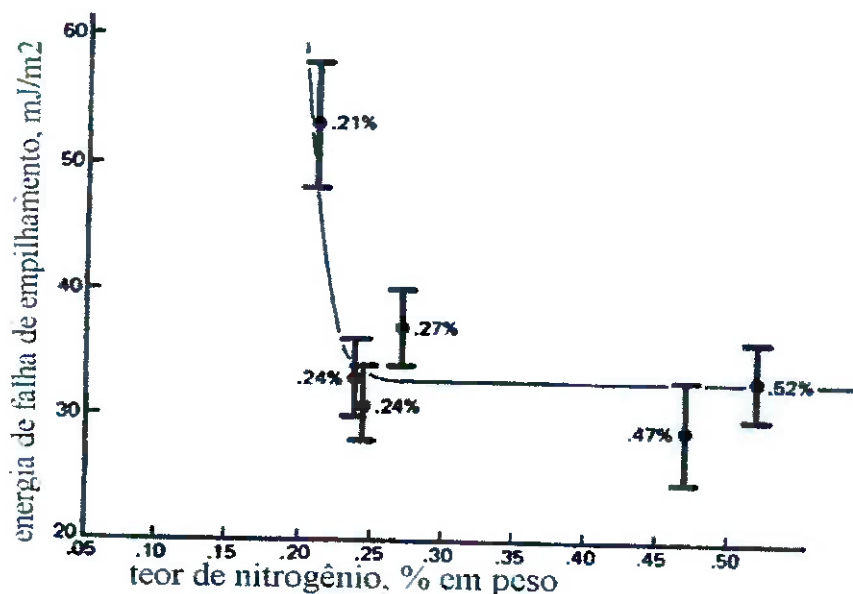


Gráfico 8.2: Energia de falha de empilhamento X teor de nitrogênio (STOLTZ, 1975).

Embora o limite de escoamento e o limite de resistência não possam ser analisados diretamente segundo o teor de nitrogênio, é possível analisá-los em conjunto com a influência do tamanho de grão.

Sabe-se ainda que o nitrogênio pode aumentar o limite de escoamento convencional em aproximadamente 200 MPa para um alongamento $\epsilon = 0,2\%$ com o aumento de 0,1 % de nitrogênio.

O gráfico 8.3, a seguir, mostra os efeitos que o nitrogênio causa no limite de escoamento convencional e na tenacidade à fratura das ligas Fé-Ni Cr.

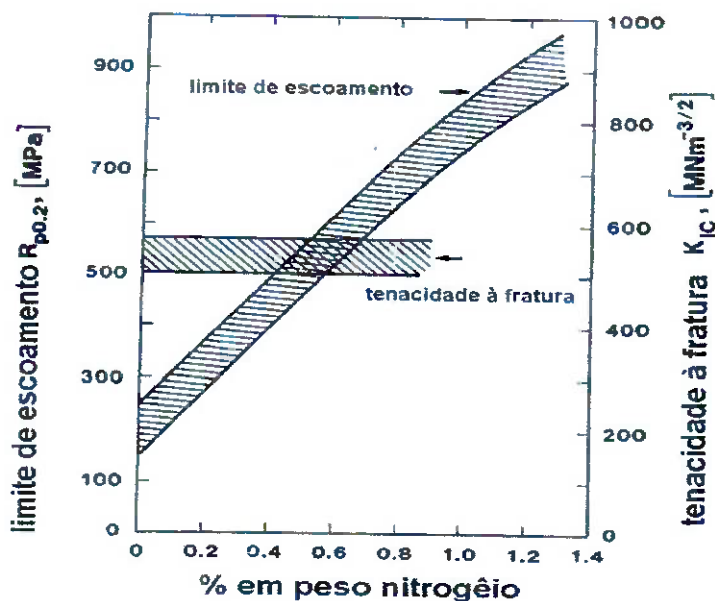


Gráfico 8.3: Limite de escoamento e tenacidade à fratura X % em peso de nitrogênio (SPEIDEL, 1989).

Existem ainda vários trabalhos que sugerem que os aços nitrogenados apresentam excelentes propriedades de fadiga (menor taxa de crescimento de trincas por fadiga, resistência a fadiga – limite de fadiga, vida em fadiga). [GRAEME, 1996]. Tal melhora nas propriedades relativas a fadiga decorrem principalmente da formação de arranjos planares de discordâncias

A resistência à fadiga pode ser relacionada diretamente à dificuldade de ocorrer escorregamentos com desvios que por sua vez pode ser relacionada aos baixos valores de energia de defeito de empilhamento.

A elevação dos valores da energia de defeito de empilhamento promove o aumento da ductilidade da austenita permitindo dessa forma a geração de *bandas de fadiga* mais largas, o que auxilia no crescimento das trincas de fadiga e na nucleação. Baixos valores da energia de defeito de

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

fadiga permitem o movimento conservativo das discordâncias na mesma família de planos de forma que discordâncias de sinais opostos se anulem durante o processo de fadiga ocorrendo então a inversão do processo de compressão para tração. Observa-se assim algumas propriedades na tabela 8.2.

Tabela 8.2: Propriedades de alguns aços inoxidáveis austeníticos obtidos por processos convencionais
[GAVRILJUK – BERNIS, 1999].

AÇO	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência (MPa)	Alongamento (%)	Redução de Área (%)
Cr18Mn10N0,5	550	900	50	65
Cr18Mn18N0,6	550	900	65	
Mn23Cr21Mo0,7N1	600	950	50	65

O efeito do nitrogênio quando aplicado à aços inoxidáveis são positivos sobretudo para corrosão localizada [HÄNNINEM, 1999]. Isso possivelmente decorre em função dos seguintes fatores:

1. Dissolução do Nitrogênio durante o processo de corrosão, produzindo íons de amônia que aumentam o pH local.
2. Devido a segregação anódica ocorre um enriquecimento de nitrogênio superficial.
3. Formação de uma camada passiva mais resistente com nitretos e oxinitretos de alta estabilidade.
4. Formação de inibidores de corrosão local (nitritos e nitratos) pela dissolução do Nitrogênio.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

A adição de nitrogênio aumenta ainda o tamanho da região de passivação através da redução do potencial de pacivação e aumento do potencial de pite.

Dentre os efeitos de corrosão aplicados a implantes cirúrgicos temos principalmente:

1. Corrosão por pite e em fresta.
2. corrosão intergranular.
3. fadiga-corrosão e corrosão sob tensão.

A corrosão por pite está presente normalmente em soluções alcalinas, meios ácidos moderadamente oxidantes, ou em presença de íons haletos [HÄNNINEM, 1999].

A melhora da resistência à corrosão por pite devido à adição de nitrogênio pode ser verificada no gráfico a seguir, onde observam-se as mudanças no potencial de pite de aços inoxidáveis autênticos em solução salina. Nota-se ainda que enquanto o nitrogênio aumenta o potencial de pite, o manganês causa o efeito inverso, diminuindo o potencial de pite dos aços como se observa no gráfico 8.4.

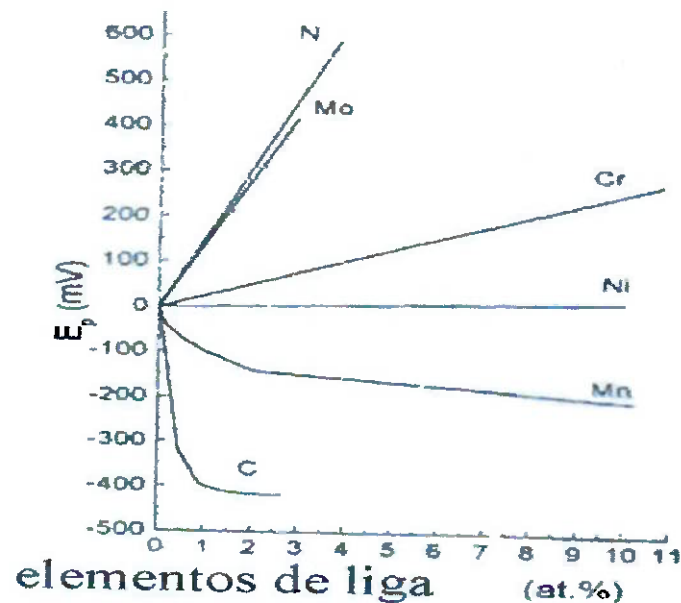


Gráfico 8.4: Potencial de pite em aços inoxidáveis X elementos de liga (SPEIDEL, 1991).

Já a corrosão intergranular pode ser reduzido devido aos seguintes fatores:

1. Mudança da atividade do Cromo em equilíbrio com o carboneto.
2. Menor empobrecimento em cromo da matriz metálica causado pela formação de nitretos, em comparação com o observado com a formação de carbonetos.
3. Retardo da nucleação.
4. Crescimento de carbonetos ricos em cromo.
5. Prevenção de formação de martensita nos contornos de grão devido à estabilização da austenita.

Contudo, o nitrogênio somente age de forma benéfica ao aço se o seu limite de solubilidade não for ultrapassado [HANNINEM, 1999], pois se isso

ocorrer, haverá precipitação de nitretos (principalmente Cr_2N) o que levará ao empobrecimento de cromo e diminuição da resistência a corrosão.

Embora as duas formas anteriormente mencionadas ocorram em implantes cirúrgicos, a forma mais comum de corrosão deve-se a corrosão sob tensão, o que pode ser amenizado pela adição de elementos de liga (por exemplo Cromo, Cobalto ou Níquel).

Em geral a corrosão sob tensão é precedida pela corrosão por pite em aços inoxidáveis autênticos (corrosão que pode ser reduzida pela adição de nitrogênio). Todavia a corrosão por fadiga não aparenta sofrer alteração alguma pela adição de nitrogênio.

8.4.2 Estudo de um aço inoxidável austenítico de alto teor de nitrogênio para utilização em implantes cirúrgicos (Tese de mestrado defendida por Wilson Carlos da Silva Júnior para a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo)

Segundo a dissertação apresentada a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia pelo então aluno Wilson Carlos da Silva Júnior sob orientação do Professor André Paulo Tschiptschin, temos:

“Um novo aço inoxidável austenítico com alto teor de nitrogênio (0,4%N em peso) foi desenvolvido para uso em próteses e implantes cirúrgicos. O níquel foi substituído por nitrogênio e manganês com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas, resistência a corrosão, biocompatibilidade e reduzir custos.

O aço foi fundido em forno de indução sob atmosfera de argônio, em duas corridas sendo uma com e outra sem molibdênio, obtendo-se lingotes de 7,5Kg que foram forjados e solubilizados a 1050°C por três horas. Após o

tratamento de solubilização foram realizados ensaios de tração, fadiga, corrosão, metalografia e biocompatibilidade.

Após ensaio de corrosão intergranular usando-se a prática A (ASTM A 262), as ligas estudadas não apresentaram valas continuas nos contornos de grão. A liga com molibdênio mostrou boa resistência à corrosão em meio sinuvial, ao passo que a liga sem molibdênio apresentou comportamento inferior às outras ligas ensaiadas.

Foram realizados ensaios de fadiga em próteses fabricadas a partir das duas ligas desenvolvidas, não sendo observados danos após a aplicação de $6,5 \cdot 10^6$ ciclos. Nestes ensaios as condições de carregamento e fluidos corpóreos foram escolhidas para simular o uso equivalente a 8 anos na vida de uma pessoa que caminha 1,5 horas por dia.

A liga sem molibdênio mostrou excelentes propriedades mecânicas (limite de escoamento de 393 MPa, limite de resistência de 755 MPa e alongamento de 61%) maiores que as especificadas para implantes cirúrgicos pela norma ISO 5852-1:1987.”

8.4.2.1 As ligas ensaiadas

Embora os detalhes relativos às ligas ensaiadas na tese de mestrado defendida por Wilson Carlos da Silva Júnior (ACW1, ACW2, CC2 e F-138) não sejam o escopo do trabalho, é necessário que um mínimo seja abordado em relação a essas ligas em vista das propriedades mecânicas e de biocompatibilidade dos materiais. As composições químicas dos materiais são dadas na tabela 8.3:

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Tabela 8.3: Composição das ligas em estudo (% em massa).

LIGA	Cr	Mn	Mo	N	Ni	C	Fé
F-138	17,0	1,5	2,0	---	13,4	0,03	Bal.
ACW1	18,2	15,1	0,0025	0,39	---	0,0026	Bal.
ACW2	18,6	15,2	2,5	0,39	---	0,04	Bal.
CC2	18,3	15,1	---	0,42	---	0,16	Bal.

A liga F-138 foi fornecida prontamente pela empresa Ortosíntese servindo como base de comparação. As ligas ACW1 e ACW2 receberam um aquecimento até a temperatura de aproximadamente 1200°C, e em seguida forjadas com um martelo de forja pertencente ao IPT com capacidade de 3000Kgf. Em seguida os materiais foram solubilizados a 1050°C durante 3 horas em um forno tipo mufla pertencente à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

8.4.2.2 Ensaio de biocompatibilidade

Os ensaios de biocompatibilidade para a tese de mestrado de Wilson Carlos da Silva Júnior foram realizados no Instituto de biociência da Universidade de São Paulo. As amostras dos materiais foram introduzidas em camundongos macho do tipo *Mus domesticus*, com três meses de idade, mantidos sob condições especiais de água e ração (*ad libitum*).

Após a introdução das amostras, os camundongos foram mantidos em gaiolas individuais ficando presos por 15, 30 e 45 dias. Durante todo o período citado os animais foram observados e examinados rotineiramente, não se observando qualquer tipo de hemorragia.

O estudo relativo à cicatrização seguiu com o monitoramento do tempo de cicatrização, crescimento de pelo e aspecto da pele na região próxima ao implante. Observou-se ainda se ocorreram coceiras, secreções ou comportamento estranho por parte dos animais, o que indicaria

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

comprometimento patológico decorrente do enxerto. Foi realizado ainda o estudo quanto ao aparecimento de reações inflamatórias que fossem dignas de nota (nódulos ou edemas na região próxima aos implantes).

A conclusão relativa aos ensaios de biocompatibilidade mostra que as ligas ACW1 e F-138 não apresentaram liberação de partículas no interior do tecido hospedeiro.

O estudo da liga ACW2 mostrou inflamações nos tecidos próximos ao implante, bem como alterações em suas células. A tabela 8.4 indica de forma resumida as observações do teste de biocompatibilidade.

**METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)**

Tabela 8.4: Características observadas no tecido de animais que receberam corpos de provas.

**Principais características observadas no tecido subcutâneo de animais
que receberam corpos de prova formados por diferentes tipos de ligas**

	C/Mu 15d	C/Mu-45d	S/Mo-15d	S/Mo-45d	F138 15d	F138 45d	CCII 15d	CCII 45d
Hiperemia	Leve	Ausente	Leve	Ausente	Leve	Ausente	Leve	Ausente
Epiderme	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal
Derme	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal
Tecidos Subcutâneo	Normal	Normal	Normal	Normal	Atípico células inflam. (+)	Normal	Atípico Células de corpo estranho	Normal
Vascularização	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	(+++)	Normal
[Células do conjuntivo]	Discreto aumento (-)	Normal	Normal	Normal	Discreto aumento (+)	Normal	Células de corpo estranho	Normais
Cápsula de conjuntivo	Presente Pouco espessa	Discreta ↑ fibras colágenas	Muito discreta	Presente Organizada	Presente Organizada	Ocasional Organizada	Presente ↑ fibras colágenas	Presente
Células Inflamatórias na cápsula	Ausentes	Ausentes	Ausentes	Ausente	Ausentes	Ausentes	Ausentes	Ausentes
Macrófagos na cápsula/	Presentes	Ocasionais	Ausentes	Presentes	Presentes	Ausentes	Ausentes	Presentes
Células de corpo estranho	Ausentes	Ocasionais	Ausentes	Ausentes	Presentes	Ausentes	Ausentes	Presentes
Resíduos metálicos liberados	Ausentes	Ocasionais	Ausentes	Ausentes	Presentes	Ausentes	Ausentes	Presentes

8.4.2.3 Ensaio de tração

Do ensaio de tração para a tese de mestrado de Wilson Carlos da Silva Júnior foram determinados os valores do limite de escoamento, limite de resistência, taxa de encruamento, extricção e alongamento. Foram ensaiadas as ligas F-138, CC2 E ACW1. A liga ACW2 não pode ser ensaiada, em vista da impossibilidade da usinagem (forjamento) dos corpos de prova em decorrência de trincas internas encontradas nos tarugos (o que indica uma aparente falta de plasticidade dessa liga).

A impossibilidade de usinagem da liga ACW2 denuncia a inutilidade para a aplicação em implantes cirúrgicos, uma vez que não é possível dar a forma necessária para a execução esperada da função do implante. Já a liga ACW1 apresentou ótima plasticidade quando submetida ao forjamento.

Os resultados do ensaio de tração foram comparados com os recomendados pela norma ISO 5832-1:1987. O ensaio das ligas F-138 e CC2 serviram unicamente como parâmetros comparativos a liga ACW1. A tabela 8.5 indica os resultados obtidos no teste de tração.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Tabela 8.5: Propriedades Mecânicas das ligas em estudo.

Material	Φ (mm)	Carga Máxima (Kgf)	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência (MPa)	Alongamento (%)
F138	6,33	1700	233	528	61
ACW1	8,77	4650	393	755	61
CC2	8,78	5050	615	817	40
ACW1	8,76	4150	374	675	42
F138	8,80	3475	266	560	68
CC2	8,73	4900	556	801	60
ACW2*	N.E.	N.E.	N.E.	N.E.	N.E.

*Não ensaiadas devido ao aparecimento de trincas dos corpos de prova durante o forjamento.

8.4.2.4 Ensaio de fadiga

Os corpos de provas para o ensaio da tese de mestrado de Wilson Carlos da Silva Júnior foram forjados em matriz fechada pela empresa Ortosíntese. A realização desse ensaio levou em conta imersão em líquido sinuial conforme recomendação da norma ISO 7206-3:1988. A forma de fixação dos corpos de prova também seguiram a recomendação da mesma norma.

As cargas aplicadas tomaram como máxima o valor de 350Kgf e como mínima o valor de 35Kgf para o ensaio de fadiga, sendo que a frequência da carga de ensaio variou de 10Hz até 30Hz. A tabela 8.6 mostra alguns valores relativos a ações cotidianas para um ser humano segundo a pesquisa de J.P.Paul [PAUL, 1976].

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Tabela 8.6: Relações cinemáticas e dinâmicas para joelho e quadris humanos.

Atividade	Relação força máxima exercida na junta / peso da pessoa		Velocidade angular na máxima carga (rad/s)	
	quadril	joelho	quadril	joelho
caminhada leve	4,9	2,7	0	0,6
caminhada normal	4,9	2,8	0	1,4
caminhada rápida	7,6	4,3	0	3,7
subida de escada	7,2	4,4	0,8	0,8
descida de escada	7,1	4,9	0,3	1,2
subida de rampa	5,9	3,7	0,1	0
descida de rampa	5,1	4,4	1,7	2,3

8.4.2.5 Ensaios não destrutivos

Foram realizados os seguintes ensaios não destrutivos para a tese de mestrado de Wilson Carlos da Silva Júnior: Líquido Penetrante e Raios X.

O ensaio de líquidos penetrantes visou a busca de danos causados à prótese após o ensaio de fadiga. Já o ensaio de Raios X buscou a existência de defeitos internos as próteses após o ensaio de fadiga.

Conclui-se que as ligas apresentaram desempenho satisfatório uma vez que não foram encontradas trincas ou qualquer defeito interno às próteses após os ensaios.

8.4.2.6 Ensaios de corrosão

Foram realizados ensaios de corrosão intergranular, ensaios potenciodinâmicos e de polarização cíclica para se estudar o comportamento quanto à corrosão dos materiais (F-138, ACW1 e ACW2) para a tese de mestrado de Wilson Carlos da Silva Júnior.

Após o ensaio, conclui-se que os melhores desempenhos são das ligas F-138 e ACW2. Realizou-se ainda outro ensaio para simulação do corpo humano, onde utilizou-se uma solução de 1000ppm de NaCl.

Os resultados indicam um melhor comportamento da liga F-138 em relação às ligas ACW1 e ACW2, sendo que a liga ACW2 apresentou um melhor desempenho em meio sinuvial.

8.4.3 Conclusões

Segundo a dissertação apresentada a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia pelo então aluno Wilson Carlos da Silva Júnior sob orientação do Professor André Paulo Tschiptschin, temos:

- “1. A liga ACW1 contendo 18% Cr, 15% Mn e 0,4% N apresentou estrutura 100% austenítica após tratamento de solubilização a 1050°C por 1 hora.
2. A liga ACW2 contendo 18% Cr, 15% Mn, 2,5% Mo e 0,4% N apresentou 18% de ferrita na estrutura após tratamento de solubilização a 1050°C por 1 hora.

3. A forjabilidade da liga ACW2 ficou prejudicada pela presença de ferrita na microestrutura.
4. As ligas ACW1 e ACW2 apresentaram propriedades mecânicas; LE, LR e alongamento, superiores as recomendadas pela norma ISO 5832-4/1987, para implantes cirúrgicos.
5. Quando implantados em camundongos por 15 e 45 dias as ligas estudadas não apresentaram reações adversas de caráter inflamatório de grandes proporções, ou aderência extrema aos tecidos implantados. As ligas apresentaram graus de aderência aos tecidos diferenciados o que permite sua utilização de acordo com a aplicação (temporário ou definitivo). A liga que menos interagiu com o tecido foi a liga ACW2.
6. Todas as ligas estudadas apresentaram resistência à fadiga acima do mínimo recomendado pela norma 7206-3/1988.
7. Quando submetida à prática ASTM A262 nenhuma das ligas estudadas foi rejeitada. A liga ACW1 apresentou pior desempenho com a formação de valas descontínuas nos contornos e alguns alvéolos de corrosão no interior do grão. A liga ACW2 apresentou somente degraus nos contornos de grão austeníticos.
8. O melhor comportamento nos ensaios de polarização cíclicas em meio sinuvial e de NaCl 1000ppm foi apresentado pela liga F138, seguido pelas ligas ACW2 e ACW1, nesta ordem.
9. Nos ensaios potenciodinâmica em 2M H₂SO₄ as ligas F138 e ACW2 apresentaram os menores valores de densidade de corrente crítica que a liga ACW1, indicando maior facilidade de passivação.
10. Uma otimização de composição química e tratamento térmicos pode ser feito na liga ACW2 com vistas a eliminar a presença de ferrita e melhorar a resistência a corrosão desse material.”

9. MÉTODOS DE FIXAÇÃO DE PRÓTESES

Pode-se fixar um implante cirúrgico basicamente de três formas, que classificam uma prótese:

- Prótese não cimentada
- Prótese cimentada
- Prótese híbrida

A Prótese não cimentada consiste em uma fixação da mesma através de uma implementação com um ajuste forçado, onde a peça se firma diretamente na superfície do osso, sem a utilização de outro material interfacial.

A Prótese cimentada consiste em uma fixação com o uso de um cimento ósseo como elemento de interface entre a prótese e o osso.

A Prótese Híbrida utiliza elementos de fixação como parafusos bem como o cimento ósseo para o prendimento das partes.

10. CONCLUSÕES DO ESTUDO DE MATERIAIS E MÉTODOS DE FIXAÇÃO DE PRÓTESES

As principais cerâmicas utilizadas hoje são a Alumina e a Zircônia, sendo que existem estudos a respeito de compósitos de cerâmicas (desenvolvimento e testes).

Os polímeros são aplicados com a função de fixação (polimetil-metacrilato) ou de suavizar o atrito presente no contato articular (polietileno de ultra-alto peso molecular ou "polysulfone").

Embora nos Estados Unidos da América e em países da Comunidade Européia existam leis proibindo o uso de aços inoxidáveis para próteses (sendo seu uso permitido somente em implantes temporários - para uso em humanos), a legislação brasileira em vigor permite o uso de aços inoxidáveis para ambas as aplicações (em humanos). Dessa forma dada à nobreza da aplicação, bem como a vida esperada da prótese em questão (espera-se que a prótese seja aplicada a animais adultos), o implante deve agüentar um período máximo de aproximadamente 10 anos. Em vista do menor carregamento aplicado à prótese em questão (relativamente a humanos), bem como questões de custo, conclui-se que a melhor escolha entre as alternativas apresentadas é a liga ACW1.

Para a fixação do implante, selecionou-se o método de fixação por cimentação da prótese. Tal sistema de fixação mostra-se mais conveniente em vista da dificuldade que se observaria em realizar um ajuste forçado no local em questão, assim como o uso de parafusos se mostra desnecessário pelo tipo de carregamento aplicado ao implante.

11. MODELO ESCOLHIDO PARA O IMPLANTE

Após estudos detalhados relativos às possíveis geometrias aplicadas ao implante em questão, concluiu-se que o modelo das figuras 11.1 e 11.2 seria o mais adequado:



Figura 11.1: Parte do implante aplicável ao fêmur.

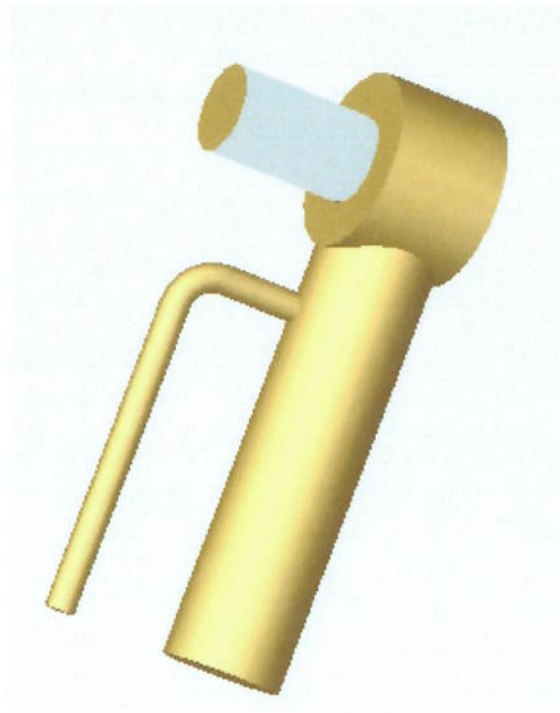


Figura 11.2: Parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.

Onde a articulação deve receber uma camada de polietileno de ultra-alto peso molecular (ou “polysulfone”) indicada em cinza, com o fim de suavizar o atrito presente na articulação.

As partes extremas de ambas as peças do implante, devem receber ainda uma redução de área como a demonstrado na figura 11.4. Tal redução torna-se necessária para que seja possível o encaixe entre a prótese e os ossos em questão, bem como a aplicação do cimento cirúrgico.



Figura 11.3: Ponta aplicável às extremidades das peças do implante.

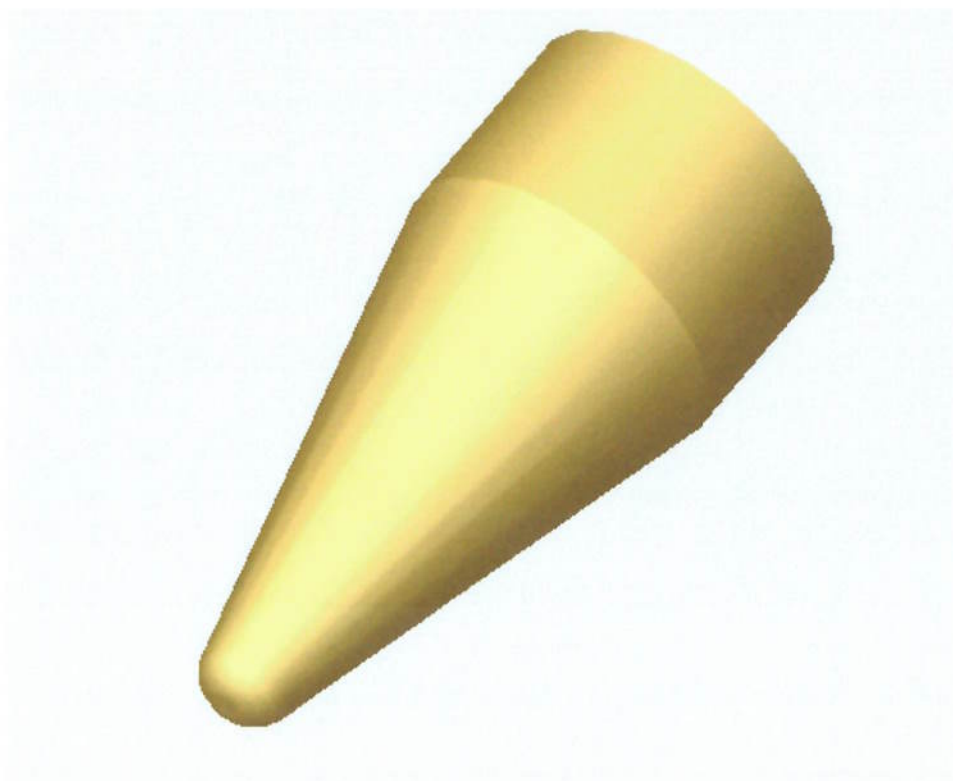


Figura 11.4: Ponta aplicável às extremidades das peças do implante com um pequeno trecho do implante.

12. DIMENSÕES DO IMPLANTE

Torna-se necessário nesse ponto do desenvolvimento do implante um detalhamento relativo ao implante em questão para que possíveis pontos de incompatibilidade (relativamente à geometria) sejam observados. Dessa forma temos as figuras 12.1, 12.2, 12.3, 12.4, 12.5:

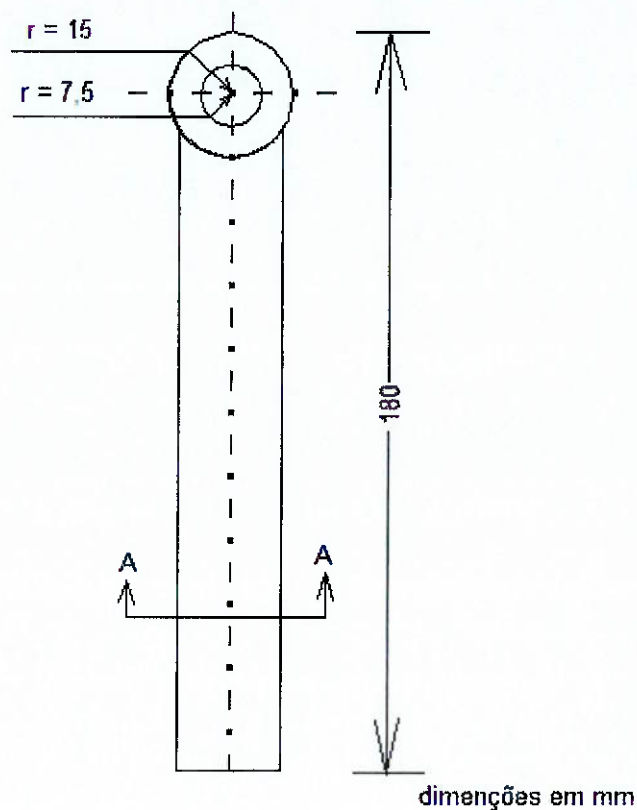


Figura 12.1: Cotas da parte do implante aplicável ao fêmur.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

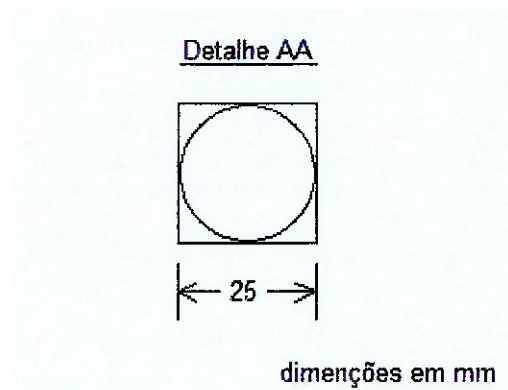


Figura 12.2: Detalhe AA da parte do implante aplicável ao fêmur da figura 12.1.

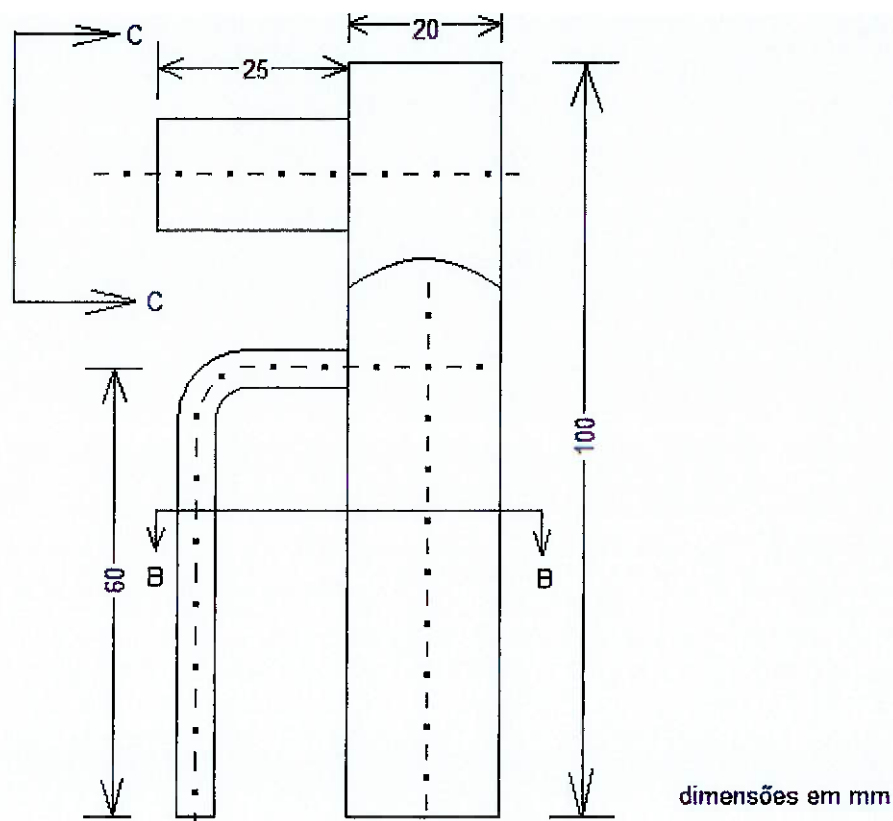


Figura 12.3: Cotas da parte do implante aplicável à tibia e a fibula.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

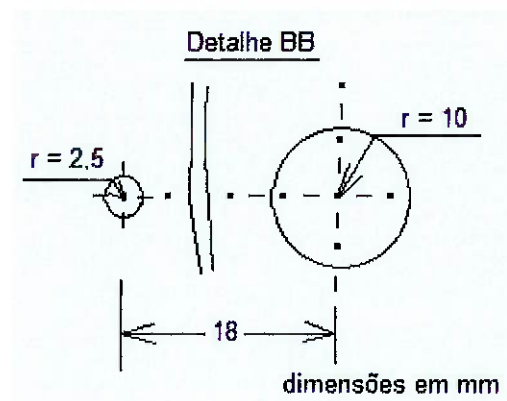


Figura 12.4: Detalhe BB da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.

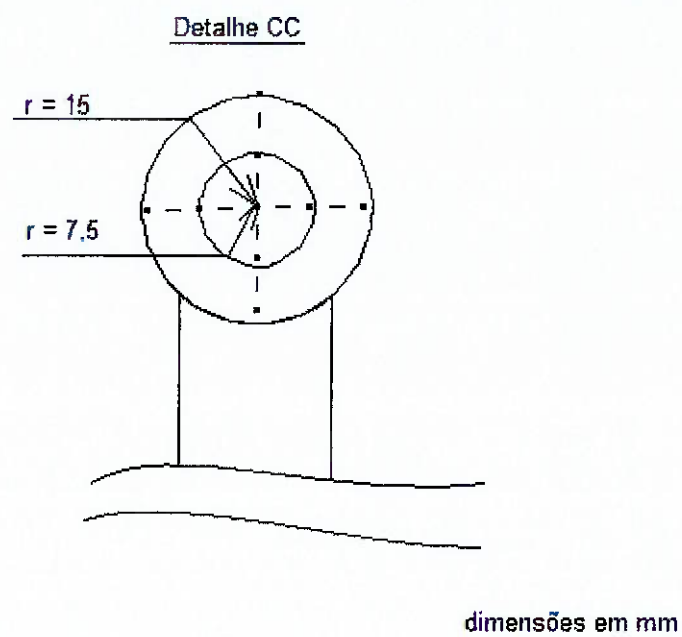


Figura 12.5: Detalhe CC da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.

13. ANÁLISE PRELIMINAR DO IMPLANTE

Segundo a Teoria de Elementos de Máquinas, sabe-se que uma viga submetida a carregamentos combinados dificilmente romperá devido aos esforços de Cortante e Forças Normais aplicados a essa. Todavia os esforços de Torque e Momento Fletor aplicados à viga são sempre relevantes sendo em geral os responsáveis pela ruptura da estrutura considerada.

Dessa forma para uma viga não submetida a Torques, basta a análise da tensão causada pelo Momento Fletor.

Uma vez que a estrutura do implante pode ser aproximada por três vigas engastadas em suas extremidades, sem torques aplicados, para uma análise preliminar, temos:

A tensão aplicada a uma viga de seção circular é dada por:

$$\sigma = \frac{M.r}{I}, \text{ sendo que } I = \frac{\pi.r^4}{4}$$

onde : M é o momento fletor no ponto considerado.

r é o raio da viga.

I é o momento de inércia.

Combinando-se as duas equações chegamos em:

$$\sigma = \frac{4.M}{\pi.r^3}$$

Assim, a tensão devido ao Momento Fletor pode ser analisada segundo a equação acima.

13.1 Cálculo do momento fletor no implante

Para o implante que será aplicado ao fêmur temos a seguinte condição de esforços, como na figura 12.6:

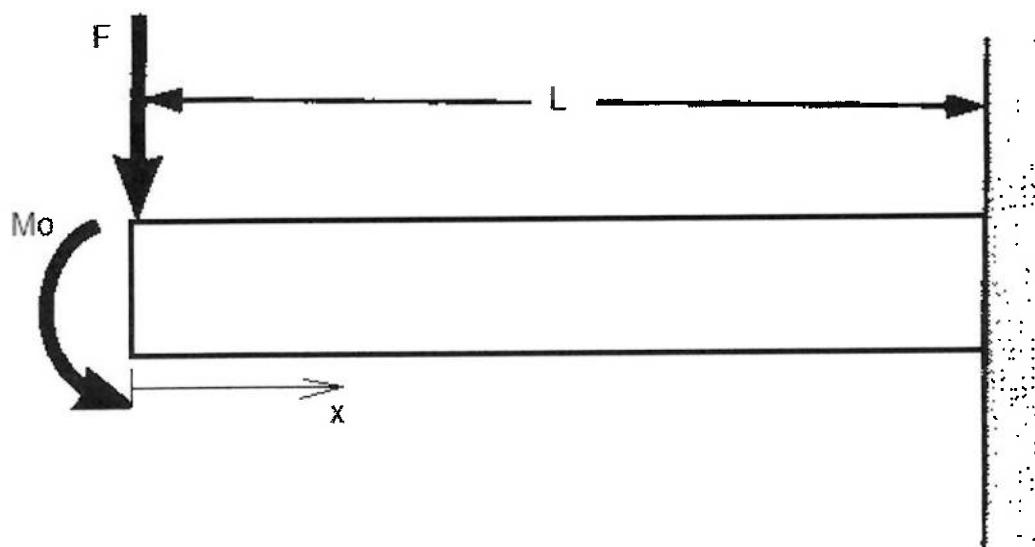


Figura 12.6: Diagrama esquemático dos carregamentos aplicados à viga.

Logo o Momento Fletor será dado por:

$$M = M_0 + F.x$$

Onde: M é o Momento Fletor no ponto considerado

M_0 é o Momento Concentrado na viga

F é a força aplicada à extremidade livre da viga

x é a distancia do ponto de aplicação da força até o ponto x

L é o comprimento total da viga.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Para fins de análise preliminar é torna-se razoável considerar que o Torque aplicado à articulação bem como a força serão de mesma intensidade na estrutura, dessa forma para cada uma das vigas temos o esforço de 262,50 *N.m* e 1 *K.N.* temos:

$$M = 262,5 + 1000.x$$

Logo o gráfico relativo ao Momento Fletor é dado pelo gráfico 12.1:

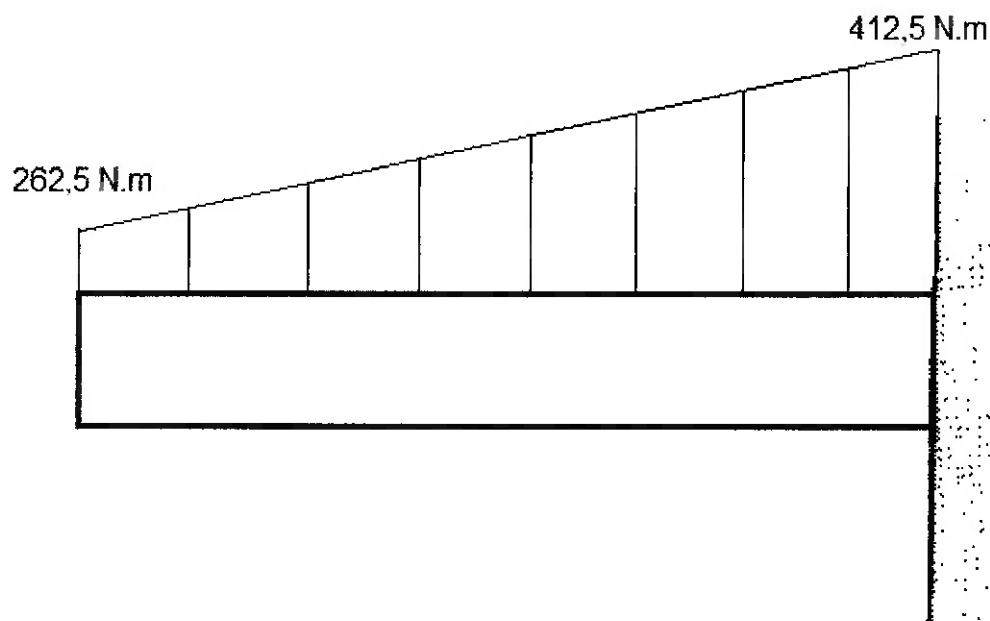


Gráfico 12.1: Momento Fletor distribuído na viga em estudo.

Assim, nota-se que o ponto onde ocorre o máximo do Momento Fletor é no engaste sendo o seu valor de 412,5 *N.m*. Dessa forma temos:

$$\sigma = \frac{4.M}{\pi.r^3} \Rightarrow \sigma = \frac{4.412,5}{\pi.0,0125^3} \Rightarrow \sigma = 269,04 MPa$$

Como a tensão de escoamento do material escolhido é de 393 *MPa*, para a geometria escolhida para o implante o material agüenta com uma grande folga.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Procedendo-se analogamente para a tíbia e a fíbula, e considerando-se uma distribuição de forças proporcional às suas áreas, temos:

$$A_{total} = \pi.(10^2 + 5^2) \Rightarrow A_{total} = \pi.125$$

Logo para a tíbia a proporção será dada por:

$$M_{tibia} = \frac{100}{125} . M_{total}$$

onde: M_{tibia} é o momento aplicado a fíbula

M_{total} é o momento total aplicado ao conjunto.

$$\text{Logo, } M_{tibia} = 0,8.362,5 \Rightarrow M_{tibia} = 290 N.m$$

Analogamente, o Momento aplicado à tíbia é de $M_{fibula} = 62,5 N.m$

Observa-se que a tíbia é responsável por 80% do esforço aplicado na estrutura, assim para fins de análise preliminar torna-se desnecessário o estudo da fíbula.

Assim, temos o gráfico 12.2 de Momento Fletor:

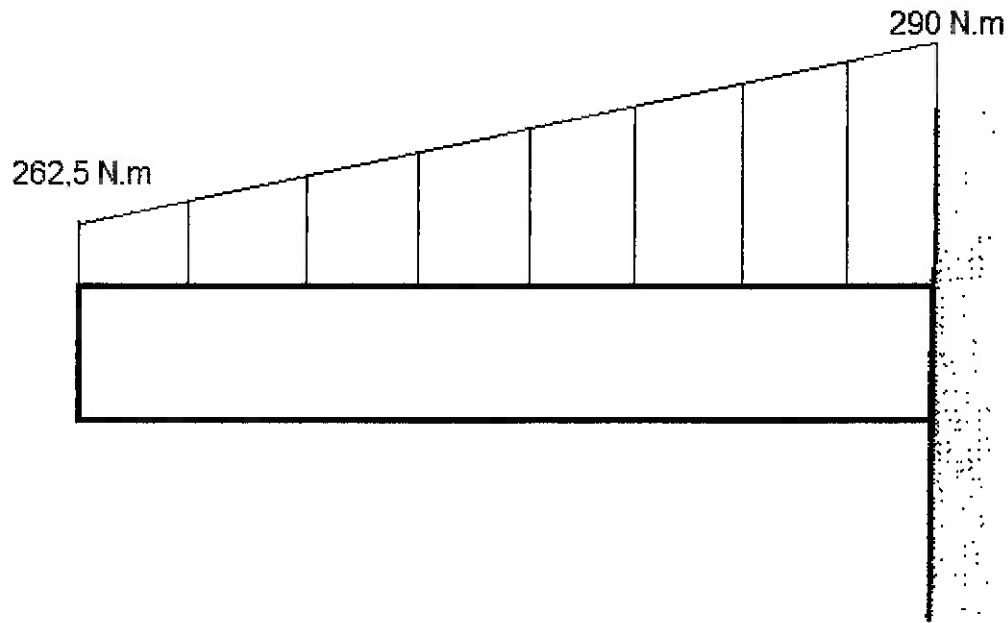


Gráfico 12.2: Momento Fletor distribuído na viga em estudo.

Observa-se que o Momento Fletor máximo ocorre novamente no ponto do engaste, assim para a tibia temos:

$$\sigma = \frac{4.M}{\pi.r^3} \Rightarrow \sigma = \frac{4.290}{\pi.0,01^3} \Rightarrow \sigma = 369,43 MPa$$

Logo, como a tensão de escoamento do material escolhido é de 393 MPa, para a geometria escolhida para o implante o material agüenta com uma relativa folga.

13.2 Conclusões da análise preliminar

Considerando-se os resultados obtidos no item 12.1, relativo à aplicação apresentada nos itens 5 e 6 para o material escolhido no item 10, conclui-se que para tal fim o material selecionado apresenta-se adequado (sob alguns aspectos até mesmo super dimensionado), segundo a modelagem anteriormente apresentada.

O implante trabalhará sempre dentro do regime elástico linear (segundo modelagem anteriormente apresentada), sendo que as condições de impacto e respectivos fatores de segurança já foram devidamente condicionados no desenvolvimento do implante.

Os pontos de inserção da junção entre a prótese e o osso não pode ser modelado, devido ao fato de ocorrer alterações de caráter de distribuição de esforços relativos ao tamanho da prótese em questão (sendo que para o implante em si é considerado a condição de máximo carregamento).

14 SIMULAÇÃO DO IMPLANTE EM SOFTWARE DE ELEMENTOS FINITOS

Para uma melhor análise a respeito do conjunto formado pela geometria, carregamentos e material que constituem o implante, usa-se aqui um software de elementos finitos, onde pode-se observar melhor a distribuição de tensões no implante, dessa forma para a simulação ter coerência com o modelo apresentado no item 12 (Análise preliminar do implante), adota-se mais uma vez que o implante encontra-se engastado em sua extremidade e os esforços externos atuam na extremidade oposta, dessa forma temos o seguinte modelo para a simulação observado na figura 14.1, 14.2 e 14.3:



Figura 14.1: Parte do implante aplicável ao fêmur com os engastamentos para a simulação – perspectiva isométrica.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)



Figura 14.2: Parte do implante aplicável ao fêmur com os engastamentos para a simulação – vista lateral.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)



Figura 14.3: Parte do implante aplicável ao fêmur com os engastamentos para a simulação – vista frontal.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

Analogamente, para a parte do implante que se insere na fíbula e na tíbia temos a peça apresentada na figura 14.4 e 14.5:

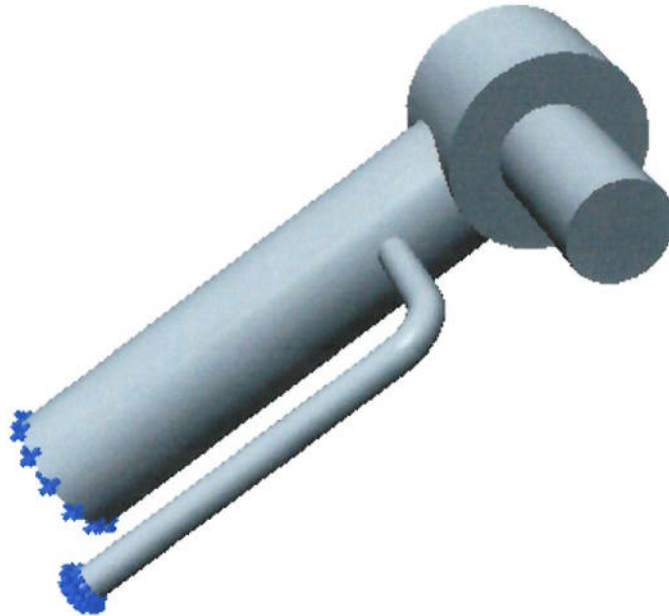


Figura 14.4: Parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula com os engastamentos para a simulação – perspectiva isométrica.



Figura 14.5: Parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula com os engastamentos para a simulação – vista lateral.

14.1 Vista em wireframe do implante para a simulação

Para a simulação da prótese em um software de elementos finitos, é necessário que seja gerado uma visão em Wireframe da peça em questão. Obteve-se dessa forma o modelo apresentado nas figuras 14.6, 14.7, 14.8, 14.9 e 14.10.:

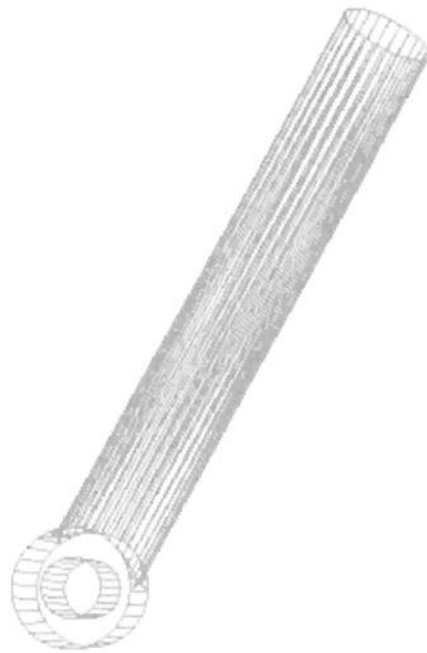


Figura 14.6: Wireframe da parte do implante aplicável ao fêmur.

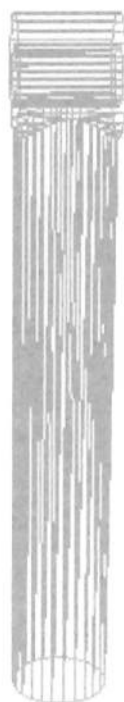


Figura 14.7: Parte do implante aplicável ao fêmur – vista lateral.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)



Figura 14.8: Wireframe da parte do implante aplicável ao fêmur – vista frontal.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

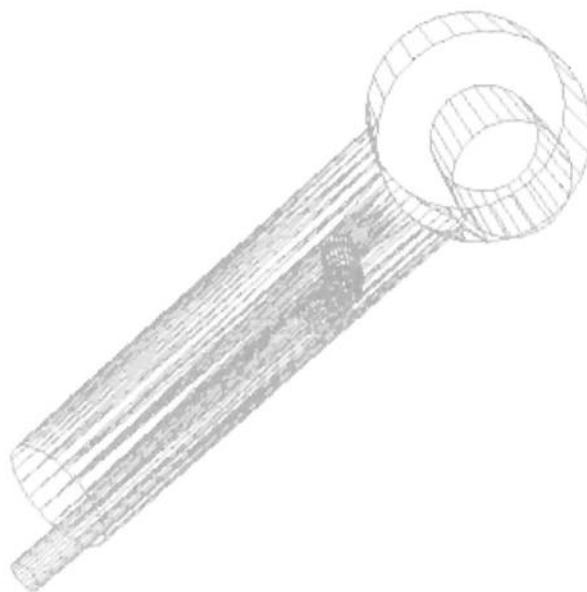


Figura 14.9: Wireframe da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

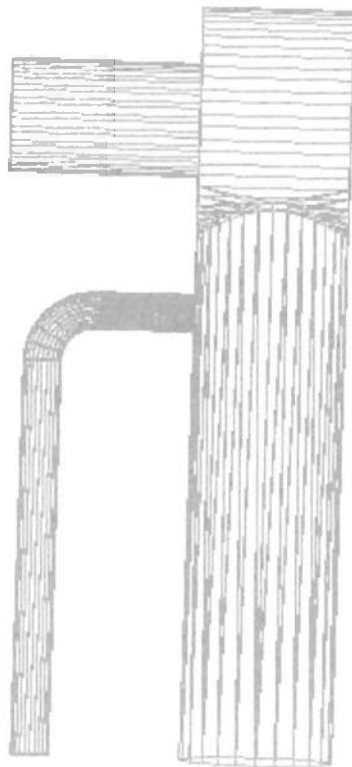


Figura 14.10: Wireframe da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula – vista lateral.

14.2 Resultados da simulação do implante em software de elementos finitos

Após a simulação das partes do implante em software de elementos finitos, chega-se às seguintes condições de distribuição de tensões como observado nas figuras 14.11, 14.12, 14.13, 14.15 e 14.16:

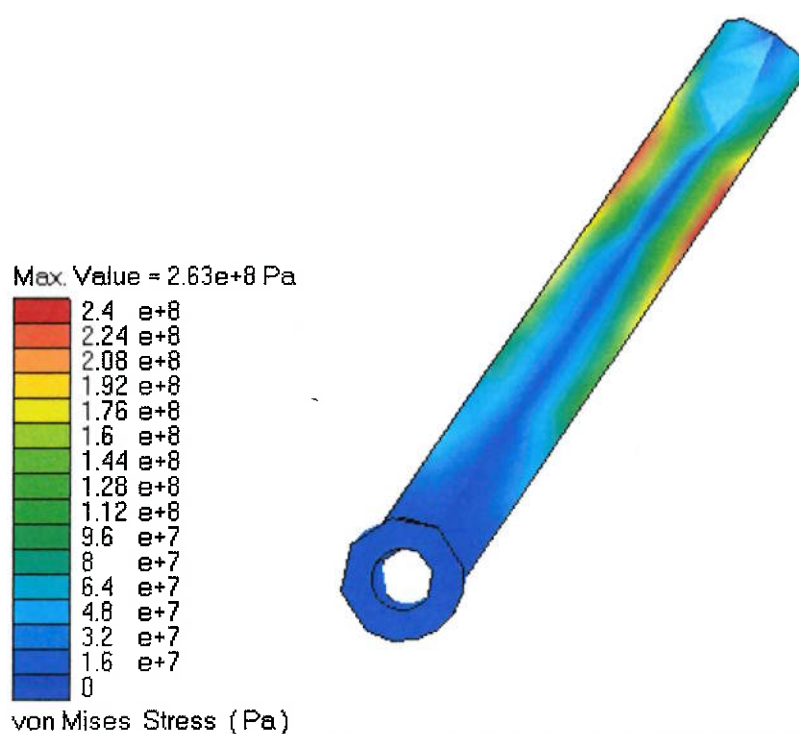


Figura 14.11: Resultado da simulação da parte do implante aplicável ao fêmur.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

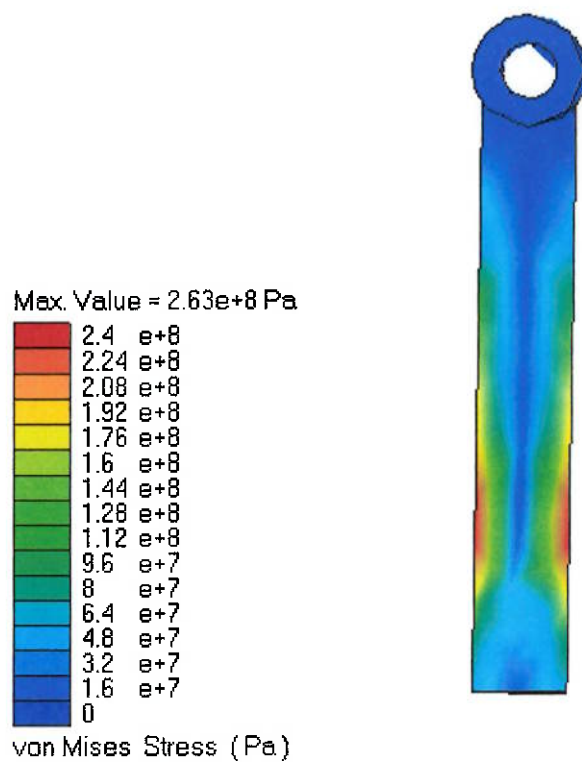


Figura 14.12: Resultado da simulação da parte do implante aplicável ao fêmur – vista frontal.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

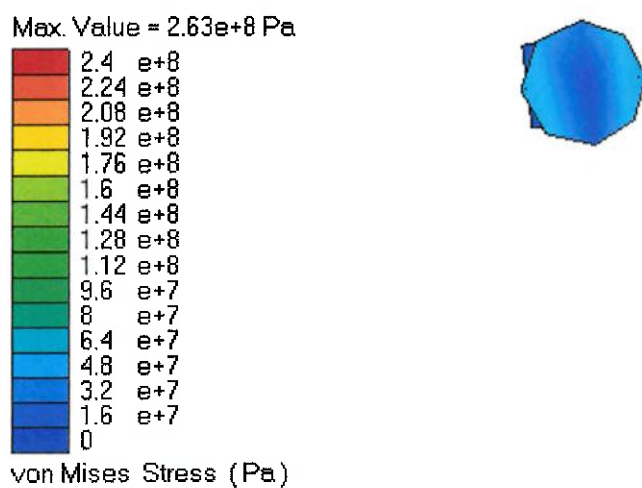


Figura 14.13: Resultado da simulação da parte do implante aplicável ao fêmur – vista inferior.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

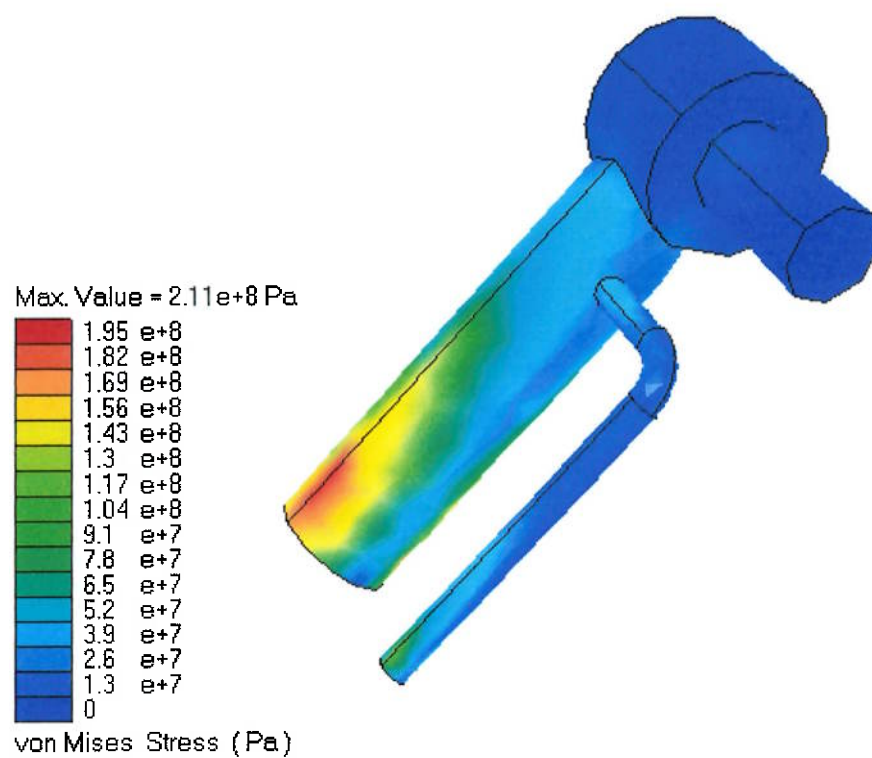


Figura 14.14: Resultado da simulação da parte do implante aplicável à tibia e a fíbula.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

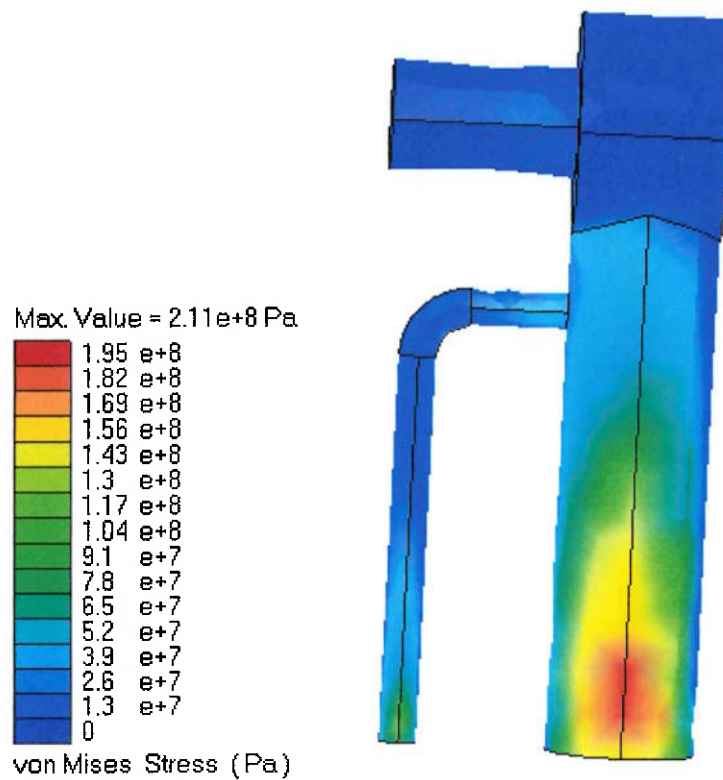


Figura 14.15: Resultado da simulação da parte do implante aplicável à tíbia e a fíbula – vista lateral.

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

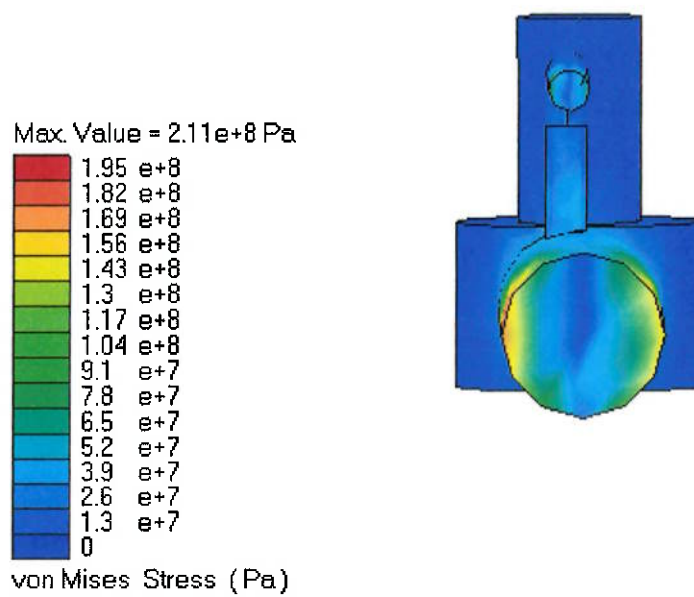


Figura 14.16: Resultado da simulação da parte do implante aplicável à tíbia e a fibula – vista inferior.

15. CONCLUSÕES DA SIMULAÇÃO

Como se observa, não ocorrem pontos de plasticidade, sendo que de modo geral o implante encontra-se super-dimensionado. No caso de uma necessidade de redução nas dimensões relativas ao comprimento do implante, não ocorrerão problemas relativos aos esforços solicitantes, uma vez que o caso simulado é o mais extremo possível. É possível ainda efetuar um refino da solução de modo a se reduzir as dimensões da prótese, e conseqüente obter uma relativa redução do peso do implante em estudo.

Nota-se ainda a coerência entre a solução obtida e o modelo utilizado, sendo que em ambos, os esforços máximos ocorrem próximos ao extremo opostos aos da articulação (nos pontos em que se supõe ser muito perto da união dos ossos com a prótese - inserção do cimento cirúrgico).

16. CONCLUSÕES DO ESTUDO

Conclui-se após o presente estudo que a prótese idealizada é viável sob o ponto de vista estrutural.

A seleção de materiais mostra-se mais do que eficiente segundo a nobreza da aplicação em questão, e sob o ponto de vista de propriedades mecânicas, o mesmo suporta muito bem os carregamentos aplicados segundo a condição de máxima solicitação do implante.

O modelo adotado para o estudo da prótese é coerente, uma vez que os resultados da simulação são compatíveis com os esperados tanto sob o ponto de vista analítico (vide seção 13 – análise preliminar do implante), bem como na prática (os pontos de máxima tensão ocorrem nas proximidades dos pontos de inserção do implante no osso (ponto de fixação onde ocorre a presença de cimento cirúrgico) – vide seção 14.2 - Resultados da simulação do implante em software de elementos finitos).

Tomando-se o presente ponto, tornam-se possíveis duas possibilidades (ficando essas como sugestões para futuros trabalhos):

1. Produção do implante, segundo o projeto apresentado.
2. Refino da solução, partindo-se para a escolha de um novo material, ou refino do implante apresentado sob o ponto de vista estrutural (refino da malha apresentada ou alteração na geometria) ou ergonômico.

17. CONCLUSÕES DO TRABALHO

Observa-se que se obteve uma metodologia para a produção de um implante mecânico, segundo o objetivo do trabalho.

Nota-se ainda que a aplicabilidade de tal metodologia é viável, uma vez que essa foi utilizada no exemplo de prótese veterinária apresentado.

A seleção de materiais apresentada mostra a aplicação de um novo material para o uso em um espécime que terá um tempo de vida estimado reduzido, tornando-o então automaticamente dentro das necessidades de projeto (embora nos Estados Unidos da América e em países da Comunidade Européia existam leis proibindo o uso de aços inoxidáveis para próteses (sendo seu uso permitido somente em implantes temporários - para uso em humanos), a legislação brasileira em vigor permite o uso de aços inoxidáveis para ambas as aplicações (em humanos)).

Nota-se ainda que o modelo adotado para o estudo da prótese é coerente, uma vez que os resultados da simulação são compatíveis com os esperados tanto sob o ponto de vista analítico (vide seção 13 – análise preliminar do implante), bem como na prática (os pontos de máxima tensão ocorrem nas proximidades dos pontos de inserção do implante no osso (ponto de fixação onde ocorre a presença de cimento cirúrgico) – vide seção 14.2 - Resultados da simulação do implante em software de elementos finitos).

A geometria aplicada ao implante demonstra que a simplicidade dessa leva a uma solução muito boa sob a perspectiva de distribuição de tensões (considerando-se ainda que o implante foi projetado sob a condição de impacto, e máxima exigência de esforços).

A aplicação de uma camada de polímero com a função de suavizar o atrito presente na articulação (polietileno de ultra-alto peso molecular ou

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS (OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

“polysulfone”) procura tornar o implante muito melhor sob o ponto de vista de desgaste.

A opção pela fixação do implante por cimentação da prótese é uma escolha e recomendação de projeto, todavia a escolha final do método de fixação deve ficar à cargo do medico veterinário responsável pela cirurgia de implantação desse, que sob uma condição de visão direta das condições do locais do membro poderá optar pela melhor forma de fixação.

Devido a problemas adversos, a confecção para o estudo da prótese após a cirurgia de implantação não foi possível, dessa forma os passos 4 e 5 da metodologia apresentada não puderam ser demonstrados.

18. SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

Após a confecção do presente manual, e aplicação ao exemplo prescrito, ficam como sugestões para futuros trabalhos:

1. Produção do implante, segundo o projeto apresentado.
2. Refino da solução, partindo-se para a escolha de um novo material, ou refino do implante apresentado sob o ponto de vista estrutural (refino da malha apresentada ou alteração na geometria) ou ergonômico.
3. Aplicação da metodologia apresentado à um novo implante.
4. Estudo e modelagem do desgaste sofrido pelo implante apresentado como exemplo de aplicação da metodologia que se seguiu.
5. Teste em um espécime vivo, com a conseqüente observação pós-operatória, e análise dos problemas apresentado com o refino completo da prótese.

19. BIBLIOGRAFIA

- **A CORRIDA PARA O FUTURO**, Revista Veja de 8 de setembro de 2004, Editora Abril, edição 1870, ano 37, nº36;
- **AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA**;
<http://www.anvisa.gov.br/legis/resol/2003/re/95_03re_3.htm>; Acesso em 10/06/2004;
- **ANCESITA S.A.**;
<http://www.acesita.com.br/interno.php?area=faq_inox>; Acesso em 10/06/2004;
- ARCHARD, J.F., 1953. **Contact and rubbing of flat surfaces**.
Journal of Applied Physics 24, 981-988;
- **ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL – INSTRUÇÕES AO PACIENTE**;
<<http://www.hospvirt.org.br/ortopedquadril/port/paciente.htm#questao2>>; Acesso em 25/07/2004;
- **ARTROSIS DE CADERA**; <<http://www.protesiscadera.cl/index.htm>>;
Acesso em 15/06/2004;
- **ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS**;
<<http://www.abnt.org.br>>; Acesso em 02/03/2004;

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

- **AVANÇOS NA ÁREA DE BIOMATERIAIS BENEFICIAM POPULAÇÃO;** <<http://www.ipen.br/cctm/news.html#jan02>>; Acesso em 15/06/2004;
- **BALL HEADS AND CUP INSERTS MADE OF BIOLOX[®] forte;**
<http://www.ceramtec.de/intl/pgr/ta=pgr*334/la=en/ta0=ind*3/ta1=qb*107/le=2/>; Acesso em 07/06/2004;
- **BAUMER;** <<http://www.baumer.com.br>>; Acesso em 29/08/2004;
- **BEM DAS PERNAS;**
<<http://www.unifesp.br/comunicacao/jpta/ed127/assiste4.htm>>; Acesso em 07/07/2004;
- BEER, F.P.; JOHNSTON JR., E. R. **Resistência dos Materiais**, 3ª Edição Makron Books, 1989, 1255p;
- BERGER, S. A.; GOLDSMITH, W.; LEWIS, E. R. (Ed.) **Introduction to bioengineering**. New York: Oxford University Press Inc., 1996. 526p.;
- **BIOMECÂNICA;**
<<http://www.biomecanica.com.br/bioostelo/biocompatibilidade.htm>>; Acesso em 06/04/2004;
- **BIOMECÂNICA;**
<<http://www.biomecanica.com.br/bioostea/estudos/revisaojoelhodarcy01.htm>>; Acesso em 06/04/2004;

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

- **CÃES RECEBEM PRÓTESES DE OSSOS EM ESTUDO DA FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA DA USP;**
<http://www.universiabrasil.net/html/noticia_dhdid.html>; Acesso em 05/03/2004;
- **CALCULIX;** <<http://www.calculix.de>>; Acesso em 25/08/2004;
- Catálogo de Produtos **BAUMER**;
- **COMPARATIVE MORPHOLOGY CENTRE OF UNIVERSITY OF BRISTOL;** <<http://137.222.110.150/calnet/pot404/image/>>; Acesso em 05/04/2004;
- CHANDA, M.; Roy, S. K. **Plastics Technology Handbook**. 3ª Edition. New York: Marcel Dekker, Inc., 1997. 1195p.;
- CHINELLATO, E.A.; BUK JUNIOR, L. **Elevador para deficientes físicos**. 2003, 32P + anexos. Trabalho de Formatura – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica;
- DA SILVA JR., W. C. - **Estudo de um aço inoxidável austenítico de alto teor de nitrogênio para utilização em implantes cirúrgicos;** Dissertação de tese de mestrado entregue a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo 2000;
- **DN AÇO;** <<http://www.dnaco.com.br>>; Acesso em 04/05/2004;

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

- **DOG TIMES**; <<http://www.dogtimes.com.br/patela.htm>>; Acesso em 12/07/2004;
- **FISIONET**; <http://www.fisionet.com.br/materias_id.asp?id=853>; Acesso em 08/08/2004;
- GAGE, Howard (Ed.). **Biomechanical and Human Factors Symposium**, 1967;
- GRAEME, P.; CHAPMANET-KPODO, H.; HENDRY, A., Effects of enhancement in surface nitrogen concentration on the corrosion and fatigue properties of austenitic steel wire rod, **ISIJ International**, Vol.36.;
- HALL R.M. et al. **Observations on the direction of wear in Charnley sockets retrieved at revision**. J Bone Joint Surg [Br], 1998, 80B, p.1067-72;
- HALL R.M.; SIDNEY P.; WROBLEWSKI B. M. **Optimum femoral head size and socket loosening in total hip arthroplasty**. J Bone Joint Surg [Br], 1997, 79B, p.464-465;
- HÄNNINEN, H. Corrosion properties of HSN. **Materials Science Forum**, 1999;
- HEISEL, C.; SILVA M.; SCHMALZRIED, T. P. **Bearing Surface Options for Total Hip Replacement in Young Patients**. J Bone Joint Surg [Ame], 2003, 85A, p.1366-79;

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

- HUKKANEN M. et al. **Aseptic Loosening of Total Hip Replacement.** J Bone Joint Surg [Br], 1997, 79B, p.467-74;
- **IMPLANT WEAR IN TOTAL JOINT REPLACEMENT: CLINICAL AND BIOLOGIC ISSUES, MATERIAL AND DESIGN CONSIDERATIONS;** <<http://www3.aaos.org/implant/implant.cfm>>; Acesso em 25/07/2004;
- **INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS DA UFMG;** <<http://www.icb.ufmg.br/anatfto/introdução-Anatomia.htm>>; Acesso em 05/05/2004;
- KÖNIG, H. E. - **Anatomia dos animais domésticos.** Artmed. Porto Alegre, 2002;
- MARSHEK, K. M.; CHEN, H. H., 1989. **Discretization pressure-wear theory for bodies in sliding contact.** Journal of Tribology 111, 95-100;
- MAXIAN, T.A.; BROWN, T.D.; PEDERSEN, D.R., CALLAGHAN, J.J., 1996. **A sliding-distance-coupled finite element formulation for polyethylene wear in total hip arthroplasty.** Journal of Biomechanics 29, 687-692;
- MEARS, D.C. **Materials and Orthopaedic Surgery,** Baltimore, Williams and Wilkins Co, 1979;

METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

- **MEDICAL DEVICE LINK;**
<<http://www.devicelink.com/mddi/archive/96/09/006.html>>; Acesso em 10/06/2004;
- **METALLURGY DIVISION OF MSEL;**
<<http://www.metallurgy.nist.gov/techactu1995/titanale.html>>; Acesso em 15/06/2004;
- **NEW FORMULATIONS OF ACRYLIC BONE CEMENTS;**
<<http://www.sc.ehu.es/powgep99/dcytp/biomateriales/cementos.html>>; Acesso em 29/06/2004;
- **ORTOPEDIE;** <<http://www.ortopedie.com>>; Acesso em 18/06/2004;
- PAUL, J.P. Forces Actions Transmitted by Joints in Human Body, **Proc. R. Soc. London**, 1976;
- PARK, D.F.; **Biomaterials: an introduction**, New York, Plenum press, N.Y. 1979;
- PECKNER, D.; BERNSHIN, M. (Ed.). **Handbook of Stainless Steels**. McGraw-Hill Book Company, 1997;
- PICKERING, F.B., Some beneficial effects of nitrogen in steel, In Foct, J. and Hendry, A. (eds), **High nitrogen Steels 88**. London, Institute of Metals, 1989, p.10-31;

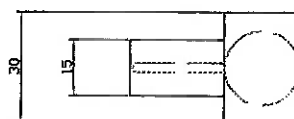
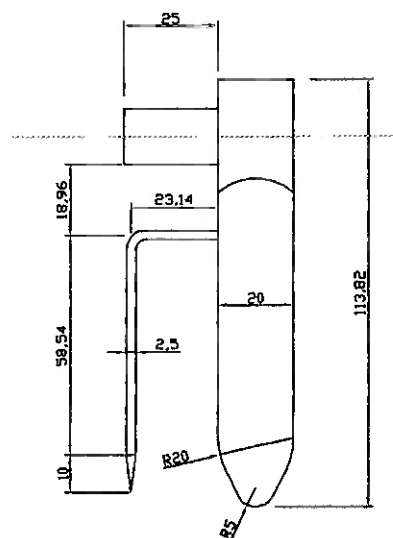
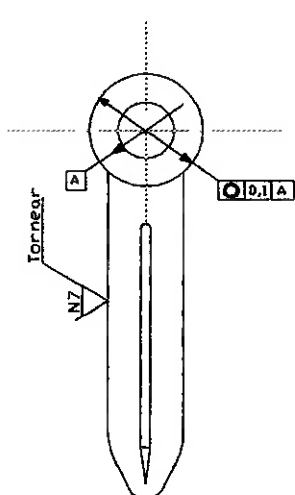
METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

- PIETRABISSA, R.; RAIMOND, M., DI MARTINO, E., 1998. **Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty: a parametric mathematical model**. Medical Engineering & Physics 10: 199-210;
- **PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL CIMENTADA;**
<http://www.ortocir.com.br/prod_prot_quad_cim.htm> Acesso em 15/06/2004;
- RATNER, Buddy D. et al. **Biomaterials Science – An Introduction to Materials in Medicine**. Academic Press, 1996. 484p.;
- SCHMIDT, K. – **Animal physiology**. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 2000;
- **SCIELO;** <<http://scielo.br>>; Acesso em 05/06/2004;
- SHIGLEY, J.E.; MISCHKE, C.R.; **Mechanical Engineering Design**, McGraw-Hill, Fifth edition;
- SILVA, C. H. **Estudo do Efeito da Carga Normal e da Velocidade no Coeficiente de Atrito do Par Polietileno de Alta Densidade e do Aço Carbono Galvanizado**. 1998. 129p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 1998;
- **SOLID WORKS;** <<http://www.solidworks.com/>>; Acesso em 10/10/2004;

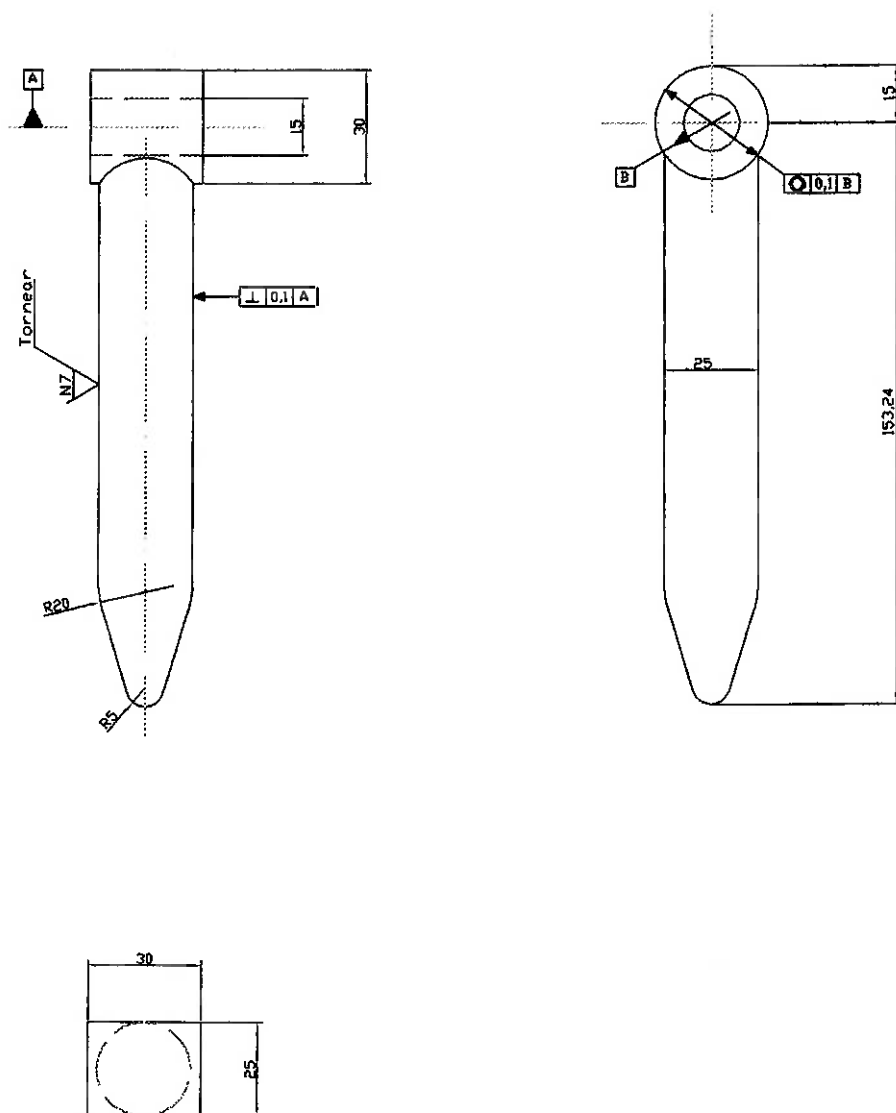
METODOLOGIA PARA PROJETOS DE IMPLANTES MECÂNICOS
(OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE VETERINÁRIA)

- STOLTZ, R.E; VANDER SANDE, J.B. The effects of nitrogen on stacking fault energy of Fe-Ni-Cr-Mn steel, **Metallurgical Transactions**, Vol. A, 1975;
- TIMOSHENKO, S.P.; GERE, J.E. **Mecânica dos Sólidos vol.1** – LTC (Livros Técnicos e Científicos), 1994, 256p.;
- TIMOSHENKO, S.P.; GERE, J.E. **Mecânica dos Sólidos vol.2** – LTC (Livros Técnicos e Científicos), 1998, 194p.;
- TONINO, AJ; DAVIDSON, CL; KLOPPER, PJ; LINCLAU, LA - **Protection from stress in bone and its effects - Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs**;
- WALKER, P. S.; SALVATI E.; HOTZLER, R. K. **The wear on removed McKee-Farrar Total Hip Prostheses**. J Bone Joint Surg [Am], 1974, 56A, p.92-100;
- WARASHINA, Hideki et al. **Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria**. Journal of Biomaterials 2003;
- WILLIAMS, D.F. (Ed.). **Materials Science and Technology** – Volume 14: **Medical and Dental Materials**, VCH Publishers Inc., 1992;

ANEXOS



3371636	Autor Fáblio T. Carriel	
3312998	Autor Thiago H. Imai	
Titulo Desenho de fabricação da prótese		
Escola 1:2	Obs. Componente tibial	Data 01/12/2004



3371636	Autor Fábio T. Carriel		
3312998	Autor Thiago H. Imaí		
Título Desenho de fabricação da prótese			
Escola 1:2	Obs. Componente femural		Data 01/12/2004