

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
METALÚRGICA E DOS MATERIAIS

ESTUDO DO TITÂNIO COMO MATERIAL BIOCOMPATÍVEL

por

EUBIRAJARA BEZERRA MEDEIROS
ENGENHEIRO MECÂNICO

Trabalho realizado no Departamento de Engenharia Metalúrgica da Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e dos Materiais - PPGEMM

PORTO ALEGRE

1992

Estudo do Titânio como Material Biocompatível

D I S S E R T A Ç A O

Apresentação do Programa de Pós -Graduação em Engenharia Metalúrgica e dos Materiais - PPGEMM, como parte dos requisitos para obtenção do Título de

Mestre em Engenharia

Área de Concentração: Metalurgia de Transformação

por

EUBIRAJARA BEZERRA MEDEIROS

Eng. Mecânico

1992

Esta DISSERTAÇÃO foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia, Área de Concentração: Metalurgia de Transformação ,e aprovada em sua forma final, pelo Orientador e pela Banca Examinadora do Curso de Pós-Graduação.

Orientador: LÍRIO SCHAEFFER
Doutor em Engenharia
PPGEMM - UFRGS

Banca Examinadora:

- LÍRIO SCHAEFFER

Doutor em Engenharia
UFRGS - PPGEMM

- EDELA PURICELLI

Doutora em Cirurgia e Traumatologia
Bucco Maxilo Facial
UFRGS - Faculdade de Odontologia

- IDUVIRGES LOURDES MULLER

Doutora em Engenharia
UFRGS - PPGEMM

Cordenador do PPGEMM
CARLOS HOFFMANN SAMPAIO
Doutor em Engenharia

AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. Lírio Schaeffer pela orientação para a realização deste trabalho;
- Ao grupo de Pesquisa em Cirurgia na Odontologia UFRGS, na pessoa da Profa. Dra. Edela Puricelli, Profa. Dalva Padilha, Cd Adriana Bedim, Cd Rosmeri Peschke, Juliana Barata e Fernando Dal'Alba, pelo apoio na realização dos ensaios biomédicos;
- Ao Dr. Armando A. da Mota Neto, diretor do Biotério do Instituto de Biociencias UFRGS, pelas cobaias.
- Aos estagiários Maximiliano Aver e Ricardo Lecke pelo seu apoio;
- Ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre na pessoa do Dr. João Ellera Gomes pelo seu apoio;
- A Metalúrgica Marimon, na pessoa do Eng. Lopo, pelo Tratamento Térmico do Ferramental;
- A Tecnometal, representante da TiFAB, pelo fornecimento do material;
- A Prottil, na pessoa do Senhor Vasconcelos, pelo apoio;
- Ao Dr. N. S. Murilo da UFSM, pelo exame histológico das cobaias;
- À CAPES pelo financiamento de bolsa de estudos.
- E aos colegas do Laboratório de Transformação Mecânica, pelo auxílio e amizade.

S U M Á R I O

LISTA DE SÍMBOLOS	VII
RESUMO	X
ABSTRACT	XI
1 INTRODUÇÃO	1
2 MATERIAIS BIOCOMPATÍVEIS	
2.1 Considerações Gerais	2
2.2 Corrosão "In Vivo"	7
2.3 Biocompatibilidade	8
2.4 Bioadesão	12
2.5 Características Mecânicas	16
2.6 Processabilidade	18
2.7 Custos	18
3 TITANIO	
3.1 História do Titânio	19
3.2 Ocorrência	19
3.3 Aplicações	20
3.3.1 Indústria Aero-espacial	21

3.3.2	Indústria Química e Petrolífera	22
3.3.3	Indústria Médica	23
3.4	Propriedades Mecânicas do Ti	25
3.4.1	Efeito das Impurezas Comuns Sobre as Propriedades Mecânicas do Ti	26
3.4.2	Efeito do Trabalho a Frio nas Propriedades Mecânicas do Ti	31
3.4.3	Efeito do Aumento da Temperatura nas Propriedades Mecânicas do Ti	32
3.5	Resistência do Ti à Corrosão	33
4 O IMPLANTE		
4.1	Modificações no Implante	35
4.2	Escolha do Processo	38
4.2.1	Parafuso	39
4.2.2	Arruela	40
5 CALCULO DE DEFORMAÇÃO		
5.1	Introdução	42
5.1.1	Modelo das Tiras	42
5.1.2	Método dos Elementos Finitos	42
5.1.3	Método do Limite Superior	43
5.2	Campos de Velocidades	44
5.3	Calculo de Força	53
5.4	Programa	54
6 EXPERIMENTOS REALIZADOS		
6.1	Ensaios Mecânicos	59
6.2	Forjamento da Arruela	
6.2.1	Matriz de Forjamento	62

6.2.2 Procedimento	64
6.2.3 Resultados	67
6.2.4 Comparando com a Simulação	69
6.3 Metalografia	71
6.4 Testes em Cobaias	71
7 CONCLUSÃO	76
8 SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS	78
ANEXO I Cirurgia de Implante- Procedimento	79
ANEXO II História do Titânio	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89

LISTA DE SÍMBOLOS

- B.....-constante de integração
- C.....-valor de r na fronteira, entre as zonas I e II
- cp.....-comercial puro
- D.....-valor de r na fronteira entre as zonas II e III
- E.....-raio da peça
- Fa.....-força de atrito
- Fex -força de extração
- Fr.....-força provocada pelo retorno elástico
- h.....-distância entre a parte superior e inferior da matriz, medida no eixo de simetria
- N.....-força normal, reação a Fr
- P.....-perímetro
- r.....-coordenada radial
- Ri.....-raio correspondente a superfície externa da matriz na altura Z_i
- Rs.....-raio correspondente a superfície externa da matriz na altura Z_s
- s0.....-área da secção transversal para $z=0$
- sh.....-área da secção transversal para $z = h$
- si.....-área da secção transversal na altura Z_i
- ss.....-área da secção transversal na altura Z_s
- V.....-velocidade vertical em ss , igual em módulo a velocidade em si
- Vz....-velocidade em z

V_0-é o valor de V_z quando $z=0$
 V_h-valor de V_z , entre as zonas II, III e IV, quando
 $z=h$
 V_r-velocidade em r
 V_{rc}-velocidade radial para $r=C$
 V_{rd}-velocidade radial para $r = D$
 V_s-velocidade da prensa
 w-distância do centro até a parede externa da
matriz para determinado z
 w_i-raio correspondente a superfície externa da
matriz na altura Z_i
 w_s-raio correspondente a superfície externa da
matriz na altura Z_s
 z-coordenada de altura de um ponto
 Z_i-maior valor negativo de z preenchido por
material no instante l
 Z_s-maior valor positivo de z preenchido por
material no instante l
 ϵ_{rr}-deformação radial
 ϵ_{zz}-deformação axial
 $\epsilon_{\theta\theta}$-deformação angular
 ϵ-deformação equivalente
 $\dot{\epsilon}_{rr}$-velocidade de deformação radial
 $\dot{\epsilon}_{zz}$-velocidade de deformação axial
 $\dot{\epsilon}_{\theta\theta}$-velocidade de deformação angular
 ρ-menor distância do centro até a parede interna
da matriz para determinado z
 ρ_i-raio correspondente a superfície interna da
matriz na altura Z_i

ρ_s-raio correspondente a superfície interna da
matriz na altura Z_s
 μ-coeficiente de atrito

RESUMO

O presente trabalho consiste em estudos sobre o titânio e suas características como material biocompatível. Este trabalho contém ensaios mecânicos, testes em "in vivo" e o forjamento de alguns protótipos. Foi feita uma simulação, para a determinação de alguns parâmetros do forjamento, usando-se a teoria do Campo de Velocidades. Os resultados obtidos mostram os aspectos de viabilidade de fabricação de peças e os primeiros resultados positivos como material adequado para implantes.

ABSTRACT

This work is about titanium and its characteristics as a biocompatible material. Included are mechanical testing, "in vivo" testing and the forging of some pototypes. A simulation of the Velocity Fields Theory was realized. The results that was obtained shows that the titanium is a good material for implants.

1 INTRODUÇÃO

O uso das novas tecnologias está, cada vez mais, sendo agregado à medicina. Um dos estudos da engenharia ligada à medicina é a busca de materiais que sejam bem aceitos pelo corpo humano, para serem usados como implantes. Um destes materiais é o titânio.

Este trabalho foi desenvolvido com a intenção de aplicar a experiência do Laboratório de Transformação Mecânica (LTM) no uso do titânio para aeronáutica, como base para o estudo de materiais biocompatíveis. Inicialmente foi feito um estudo teórico a respeito das características importantes para um implante e das propriedades do titânio.

Numa segunda etapa, após contatos com alguns profissionais da área médica, foi definido um implante para ser estudado mais detalhadamente. Esta etapa compreende mudanças no modelo deste implante, escolha dos métodos e processos para sua obtenção.

E, finalmente, os testes práticos, com ensaios mecânicos e testes em cobaias.

2. MATERIAIS BIOCOMPATIVELIS

2.1 Considerações Gerais

Existem relatos de que em 1565 usavam-se placas de ouro para correção de defeitos no palato. Materiais nobres como ouro, platina e prata foram tentados, porém foram descartados porque não apresentavam propriedades mecânicas adequadas (4).

O campo dos biomateriais tem se expandido muito nos últimos 25 anos e, hoje, já constitui uma importante área da indústria médica. Uma grande variedade de materiais metálicos, cerâmicos, compósitos e polímeros constituem, no momento, o arsenal rotineiro dos profissionais médicos (10,41).

Segundo cálculos estimativos, são implantados por ano, em todo o mundo, cerca de 4 milhões de peças artificiais em organismos humanos, desde simples implantes no mento até órgãos artificiais, válvulas cardíacas, próteses oculares, ósseas e dentárias. Todos os produtos e

procedimentos, nessa área, são planejados e realizados por profissionais de uma atividade relativamente recente: a bioengenharia. Trata-se de uma ciência / tecnologia que começou a dar seus primeiros passos na década de 1950 (fig. 2.1) (16).

A maioria das próteses e implantes reconstitui apenas parte das funções do original biológico. É o caso dos membros amputados ou do rim artificial. Mas há outras, como um cristalino de olho feito em resina acrílica, ou a articulação de titânio (fig.2.2) que substitui a estrutura óssea comprometida pela artrite, que restituem totalmente as funções originais (16).

Os centros de pesquisas conseguem, a cada dia, prodígios maiores. São pernas e braços feitos com materiais, até há pouco, restritos à tecnologia aeroespacial, como fibras de carbono, ou implantes ósseos de titânio e bombas hidráulicas embutidas no coração ou no pênis. Se, ainda no início do século, era possível encontrar próteses cuidadosamente esculpidas em marfim, os cirurgiões de agora dispõem de um leque muito mais amplo das chamadas "matérias-primas biocompatíveis" para trabalhar. Por não serem tóxicas para o organismo, elas diminuem o risco de rejeição, o inimigo número um dos transplantes e dos implantes (16).

O silicone, por sua enorme versatilidade, é o material mais usado em próteses. Ele pode ser moldado em peças duras ou macias. É componente de próteses de mama, da face, de articulações ósseas, do pênis, entre outros casos. Mas, também, são largamente usados produtos como o polipropileno

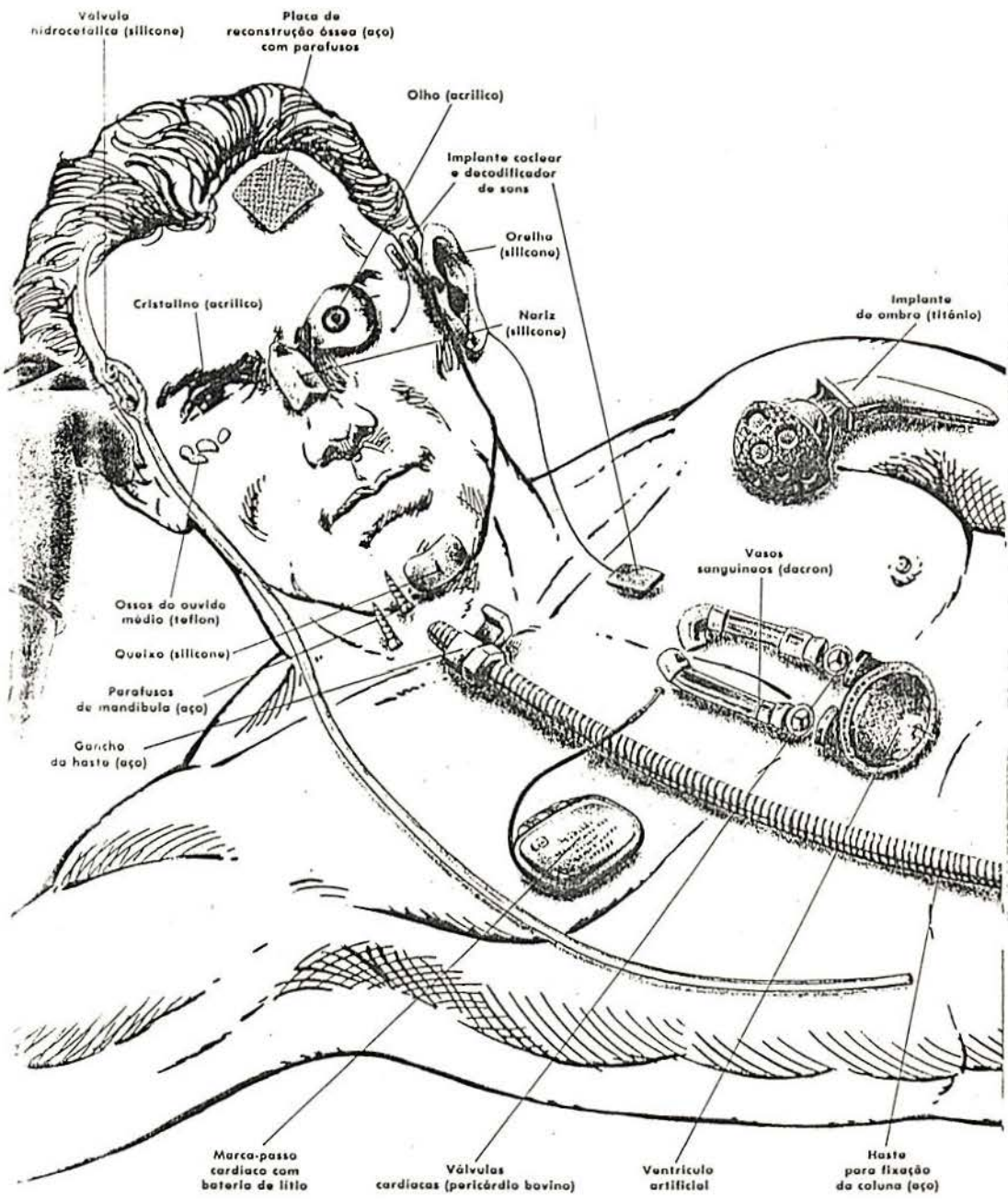


Fig.(2.1) Exemplos de diversos tipos de implantes(16).

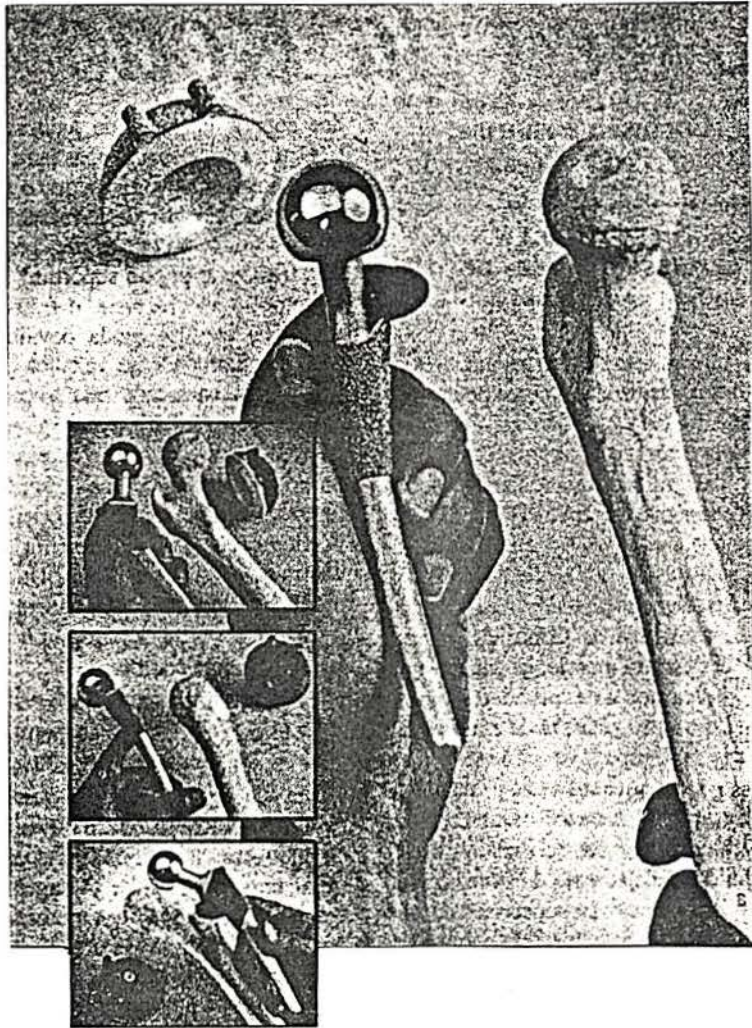


Fig.(2.2) Prótese femural ao lado de um fêmur

(17).

rígido e o polietileno, confortável e resistente a atritos.

Muitas peças são trabalhadas, também, em aço inoxidável, como nos implantes ortopédicos de parafusos, pinos, placas, hastes, roscas, ganchos e fios. E há outras ligas metálicas, de descoberta mais recente, que vêm sendo aplicadas com maior frequência em diversas partes do corpo. As mais nobres delas e as que mais se aproximam das características ósseas, têm em sua composição titânio. Tratam-se de ligas extremamente resistentes, mais leves do que o aço. Com elas se constróem desde as melhores próteses ósseas até os trens de aterrisagem dos Jumbos.

Outra liga, a de cromo e cobalto, a mais rígida, é utilizada em juntas e articulações (16). As fibras de carbono, por sua vez, saíram das naves espaciais e dos carros de Fórmula 1, para formar braços e pernas artificiais. E o teflon, o anti-aderente das modernas panelas de cozinha, transforma-se em dacrom, um fio para suturar vasos sangüíneos. Outro exemplo é a hidroxiapatita, substância empregada na reconstrução óssea dos membros, crânio e face. Esse material calcáreo, isolado em laboratório, a partir de experiências com coral marinho, é assimilado com grande facilidade pelo tecido ósseo.

Todas estas atividades apontam para um único alvo: substituir partes danificadas do homem por peças artificiais, de forma que o corpo recupere as funções originais prejudicadas pela deficiência (16).

Os biomateriais devem possuir as seguintes propriedades (7):

- resistência à corrosão;
- biocompatibilidade (atoxidade);
- bioadesão (osteointegração);
- características mecânicas favoráveis;
- processabilidade;
- baixo custo .

2.2 Corrosão "In Vivo"

A resistência à corrosão é uma das mais importantes propriedades que um material para implante deve ter. Dentro do corpo humano o implante pode sofrer diversos tipos de corrosão e o metal, entre os usados para implantes, que mais resiste a todos os tipos de corrosão, é o Ti e suas ligas, seguido por nióbio e tântalo e, mais abaixo, vitálio e aço inoxidável (7,39).

Quando um implante é colocado dentro do corpo humano pode ocorrer que os produtos da corrosão sejam precipitados na superfície do osso, o que, dependendo do material, pode ser extremamente prejudicial, de acordo com o grau de toxicidade dos produtos da corrosão (10).

Dos diversos materiais existentes atualmente, já testados, para o uso em implantes, o que menos problemas apresentou foi o Titânio comercial puro (Ti cp), que apresentou baixas concentrações de material precipitado sobre o osso e de materiais sem maior grau de toxicidade (24).

2.3 Biocompatibilidade

No sistema corpo-implante podem haver diversas interações(7):

- O processo de corrosão ocasiona um fluxo de elétrons do implante que, por sua vez, provoca o aparecimento de íons no tecido em torno do implante. Estes íons podem perturbar o movimento fisiológico dos íons das células nervosas.

- Os produtos da corrosão podem ser carregados pelos fluidos do corpo e depositados em diferentes órgãos. Se o limite de aceitação, pelo corpo, a estes elementos for excedido haverá problemas.

- Reações do tecido com o implante ou produtos da corrosão com proteínas causam inflamações.

- A geração de H_2O_2 pelo processo inflamatório e a decomposição do H_2O_2 em radicais hidroxila causam danos ao sistema biológico (7).

A ocorrência ou não destas interações depende das características físicas e químicas dos diferentes materiais. Ti, Ta e Nb são citados como biocompatíveis, porque formam uma fina superfície protetora de óxido semi condutor ou não condutor. Estes óxidos impedem a passagem de elétrons e íons (7,10).

Cabe ressaltar que implantes compostos por

mais de uma peça, não devem ser compostos por mais de um metal, a fim de evitar que uma reação dos íons das peças promovam fenômeno de oxi-redução, com prejuízos para o implante e para os tecidos em contato (21).

Medindo a concentração de diferentes metais em vários órgãos seis e dezesseis semanas após ao implante, o conteúdo de titânio acumulado após seis semanas era 45 ppm no baço e 53,4 ppm no pulmão de um coelho. Após dezesseis semanas apareceram 13 ppm no baço e 8 ppm no pulmão. Estes valores são normais para o baço e o pulmão. Não foram observados alterações significativas nos rins e no fígado. Em contraste o Co e o Ni provenientes de ligas à base de cobalto e de aços inoxidáveis foram encontrados em altas concentrações naqueles órgãos. Fig.(2.3) A figura (2.3) mostra o nível de toxicidade de diferentes elementos no fígado. O nível de toxicidade foi determinado através da investigação da reação de sais daqueles elementos com as células do fígado de macacos (7,34).

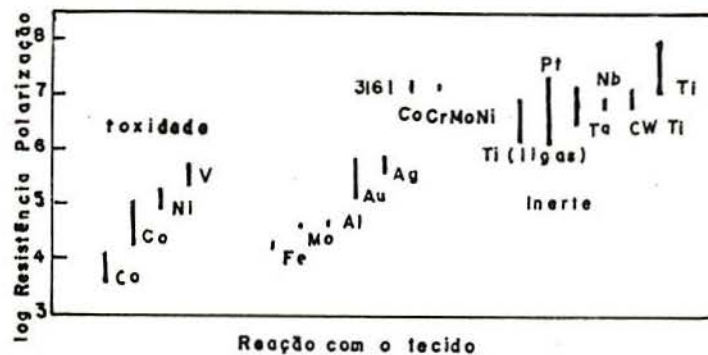


Fig.(2.3) Nível de toxicidade de diferentes elementos.

Pacientes com o quadril reconstituído por implantes de aço inoxidável ou ligas de CoCr tiveram dificuldades após 2 a 15 anos, pelo afrouxamento da prótese ou reações alérgicas ao Cr, Co ou Ni. Continham estes elementos em sua urina, plasma e sangue. Após 15 meses da remoção dos implantes estes elementos ainda eram excessivos na urina, no sangue e no plasma(7). A figura (2.4) apresenta o exame de raio X de um paciente antes do implante, a esquerda, depois, a direita e, abaixo, a prótese montada.

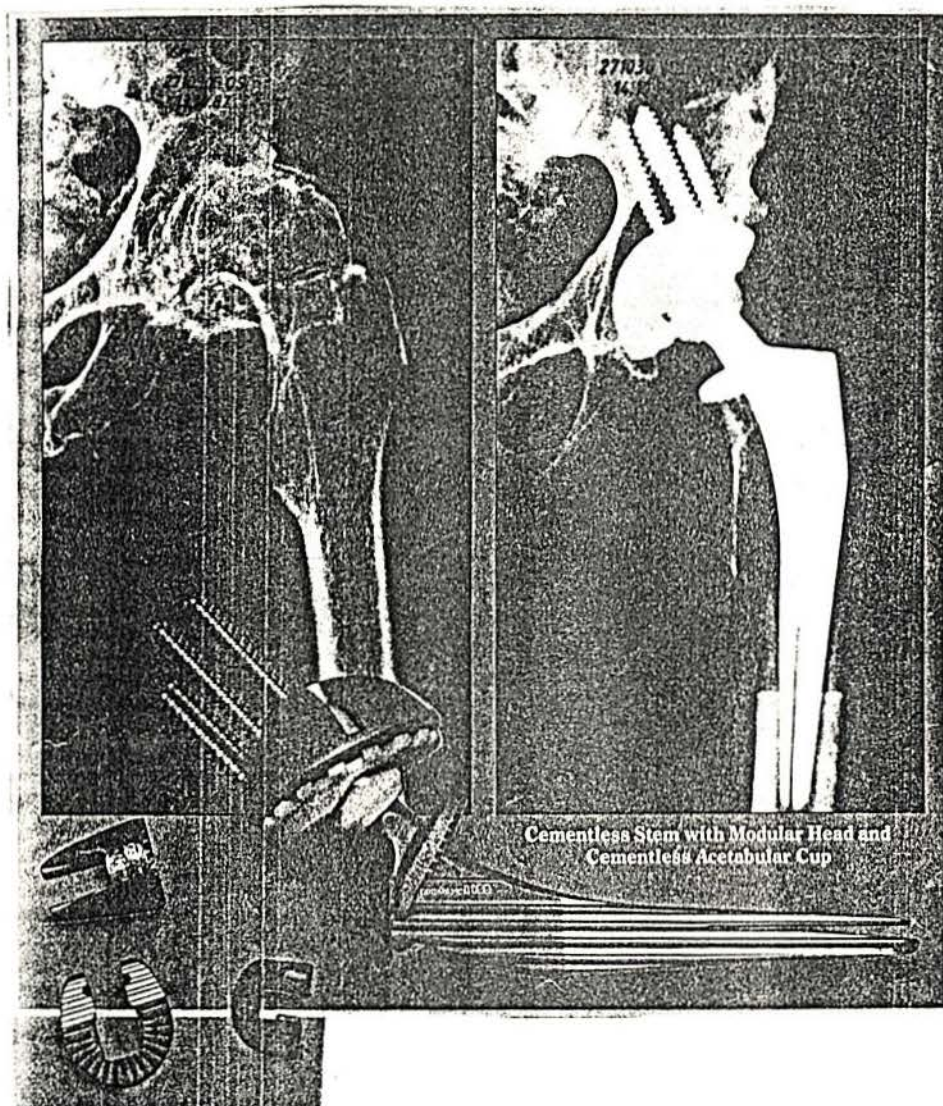


Fig. (2.4) - Conjunto prótese ilíaco femoral.

Estudos, "in vivo", realizados sobre placas para fixação de fratura facial (fig. 2.5), com os materiais normalmente usados para este fim, ligas de Ti, ligas CoCr e ligas de NiCr, mostram que:

-A região em torno do implante estava contaminada por Co, Cr, Ni, Mo e Al e todos estes provocavam um certo grau de infecção devido a toxicidade.

-Por outro lado o Ti se mostrou tolerável nos testes biológicos e causou, apenas, ténues reações no tecido (24,41).

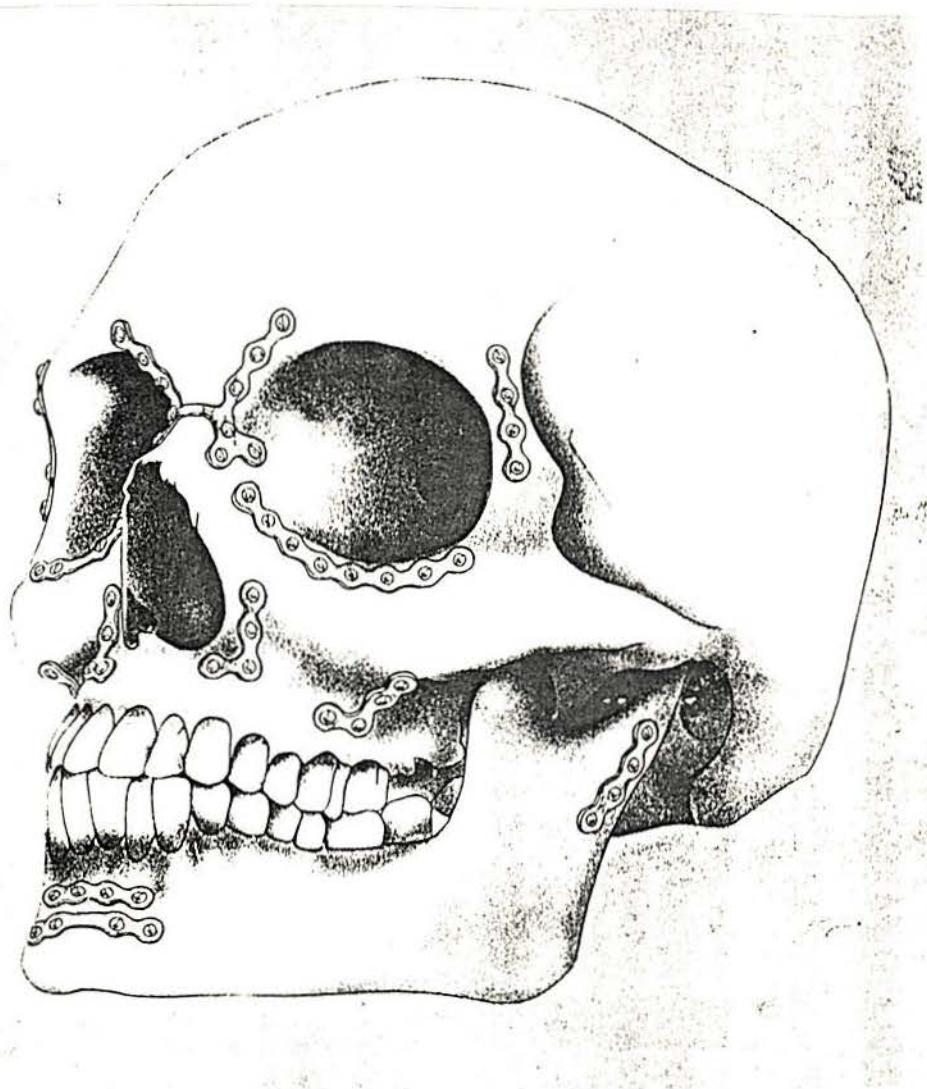


Fig. (2.5) - Exemplo de utilização de miniplacas para cirurgia buco-facial(43).

Em contraste com os efeitos tóxicos que requerem uma dose mínima, os efeitos alérgicos podem surgir com quantidades muito pequenas do contaminante. É comum sensibilidade a baixas dosagens de Ni e Cr (24).

O titânio tem melhor tolerância do tecido, sendo geralmente aceito como material para implante (35).

2.4 Bioadesão

A reação biológica a um implante é a de formar um encapsulamento deste em um tecido fibroso. Isto ocorre quando o implante é feito de um material dito inerte, mas quando é um material bioaderente ocorre a chamada osteointegração(28,41).

Osteointegração é definido como uma conexão estrutural e funcional entre o tecido ósseo vivo e a superfície do implante(14). Isto quer dizer que o tecido ósseo cresce em direção ao implante e com este forma uma ligação química (fig.2.6 e 2.7).

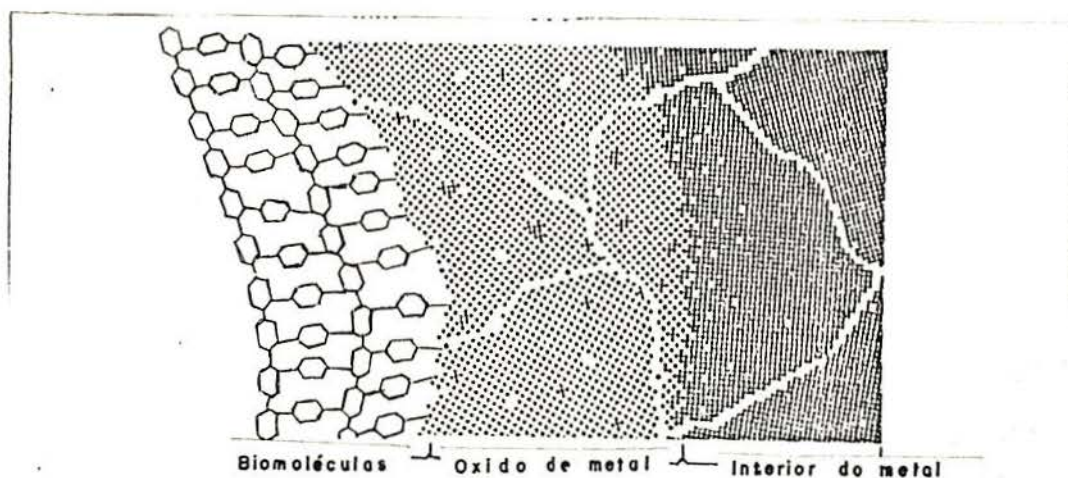


Fig. (2.6) - Figura esquemática da interface entre o tecido ósseo e o implante, mostra a ligação química que ocorre na superfície do implante (19).

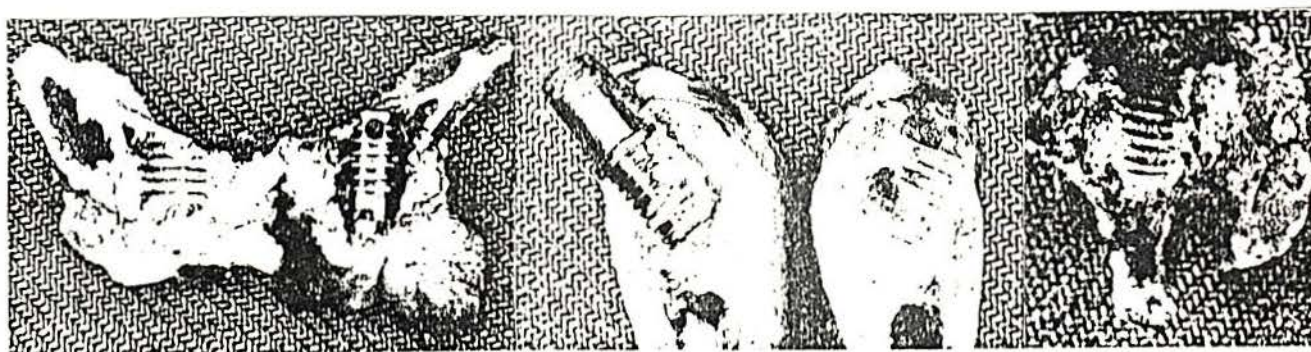


Fig. (2.7) - Fixação do osso a um implante (5).

O crescimento do tecido em direção a implantes de Ti cp e aço inoxidável 316l foram investigados com a colocação de placas destes materiais em pernas de cobaias. Tais placas eram fixadas por parafusos. O exame feito após 8 semanas mostrou que todos os animais que tinham implantes de

titânio apresentavam um crescimento do osso em direção ao implante formando um perfeito contato entre o osso com o parafuso e a placa (7). A figura (2.8) ilustra o processo da osteointegração.

a- Quando instalado o implante não dá um ajuste perfeito com o tecido ósseo, o ajuste surge com o passar do tempo. Contato entre o implante e o osso - 1; hematoma formado na cavidade entre o implante e o osso - 2; osso afetado pelo inevitável trauma térmico e mecânico - 3; osso não afetado - 4; implante - 5.

b- Com o passar do tempo o hematoma começa a transformar-se em um novo osso, devido a calcificação - 6; a parte afetada do osso começa a recuperar-se - 7.

c- O tecido ósseo está recuperado, e há um contato entre o osso e a prótese.

d- A figura mostra um insucesso causado por excessivo trauma ou infecção (5).

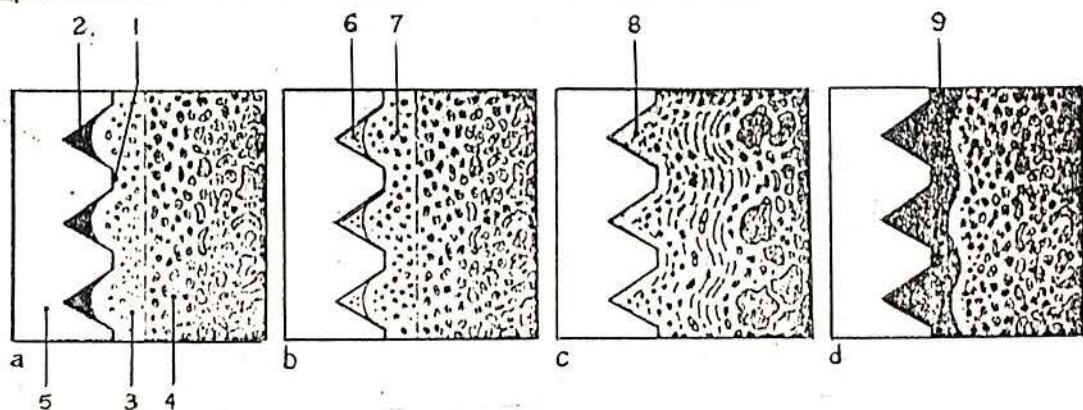


Fig.(2.8) Processo da osteointegração

Em contraste, o resultado da formação de tecido ósseo usando o aço inoxidável, foi muito pequeno (7).

Foram feitos testes com hidroxiapatita e biovidro estes materiais apresentaram osteointegração(7).

As características de biocompatibilidade do titânio são causadas pelo óxido formado em sua superfície. No ar ou na água o titânio rapidamente forma uma finíssima camada de óxido (fig. 2.9) de 3 a 5 nm à temperatura ambiente. O titânio pode formar óxidos com diferentes estequiometrias - TiO , Ti_2O_3 , TiO_2 - TiO_2 é a mais comum. Esta camada é muito resistente a ataques químicos, isto faz do titânio um dos metais mais resistentes a corrosão(19,28).

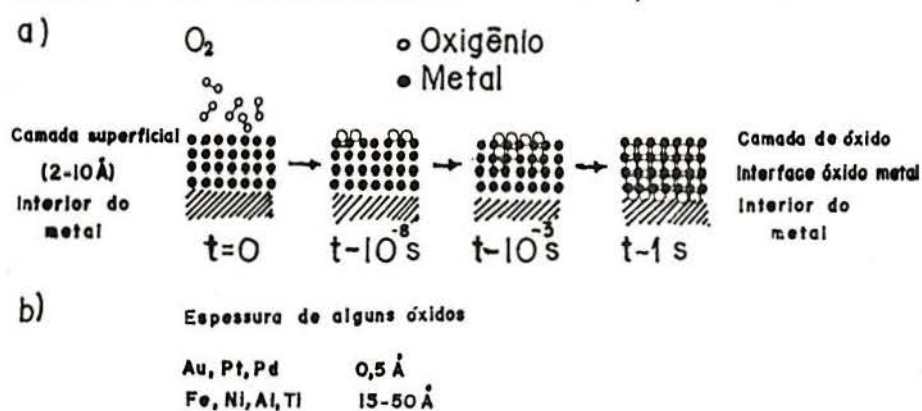


Fig.(2.9) -(a) Oxidação, a partir de um metal limpo, em escala de tempo; (b) Camada de óxido de alguns metais(41).

Uma outra propriedade física importante, para a biocompatibilidade, é a sua alta constante dielétrica por volta de 50 a 170 dependendo da estrutura do cristal. Esta característica pode resultar em fortes ligações de Van der Waals entre o TiO_2 e outros óxidos, isto pode causar importantes ligações bioquímicas (19).

O Ti não é o único material osteointegrável, esta característica é encontrada na hidroxiapatita, biovidro, tântalo e nióbio. Mas a hidroxiapatita e o biovidro possuem resistência mecânica muito baixa e o tântalo e o nióbio possuem um custo elevado. Por isso, normalmente, preferem-se o titânio e suas ligas.

2.5 Características Mecânicas

Um material para implante ósseo deve ter as seguintes características mecânicas:

- Resistência mecânica, porque o implante deve suportar grandes esforços, como por exemplo o esforço mastigatório que pode chegar a 660 N, e, normalmente, a peça implantada possui dimensões menores que o original biológico (21);

- Os implantes, na maioria das vezes, são submetidos a esforços cíclicos. Isto exige, do material, resistência à fadiga;

- Um implante muito pesado causa desconforto ao paciente. Por este motivo quando se trata de peças grandes é interessante um material de baixa densidade.

- Módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo. Porque quanto mais a elasticidade do implante se aproximar a do osso, menor será a tensão na ligação osso-implante, quando esta for submetida a esforço.

A alta resistência mecânica aliada a baixa densidade do titânio fizeram-no um material atraente para a indústria aero-espacial (35). Dentro da área cirúrgica isto também é desejado. Outra importante característica do titânio é que, entre os materiais normalmente implantados, ele é o que mais se aproxima do módulo de elasticidade do osso.

Na tabela 2.1 estão relacionados diversos materiais usados em implantes com seus módulos de elasticidade em (N/mm^2) (8).

Tabela 2.1 Demonstrativo do módulo de elasticidade de diferentes materiais.

MATERIAL	N/mm ²
osso.....	30.000 a 10.000
AISI 316 L	210.000
CoCr.....	200.000
CoNiCr.....	220.000
Ti Al 6V4.....	105.000
Ti cp.....	100.000
Nbcp.....	120.000
Ta cp.....	200.000

2.6 Processabilidade

Os metais implantáveis citados aqui, Ti e suas ligas, aços inoxidáveis, CoNiCr, CoCr, Nb e Ta, com exceção do CoCr, podem ser produzidos em fundição, conformação, metalurgia do pó e usinagem. O CoCr não pode ser conformado, podendo ser trabalhado pelos outros processos (7).

2.7 Custo

Entre outros aspectos, o custo inerente a um determinado material, caracteriza um importante ponto de avaliação para a utilização e obtenção da referida matéria-prima. A tabela 2.2 relaciona alguns materiais com seu respectivo custo alocado (7).

Tabela 2.2 Mostra o custo aproximado em dólares por kg (7).

MATERIAL	U\$/kg
AISI 316 L.....	60
CoCr.....	60
CoNiCr.....	70
TiAl6V4.....	75
Ti cp.....	70
Nb cp.....	300
Ta cp.....	450

3. TITANIO

3.1 História do Titânio

O titânio é um metal conhecido há muitos anos. Sua produção industrial só foi possível, após a II Guerra Mundial, quando se obteve pela primeira vez uma esponja dúctil que apresentava propriedades mecânicas, depois de fundida sob vácuo, altamente promissoras para o seu emprego como metal aeronáutico (25,27).

O processo adotado por Kroll, de redução de $TiCl_4$ com Mg metálico fundido sob argônio num reator de aço doce, é o mais empregado. Muito do rápido desenvolvimento da tecnologia do titânio, nos primeiros tempos, deve-se ao interesse de sua aplicação em aeronaves civis e de combate. Em 1955 97% do titânio metálico era aplicado na aeronáutica. Com o passar do tempo começou a crescer o seu uso em outras áreas. Os marcos da história do titânio estão descritos no Anexo 2 (25,27).

3.2 Ocorrência

O titânio é extremamente distribuído, não somente nos planetas mas também nas estrelas, no gás

interestelar e meteoritos. Na crosta dos planetas, pequenas quantidades de titânio são encontradas em toda parte, nas rochas, nos minerais, na argila, na areia e nos oceanos, e ele é, de fato, um dos materiais estruturais mais abundantes, precedido apenas pelo alumínio, ferro e magnésio. O titânio está normalmente associado ao oxigênio em seu estado natural (13, 20, 22,31).

Existem dois minérios principais de titânio - o rutilo e a ilmenita.

O rutilo é o óxido (TiO_2) com elevada pureza encontrado em jazidas abundantes na Austrália, USA e Madagascar. Conhecem-se no Brasil poucas jazidas de rutilo de importância.

A ilmenita é um minério de ferro e titânio, titanato de ferro TiO_2Fe , mais abundante que o rutilo. No Brasil ocorre com os minérios de monasita e zirconita (25).

Um outro minério de Ti, caracteristicamente brasileiro, é o anatásio. Ele contém 20% de titânio. Sua principal ocorrência é no Triângulo Mineiro (40).

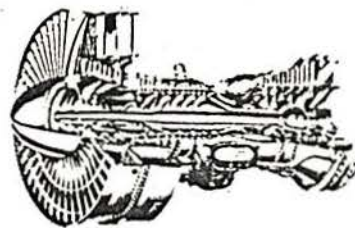
3.3 Aplicações

Devido as suas características de resistência a temperatura, resistência química, resistência mecânica,

baixa densidade e biocadesão, o titânio tem aplicações na indústria aero-espacial, em plataformas de petróleo, na indústria química, e na indústria de material médico (13).

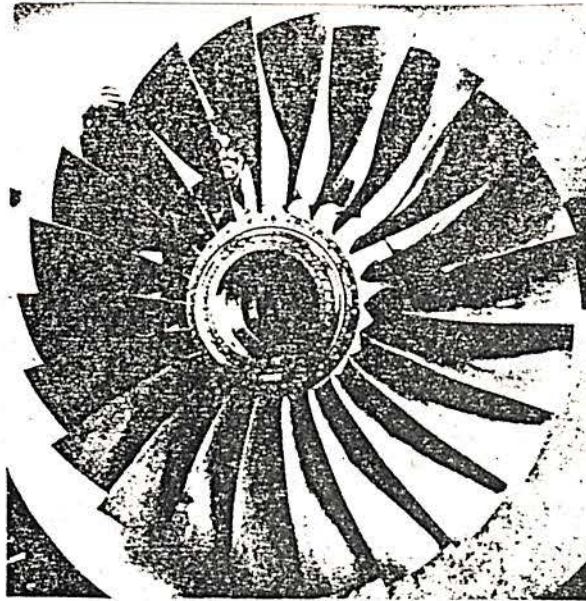
3.3.1 Indústria Aero-Espacial

Abaixo apresenta-se , como alguns dos vários exemplos da utilização do Titânio na Indústria Aero Espacial. A figura 3.1 mostra uma turbina Pratt & Whitney JT9 e uma tabela com o aumento da temperatura suportada pela turbina devido ao acréscimo de peças em titânio com o passar dos anos (18). Na figura 3.2 estão as pás de uma turbina Rols-Royce RB 211-535 E4, feita de titânio (14).



	%Ti	°C
1950	0	-
1955	8	375
1960	25	345
1970	30	400
1980	25	480

Fig.(3.1) Turbina Pratt & Whitney JT9.



Fig(3.2) Pás de uma turbina Rolls-Royce RB 211-535 E4, feita de titânio (14).

3.3.2 Indústria Química e Petrolífera

Outro ramo, onde é intensamente aplicado o uso do Titânio, é na Indústria Química e Petrolífera. A figura 3.3 mostra feixes tubulares totalmente em titânio para trocadores de calor usados na condensação de gases corrosivos utilizando água do mar (37).

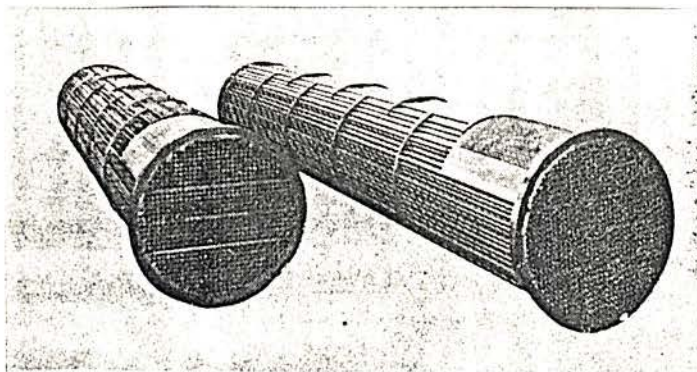


Fig. (3.3) Feixes tubulares totalmente em titânio.

3.3.3 Indústria Médica

O uso do Titânio, na Indústria Médica, tem promovido uma verdadeira revolução, principalmente, no campo das próteses cirúrgicas. Na figura 3.4 podemos ver uma prótese dentária com sua base feita de titânio e na figura 3.5 um conjunto completo para implante de mini-placas, composto por parafusos, placas, instrumentos e caixa para esterilização, tudo de titânio (43).

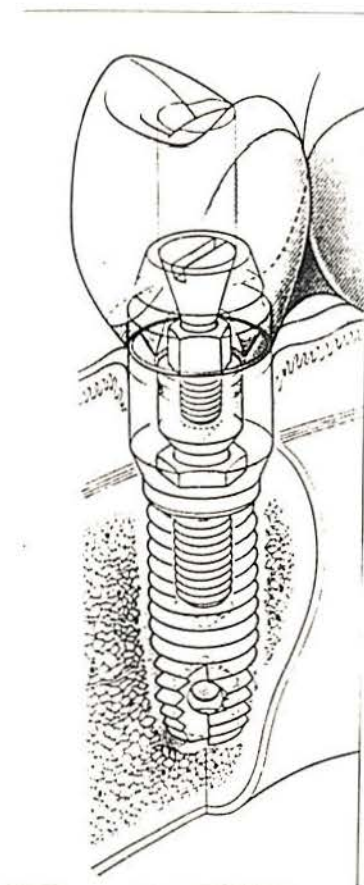


Fig. (3.4) Prótese dentária.

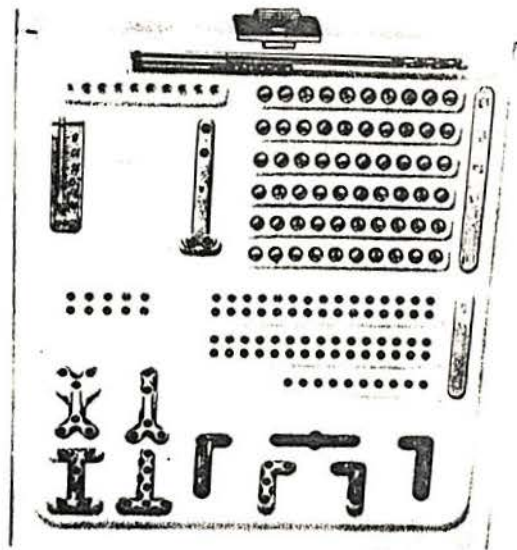
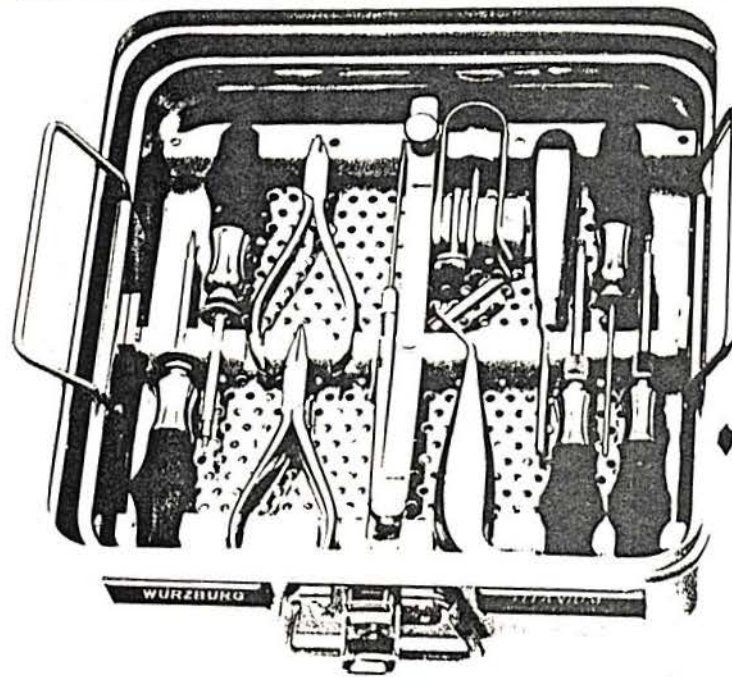


Fig. (3.5) Conjunto completo para implante de mini-placas.

3.4 Propriedades mecânicas do Ti

É bastante difícil determinar as propriedades do Ti cp, porque estas são muito sensíveis a quantidade de impurezas.

O titânio metálico existe em duas formas alotrópicas. Em baixas temperaturas possui uma estrutura hexagonal compacta, quando em temperaturas elevadas acima de $882,5^{\circ}\text{C}$ tem uma estrutura cúbica de corpo centrado. É usual se referir a estrutura do titânio em baixa temperatura como titânio alfa e na estrutura da alta temperatura como titânio bêta (9,13).

A figura (3.6) mostra a estrutura Hexagonal Compacta. (a) Vista esquemática, mostrando a localização dos centros dos átomos. (b) Modelo de esferas rígidas (42).

A figura (3.7) mostra a estrut. Cúbica de Corpo Centrado. (a) e (c) são representações esquemáticas, mostrando a localização dos centros dos átomos. (b) Modelo de esferas rígidas (42).

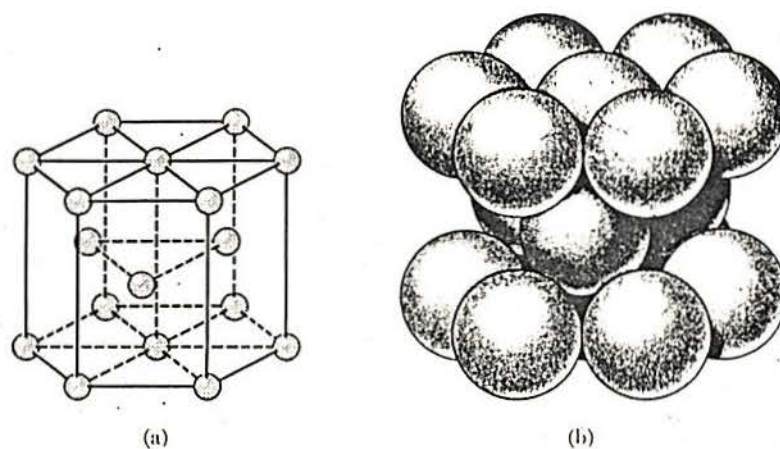


Fig.(3.6) Estrut. Hexagonal Compacta.

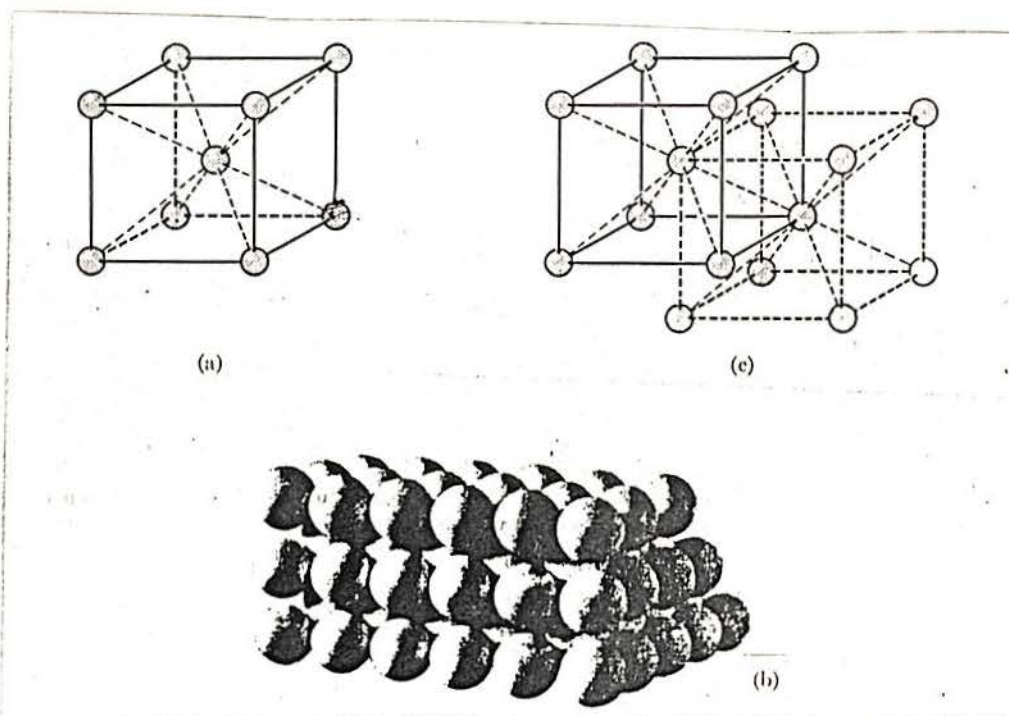


Fig.(3.7) Estrut. Cúbica de Corpo Centrado.

A densidade do titânio alfa puro a 25 °C é de 4,5 g/cm³. O módulo de elasticidade a temperatura ambiente é aproximadamente 1.06×10^3 N/mm².

3.4.1 Efeito das Impurezas Comuns Sobre as Propriedades Mecânicas do Ti

Apesar da pequena resistência do titânio de alta pureza, o titânio comercial e ligas de titânio são aplicados em funções que exigem propriedades mecânicas comparadas a de aços de alta resistência. De fato o titânio pode suportar esta demanda. Este aumento de resistência é consequência do efeito de elementos de adição. No titânio comercial, estas propriedades resultam da presença de pequenas quantidades de certas impurezas as quais, se presentes em grandes quantidades, podem causar fragilização.

As impurezas encontradas normalmente no titânio comercial se dividem em dois grupos, elementos de solução intersticial e elementos de solução substitucional.

As impurezas intersticiais, invariavelmente, presentes no titânio comercial são oxigênio, nitrogênio, carbono e hidrogênio. O ferro é o elemento substitucional mais comum. Fora este, existe um grande número de outros elementos (8,22).

As figuras 3.8, 3.9 e 3.10, mostram a variação de propriedades mecânicas do titânio com o aumento de impurezas. Observa-se com o aumento da concentração de impurezas, reduz a elongação e aumenta a dureza e a tensão de escoamento. Os valores lidos, no eixo das concentrações, na parte superior do gráfico, referem-se ao percentual atômico e, na parte inferior ao percentual em peso (22).

A presença de pequenas quantidades de hidrogênio no titânio não causa grande efeito na sua tenacidade, porém diminui sua resistência ao choque (22).

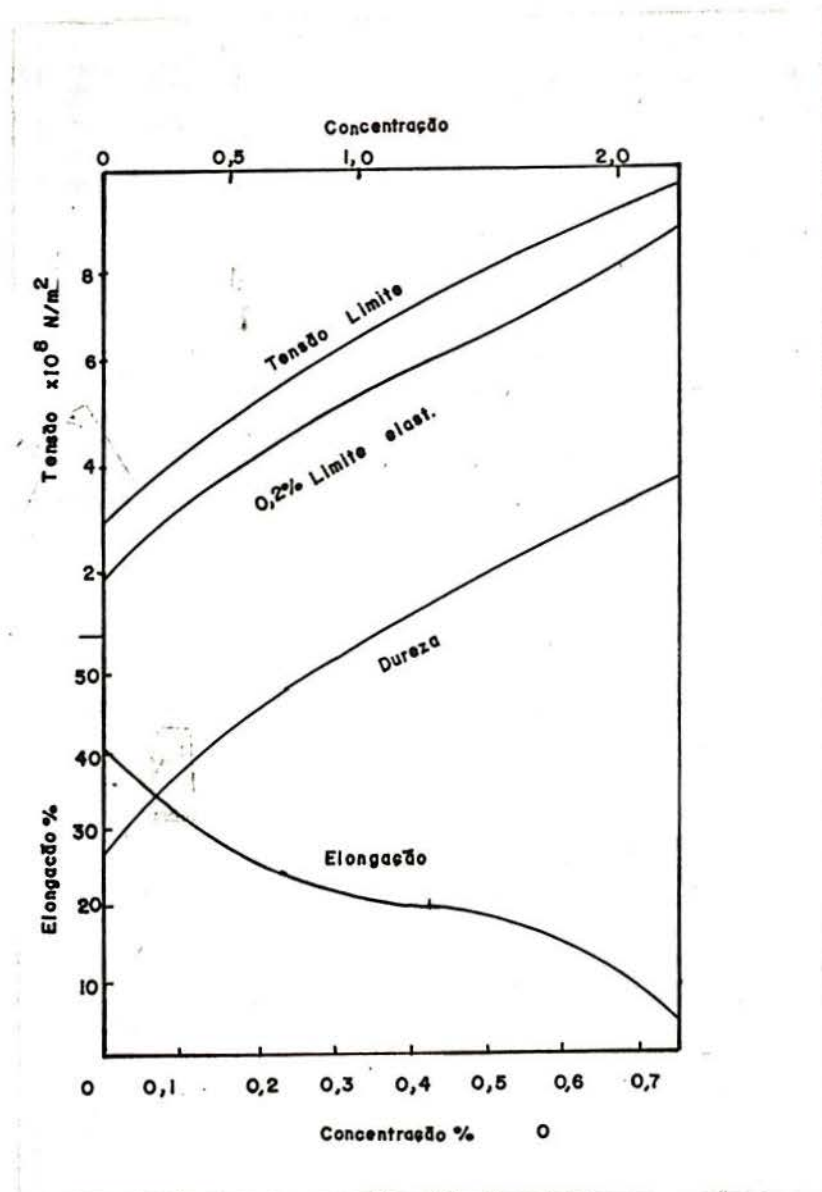


Fig.(3.8) Efeito do Oxigênio, à temperatura ambiente, nas propriedades mecânicas do titânio.

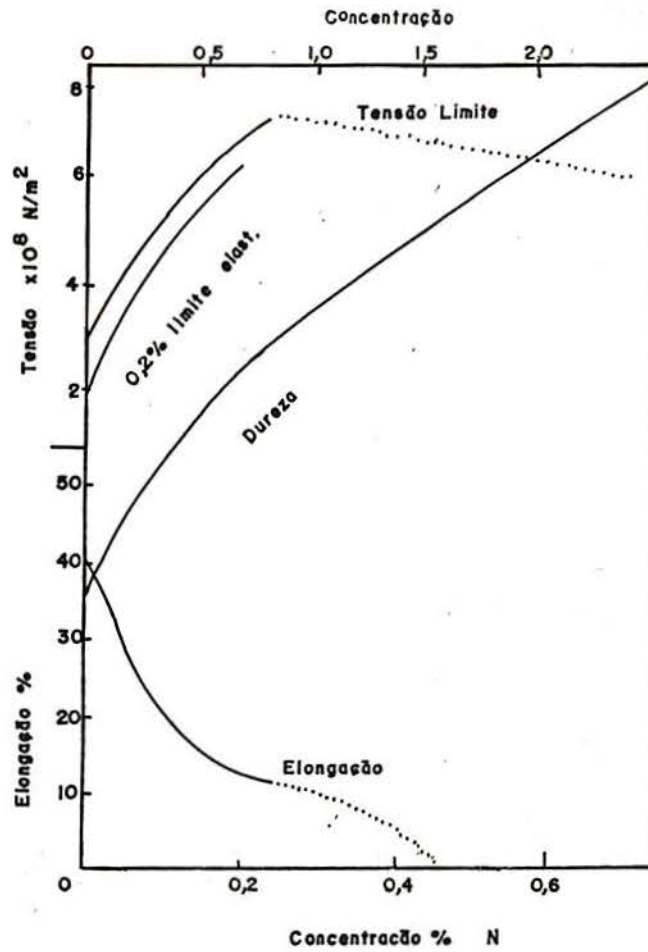


Fig.(3.9) Efeito do Nitrogênio, à temperatura ambiente, nas propriedades mecânicas do titânio.

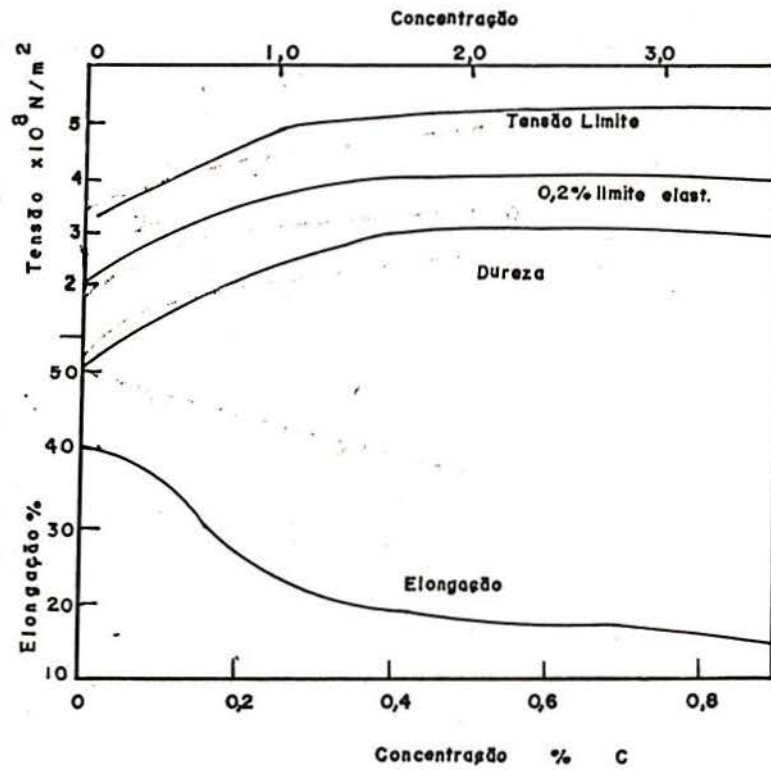


Fig.(3.10) Efeito do Carbono, à temperatura ambiente, nas propriedades mecânicas do titânio.

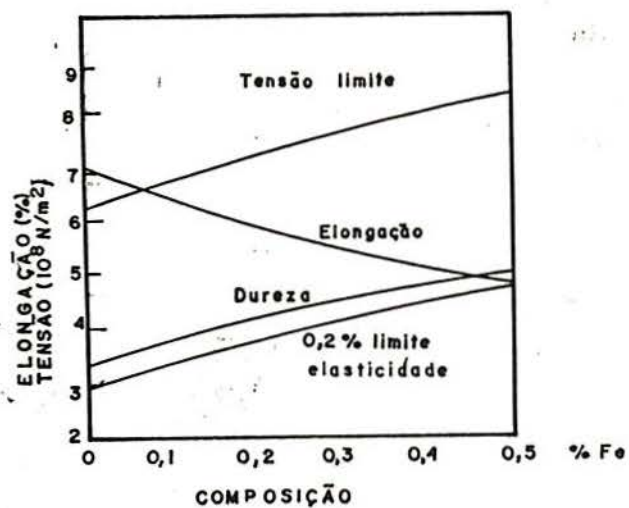


Fig.(3.11) Variação das propriedades mecânicas do titânio em função da quantidade presente do Fe (22).

3.4.2 Efeito do Trabalho a Frio nas Propriedades Mecânicas do Titânio.

O efeito do trabalho a frio no titânio é mostrado nas figuras (fig. 3.12 e 3.13). Os dados usados para montar o gráfico da figura 3.12 foram obtidos através de um teste de laminação (22). A figura 3.13 é um ensaio de compressão (23).

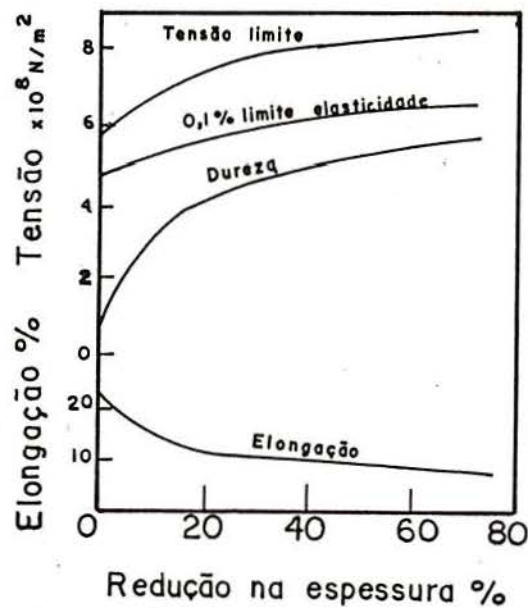


Fig.(3.12) Efeito do trabalho a frio nas propriedades mecânicas do Ti cp (22).

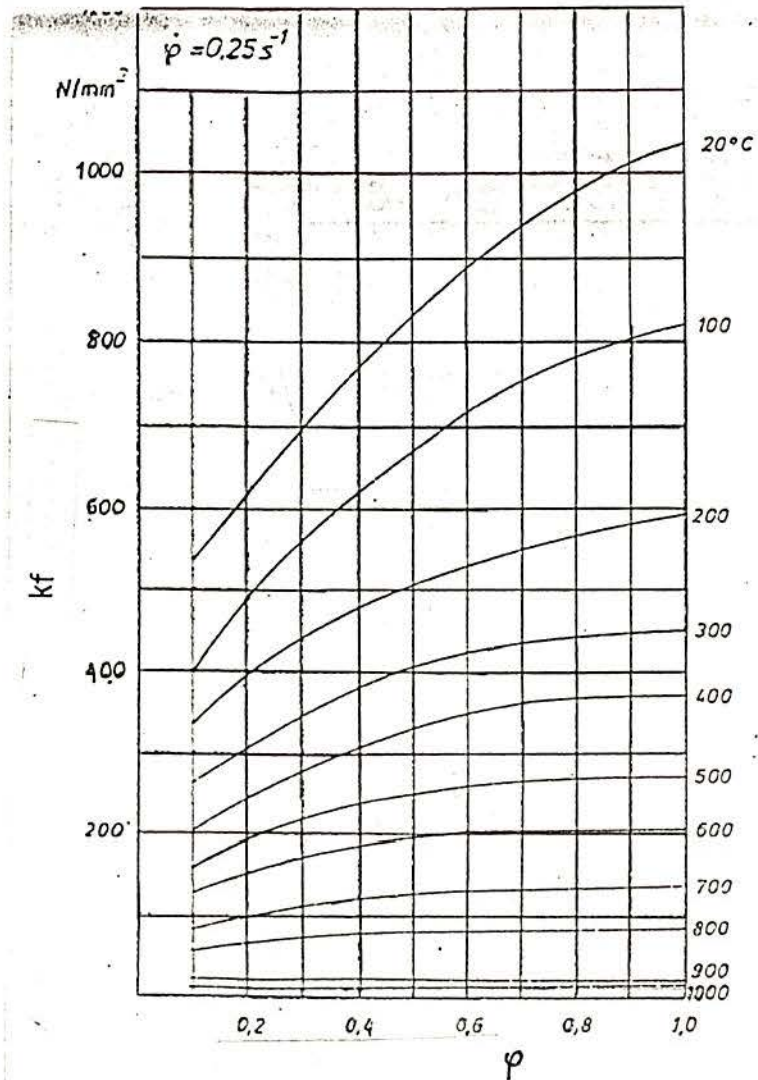


Fig.(3.13) A figura mostra a curva $K_f \times \phi$ do Ti cp para diversas temperaturas (23).

3.4.3 Efeito do Aumento de Temperatura nas Propriedades Mecânicas do Ti.

A variação das propriedades mecânicas do titânio com o aumento da temperatura são mostradas no gráfico (fig. 3.14). Os dados foram levantados usando uma amostra de Ti cp aquecido (22).

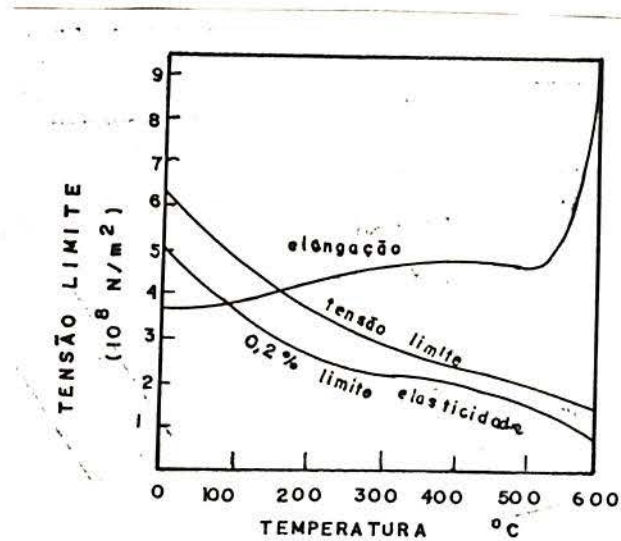


Fig.(3.14) Variação das propriedades mecânicas do Ti cp a elevadas temperaturas (22).

3.5 Resistência do Ti à Corrosão

A resistência à corrosão do titânio comercial puro com respeito a um grande número de líquidos reativos tem sido alvo de muitos estudos. A lista de substâncias que podem apresentar a capacidade de causar um severo ataque sobre o titânio metálico contém somente quatro ácidos minerais (ácido fluorídrico, ácido clorídrico, ácido sulfúrico e ácido ortofosfórico), quatro ácidos orgânicos aquecidos e em alta concentração (oxálico, fórmico, tricloroacético e trifluoroacético) e o extremamente corrosivo composto de cloreto de alumínio. Nestes casos a ação corrosiva dos elementos mencionados acima ocorre pela sua capacidade de atacar a fina camada protetora de óxido existente sobre a superfície do titânio (22).

A excelente resistência a corrosão do titânio deve-se a sua grande afinidade com o oxigênio, que forma uma fina camada protetora.

Ele permanece intacto em adversas condições inclusive em ambiente marinho. Na fig. (3.15). é mostrada a plataforma de petróleo / Noruega, Mar do Norte. A tubulação de Ti permite o uso de água do mar para algumas aplicações (37).

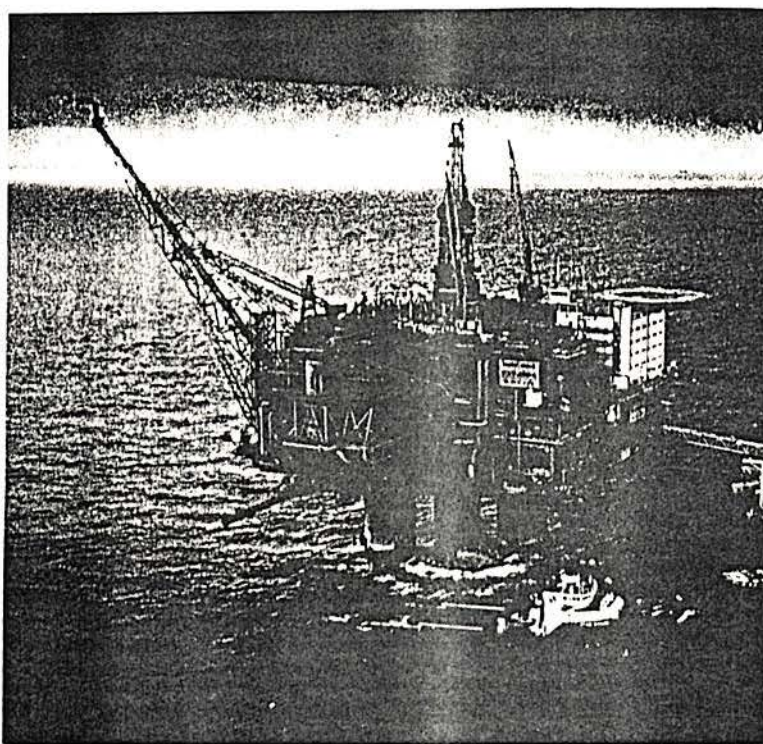


Fig. (3.15) Plataforma de petróleo / Noruega, Mar do Norte.

4. O IMPLANTE

4.1 Modificações no Implante

Durante os contatos com profissionais da área médica, foi definido um implante para ser estudado mais detalhadamente. Tratava-se da necessidade de aperfeiçoar um implante, composto de uma arruela e um parafuso, usado na cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado do joelho.

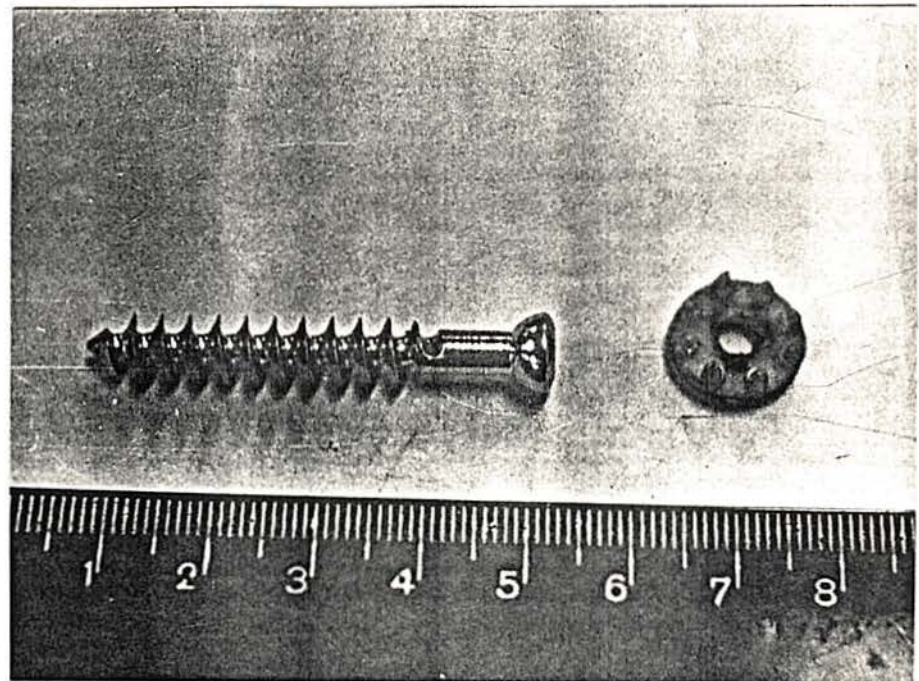
O implante atualmente utilizado é composto por um parafuso de aço inoxidável e uma arruela de plástico. A fig. 4.1-a, mostra a arruela de plástico, a fig.4.1-b é o conjunto arruela e parafuso, e a fig.4.1-c mostra uma cena da cirurgia em que o conjunto, arruela e parafuso, está sendo implantado em uma tíbia.

Soluções apresentadas com o novo modelo:

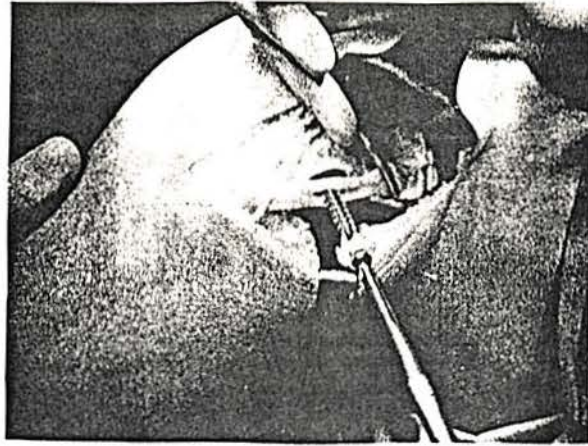
- Usar uma arruela mais fina, com rebaixo, para a cabeça do parafuso, e a cabeça do parafuso mais baixa (fig.4.2). Isto evita que a cabeça do parafuso e a arruela fiquem salientes para fora do osso causando desconforto ao paciente.



Fig. (4.1) - a) Arruela de plástico para
cirurgia de ligamento de joelho.



4.1 b) Conjunto parafuso arruela.



4.1 c) Cirurgia de reconstrução do ligamento.

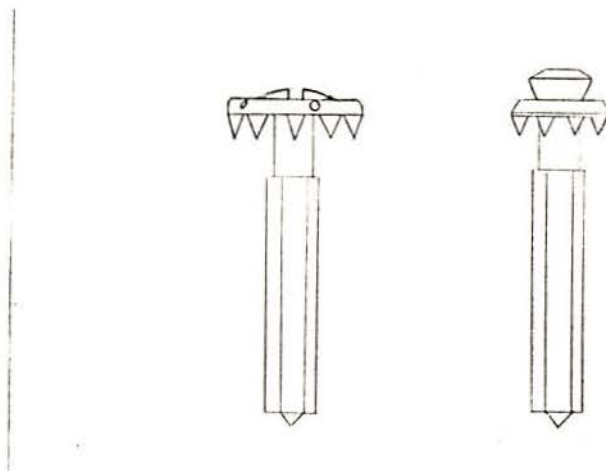


Fig. (4.3) - Comparação entre a altura dos dois modelos de implante.

- Furos ao redor da arruela permitem que o ligamento seja suturado (fig. 4.4).

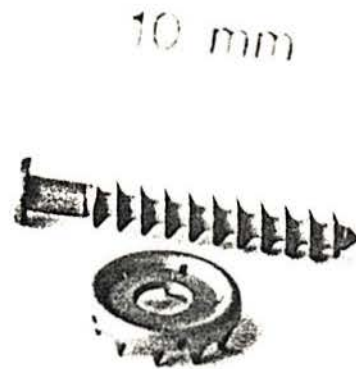


Fig. (4.4) - O novo modelo de arruela com os furos para a sutura.

- As alterações acima obrigam o uso de um material com maior resistência que o plástico. O titânio além de possuir resistência mecânica, é osteointegrável.

4.2 Escolha do Processo

Após a criação do novo modelo, a escolha do material e a familiarização com este, é possível determinar um processo para obtenção dos implantes.

4.2.1 Parafuso

Existem duas formas de se fazer este parafuso: por usinagem ou por conformação. O processo de conformação é bem melhor que o de usinagem, porém exige equipamento específico, que para uma quantidade pequena não é viável. Como este parafuso é feito em pequenas quantidades optou-se pela usinagem.

Como operações de usinagem entendemos aquelas que produzem cavaco ao conferir à peça forma, ou dimensões, ou acabamento, ou ainda, uma combinação qualquer destes três itens. Definimos cavaco como a porção de material retirada da peça, pela ferramenta, caracterizando-se por apresentar forma geométrica irregular (15).

Da prática com a usinagem do titânio puro, pode-se dizer que seu comportamento é semelhante ao de um aço de baixo carbono. Mas cabe ressaltar duas diferenças:

- Um desgaste maior na ferramenta, provocado pela forte tendência que tem titânio de reagir quimicamente, em elevadas temperaturas, inclusive com os elementos de liga da ferramenta de corte (38);

- Como o titânio é um mau condutor de calor, deve-se tomar cuidado para evitar um aquecimento excessivo, usinando em baixas velocidades, se possível usando óleo refrigerante, etc..

A tabela (4.1) mostra alguns valores para se usar como base para o torneamento e a fresagem do titânio comercial puro, considerando o uso de ferramentas de aço rápido (38).

Tab.(4.1) Velocidades de usinagem.

	Tornear	Fresar
velocidade(mm/s)	0.08-0.22	0.11-0.15

4.2.2 Arruela

Entre os processos de produção conhecidos haveria quatro possibilidades:

Fazer a peça por usinagem. Este processo permitiria a obtenção da arruela, porém, este meio consome muito tempo e, também, é muito caro.

Fundir a arruela. O titânio, a elevadas temperaturas, combina-se muito rapidamente com o oxigênio, podendo provocar explosões. Esta característica exige que o titânio seja fundido e vasado em atmosfera inerte. Isto dificulta bastante sua fundição.

Usar a metalurgia do pó. Devido a existência de dentes e furos na arruela, este processo não possibilita a execução total da peça. A metalurgia do pó poderia, apenas, fazer uma pré-forma, para ser concluída por outro processo.

Forjar a peça. Assim, como na metalurgia do pó, o forjamento tem condições para fazer, apenas, uma pré-forma. A vantagem deste processo, entre os citados, é o menor custo.

Foi escolhido forjar uma pré-forma e concluir com a usinagem. Restava, ainda, escolher a temperatura para o forjamento.

Escolher uma temperatura elevada para o forjamento tem como vantagem a redução da tensão de escoamento do material, mas por outro lado, acarreta no surgimento de contaminação pela atmosfera, com o aumento da temperatura o material torna-se mais reativo, e em maiores dificuldades no ferramental. Observando o gráfico da variação da tensão de escoamento com a temperatura (fig.3.14), observamos que, a partir da temperatura de 200°C , diminui a taxa de variação da tensão com a temperatura. Nesta temperatura, ainda, não há a sensibilidade do titânio à atmosfera. Por estas razões decidiu-se fazer o forjamento na temperatura de 200°C .

O principal objetivo da conformação mecânica é a alteração (plástica) da forma dos materiais com adicional obtenção e controle de propriedades físicas e mecânicas (29,30).

Segundo a norma DIN 8580 a conformação mecânica se define como : " a obtenção da forma de um corpo sólido, mediante a transformação dúctil, sem variação de volume ou composição deste corpo".

5 Cálculo de Deformação

5.1 Introdução

Existem, atualmente, alguns métodos para cálculos de força, trabalho, fluxo de material e outros parâmetros do forjamento. Entre estes métodos os mais usuais são o Método das Tiras, o Método do Limite Superior e o Método dos Elementos Finitos.

5.1.1 Modelo das Tiras

O modelo das tiras foi deduzido a partir da teoria elementar da plasticidade. É um método aproximado que se baseia no equilíbrio de tensões e no critério da plasticidade. O modelo consiste em dividir o forjado em formas geométricas simples.

O forjado é dividido em uma quantidade finita de tiras, e cada tira é tratada individualmente. Obtendo-se a tensão para cada elemento, incluindo a rebarba. A tensão total é a soma das tensões calculadas para cada seção.

5.1.2 Método dos Elementos Finitos

O desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos teve início na década de 1950. As primeiras aplicações

deste método foram efetuadas na resolução de problemas de análise estrutural no domínio da engenharia civil. Apenas, na década de 1960 este método foi aplicado a deformações plásticas.

Este método é uma técnica de análise numérica para se obter soluções aproximadas em uma grande variedade de problemas de engenharia. Ele é um método de aproximação da solução de equações diferenciais parciais que aplica um procedimento, ou uma seqüência de operações sistemática de derivação de funções aproximadas. Em um domínio geometricamente complexo, o problema é representado como uma coleção de subdomínios geometricamente simples.

5.1.3 Método do Limite Superior

O método do Limite Superior mostra que a potência total de conformação pode ser calculada como a soma da potência interna de conformação com a potência necessária para vencer o atrito entre o material e a ferramenta e a potência necessária para o cisalhamento interno. A força assim calculada será forçosamente maior do que a real.

O método exige a construção de um campo de velocidades que respeite as condições de contorno dadas pela geometria da matriz e pela velocidade da prensa e pelas condições iniciais. Também considera o material incompressível, portanto, $\epsilon_{rr} + \epsilon_{\theta\theta} + \epsilon_{zz} = 0$

O campo de velocidades permite o cálculo das deformações ϵ , da potência necessária para o forjamento e do fluxo de material.

Este trabalho concentra-se no estudo do fluxo de material e, para este fim, foi usado o Método do Limite Superior. Também foi feito uma estimativa da força necessária para o forjamento, com base neste método. Porém, por simplificação, não foram levadas em conta as potências de atrito e cisalhamento. Por este motivo a força calculada deve ser, provavelmente, um pouco inferior à real.

5.2 Campos de Velocidades

Divisão da peça em zonas. A figura (5.1) mostra as zonas da peça, o raio da fronteira entre as zonas I/II (C), II/III (D) e o raio da peça (E).

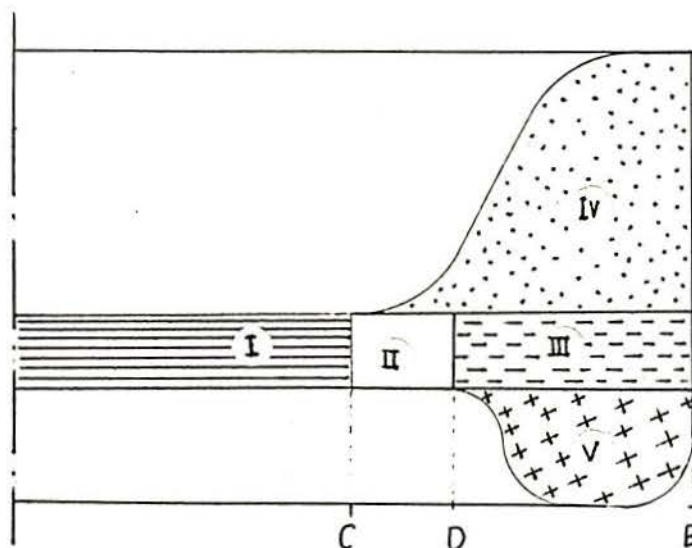


Fig.(5.1) Corte radial da peça.

Algumas Considerações Iniciais

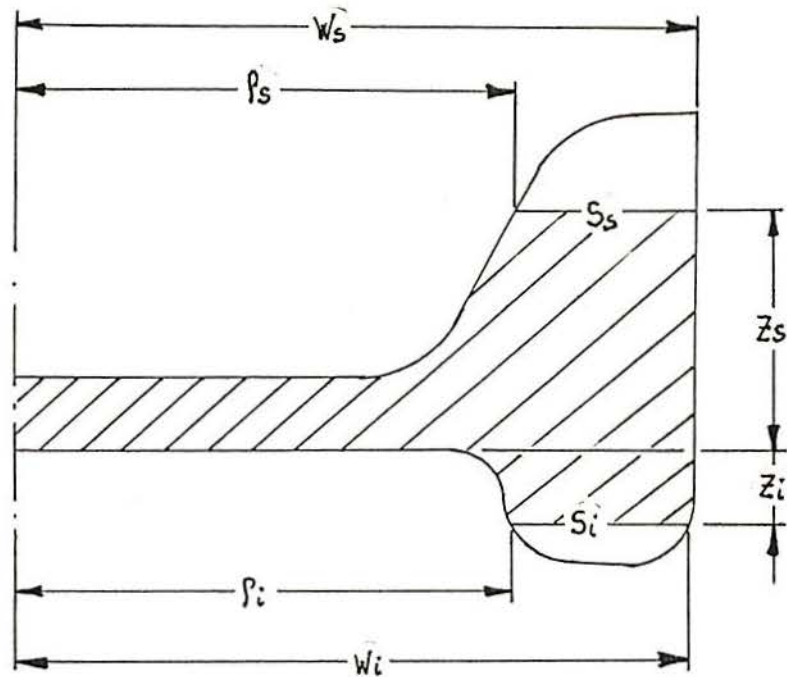


Fig.(5.2) A figura mostra alguns parâmetros da peça.

z_s é o maior valor positivo de Z preenchido por material no instante.

z_i é o maior valor negativo de Z preenchido por material no instante.

ρ_s é o raio correspondente à superfície interna da matriz na altura z_s .

w_s é o raio correspondente à superfície externa da matriz na altura z_s .

ρ_i é o raio correspondente à superfície interna da matriz na altura z_i .

w_i é o raio correspondente à superfície externa da matriz na altura z_i .

$$s_s = \pi (R_s^2 - \rho_s^2) \text{ area secç. transv. altura } z_s$$

$s_i = \pi (R_i^2 - r_i^2)$ area secç. transv. altura Z_i
 V é velocidade vertical em ss que, em módulo,
 é igual a velocidade em s_i .

Zona I

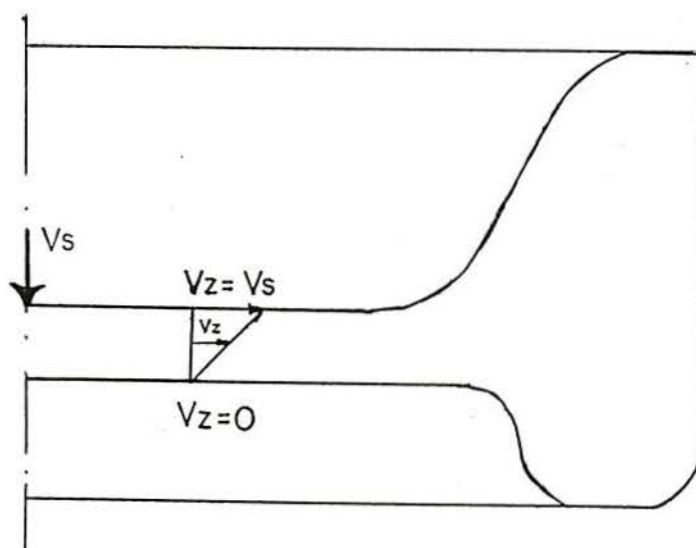


Fig.(5.3) A figura mostra a zona I com a distribuição de velocidades em Z.

$$V_z = \frac{V_s \cdot z}{h}$$

Aplicando o princípio da constância de volume neste caso, podemos determinar V_r . Temos que, todo o fluxo que descer por um disco de raio r , deverá cruzar pela parede de um cilindro de raio r e altura h (16,38).

$$(2 \cdot \pi \cdot h \cdot r) V_r + (\pi \cdot r^2) V_s = 0$$

isolando V_r

$$V_r = \frac{-r \cdot V_s}{z \cdot h}$$

Zona II

V_0 é o valor de V_z quando $z=0$, entre as zonas III e V.

V_0 pode ser calculado partindo-se do princípio de que o fluxo de material que passa pela fronteira, da zona III para a V, é igual ao fluxo que cruza a superfície s_i (fig. 5.4).

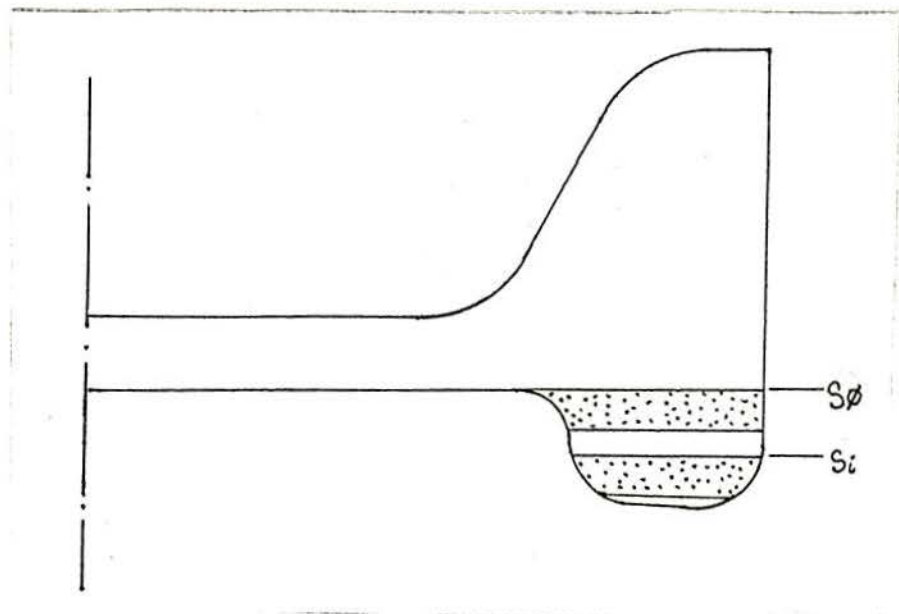


Fig.(5.4) Como o material é incompressível, o fluxo em s_0 é igual ao fluxo em s_i (16,37,38).

$$V_0 \cdot s_0 = -V \cdot s_i$$

$$V_0 = \frac{-V \cdot s_i}{s_0}$$

V_h é o valor de V_z , entre as zonas II e III e a zona IV, quando $z=h$.

Estando as zonas II e III preenchidas desde o início pela geratriz, o fluxo de material que entra para as zonas II e III deverá ser, em módulo, o mesmo que o somatório do fluxo que entra nas zonas IV e V (fig. 5.5).

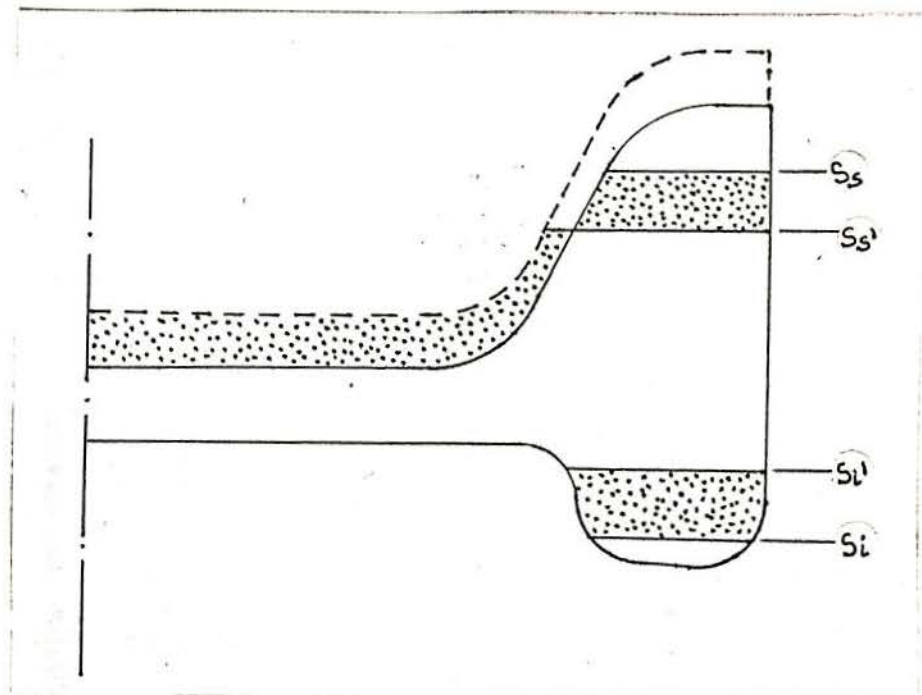


Fig.(5.5) Aqui é mostrado o balanço de massa entre as zonas II e III e as zonas IV e V.

$$(2 \cdot \Pi \cdot R_c \cdot h) \cdot V_{rc} = V_h \cdot s_h + V_0 \cdot s_0$$

$$V_h = \frac{(2 \cdot R_c \cdot h) \cdot V_{rc} - V_0 \cdot s_0}{s_h}$$

Para determinar V_r na zona II parte-se da idéia de que a quantidade de material que entra para a zona II deve sair pelas zonas III e IV.

$$V_{rc} \cdot (2 \cdot \Pi \cdot C \cdot h) = V_h \cdot \Pi \cdot (r^2 - C^2) + V_r \cdot (2 \cdot \Pi \cdot r \cdot h)$$

$$V_r = \frac{2 \cdot V_{rc} \cdot C \cdot h - V_h \cdot (r^2 - C^2)}{2 \cdot r \cdot h}$$

Dado que o somatório das velocidades de deformação é igual a zero, podemos determinar V_z (8,37,40,43).

$$\dot{\epsilon}_{rr} + \dot{\epsilon}_{\theta\theta} + \dot{\epsilon}_{zz} = 0$$

$$\frac{\partial V_r}{\partial r} + \frac{V_r}{r} + \frac{\partial V_z}{\partial z} = 0$$

$$\left[-\frac{V_{rc} \cdot C}{r^2} - \frac{V_h + V_h \cdot C^2}{2 \cdot 2 \cdot r \cdot h} \right] + \left[\frac{V_{rc} \cdot C - V_h}{r^2} - \frac{V_h \cdot C^2}{2 \cdot h \cdot 2 \cdot r \cdot h} \right] + \frac{\partial V_z}{\partial z} = 0$$

Resolvendo esta equação diferencial

$$V_z = (V_h / h) \cdot z + B$$

Aplicando as condições de contorno determina-se o valor de B .

$$V_z = V_h \Rightarrow z = h$$

$$V_z = 0 \Rightarrow z = 0$$

$$\text{Portanto } B = 0$$

$$V_z = (V_h / h) \cdot z$$

ZONA III

Todo material que entra na zona III é proveniente da II.

Considerando-se um anel da zona III, com altura h , raio interno D e raio externo r ($D < r \leq e$), pode-se afirmar que a mesma quantidade de material que cruza a fronteira II/III, deverá abandonar este anel, subindo para a zona IV, descendo para a zona V ou indo para o restante da zona III. Ou seja:

$$VRD.(2.\pi.D.h) = Vh.(2.\pi.(r^2-D^2)) - Vo.(2.\pi.(r^2-D^2)) + Vr.(2.\pi.r.h)$$

Sabendo-se que $\dot{\epsilon}_{rr} + \dot{\epsilon}_{\theta\theta} + \dot{\epsilon}_{zz} = 0$ pode-se determinar o valor de $Vz(8,37,40,43)$.

$$\frac{\partial Vr}{\partial r} + \frac{Vr}{r} + \frac{\partial Vz}{\partial z} = 0$$

$$\frac{-Vh}{h} + \frac{Vo}{h} + \frac{\partial Vz}{\partial z} = 0$$

$$Vz = (1/h).(Vh - Vo).z + B$$

Aplicando as condições de contorno.

$$z = 0 \Rightarrow Vz = Vo$$

$$z = h \Rightarrow Vz = Vh$$

$$Vz = (1/h).(Vh - Vo).z + Vo$$

ZONA IV

ρ é a distância do centro até a parede interna da matriz, para um dado z .

O fluxo de material que cruza uma superfície ortogonal ao eixo z e que se localiza na zona IV é igual ao fluxo de material através de sh .

$$V_h \cdot sh = V_z \cdot (\pi \cdot (E^2 - D^2)) - V_s \cdot (\pi \cdot (\rho^2 - C^2))$$

$$V_z = \frac{V_h \cdot sh + V_s \cdot (\pi \cdot (\rho^2 - C^2))}{\pi \cdot (E^2 - D^2)}$$

Para o cálculo de V_r usa-se:

$$\dot{\xi}_{rr} + \dot{\xi}_{\theta\theta} + \dot{\xi}_{zz} = 0$$

$$\frac{\partial V_r}{\partial r} + \frac{V_r}{r} + \frac{\partial V_z}{\partial z} = 0$$

$$\frac{\partial V_z}{\partial z} = K$$

$$V_r = -\frac{1}{2 \cdot B \cdot r} - \frac{K \cdot r}{2}$$

Substituindo as condições de contorno

$$r = 9 \Rightarrow V_r = 0$$

$$B = -1/(81 \cdot K)$$

$$V_r = \frac{81 \cdot K}{2 \cdot r} - \frac{K \cdot r}{2}$$

$$\frac{\partial V_z}{\partial z} = \frac{\Pi \cdot (E^2 - \rho^2) \cdot (-2 \cdot V_z \cdot \Pi \cdot \rho \cdot \rho') - (V_h \cdot sh - V_s \cdot \Pi \cdot (\rho^2 - C^2)) \cdot (-2 \cdot \Pi \cdot \rho \cdot \rho')}{(\Pi \cdot (E^2 - \rho^2))^2}$$

ZONA V

ρ é a distância do centro até a parede interna da matriz para um determinado z .

w é a distância do centro até a parede externa da matriz para um determinado z .

A vazão através de uma seção horizontal na zona V deverá ser, em módulo, igual à vazão na fronteira III/V.

$$V_o \cdot s_o = V_z \cdot (\Pi \cdot (w^2 - \rho^2))$$

$$V_z = \frac{V_o \cdot s_o}{\Pi \cdot (w^2 - \rho^2)}$$

Para um material incompressível (8,37,40,43)

$$\xi_{rr} + \xi_{\theta\theta} + \xi_{zz} = 0$$

$$\frac{\partial V_r}{\partial r} + \frac{V_r}{r} + \frac{\partial V_z}{\partial z} = 0$$

$$\frac{\partial V_z}{\partial z} = \frac{2 \cdot \Pi \cdot V_o \cdot s_o \cdot (w \cdot w' - \rho \cdot \rho')}{(\Pi \cdot (w^2 - \rho^2))^2} = k$$

$$V_r = \frac{1}{2 \cdot B \cdot r} \cdot \frac{k \cdot r}{2}$$

Aplicando as condições de contorno:

para $z \geq -0,6$

$$V_r = 0 \Rightarrow r = E$$

$$B = -1 / (E^2 \cdot k)$$

para $z < -0,6$

$$V_r = 0 \Rightarrow r = (E+D)/2$$

$$B = -4 / (k \cdot (E+D)^2)$$

5.3 Cálculo de Força

As equações utilizadas para calcular a força de forjamento consideraram apenas a potência ideal de deformação, desprezando a potência de atrito. Por este motivo espera-se que a força necessária para o forjamento seja um pouco maior que a calculada.

Sabendo-se que,

$$\text{Força} = \frac{\text{Trabalho}}{\text{velocidade} \times \text{tempo}}$$

Tendo-se a velocidade da prensa (v_s) e o deslocamento, com estes dados, calcula-se o tempo.

$$\text{tempo} = \text{deslocamento} / \text{velocidade}$$

Para calcular o trabalho sabe-se que,

$$\text{trabalho} = k_f \times \varepsilon \times \text{volume}$$

Sabendo-se o volume do elemento e o k_f do material, falta calcular ε , que é a deformação equivalente.

$$\varepsilon_{rr} = \ln (r/r_0)$$

$$\varepsilon_{\theta\theta} = \ln (p/p_0)$$

$$\varepsilon_{zz} = \ln (z/z_0)$$

$$\varepsilon = \sqrt{0.5 * (\varepsilon_{rr}^2 + \varepsilon_{\theta\theta}^2 + \varepsilon_{zz}^2)}$$

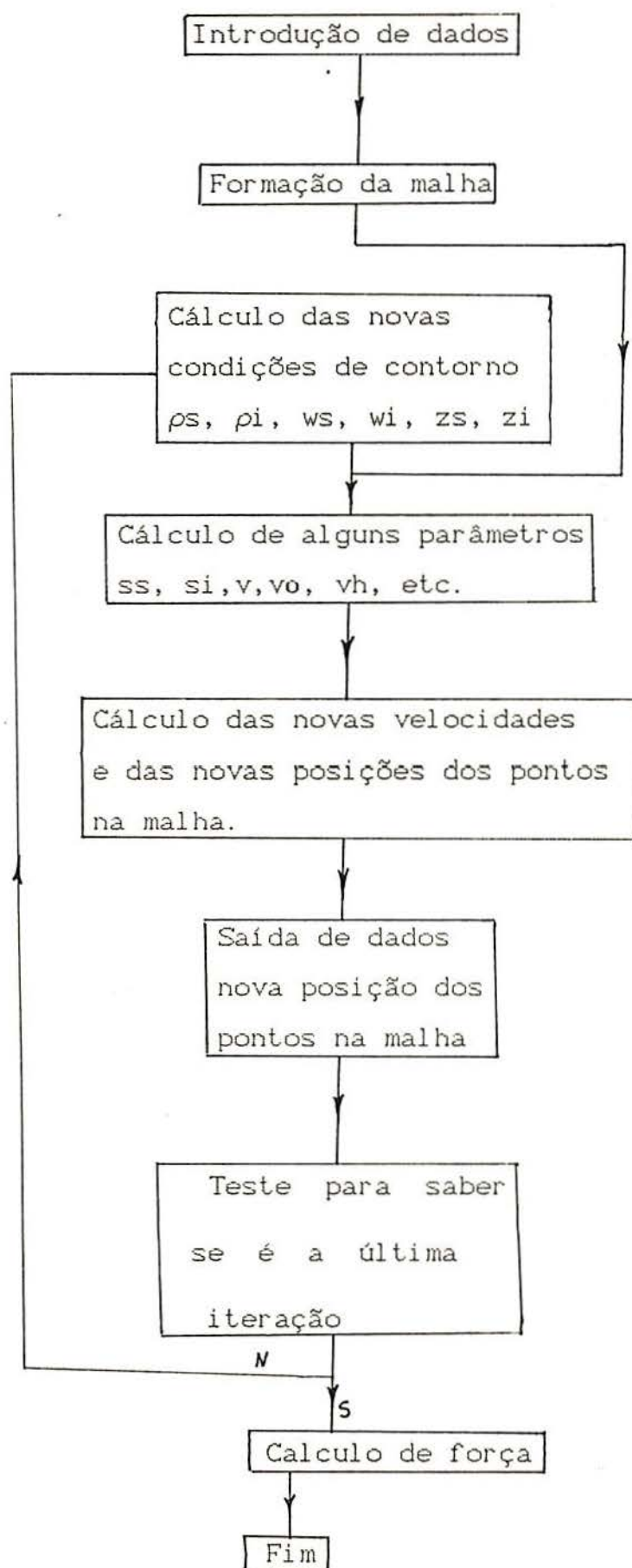
O trabalho total de forjamento é o somatório do trabalho de todos os elementos da malha.

O resultado obtido através destes cálculos foi de, aproximadamente, 36 toneladas.

5.4 Programa

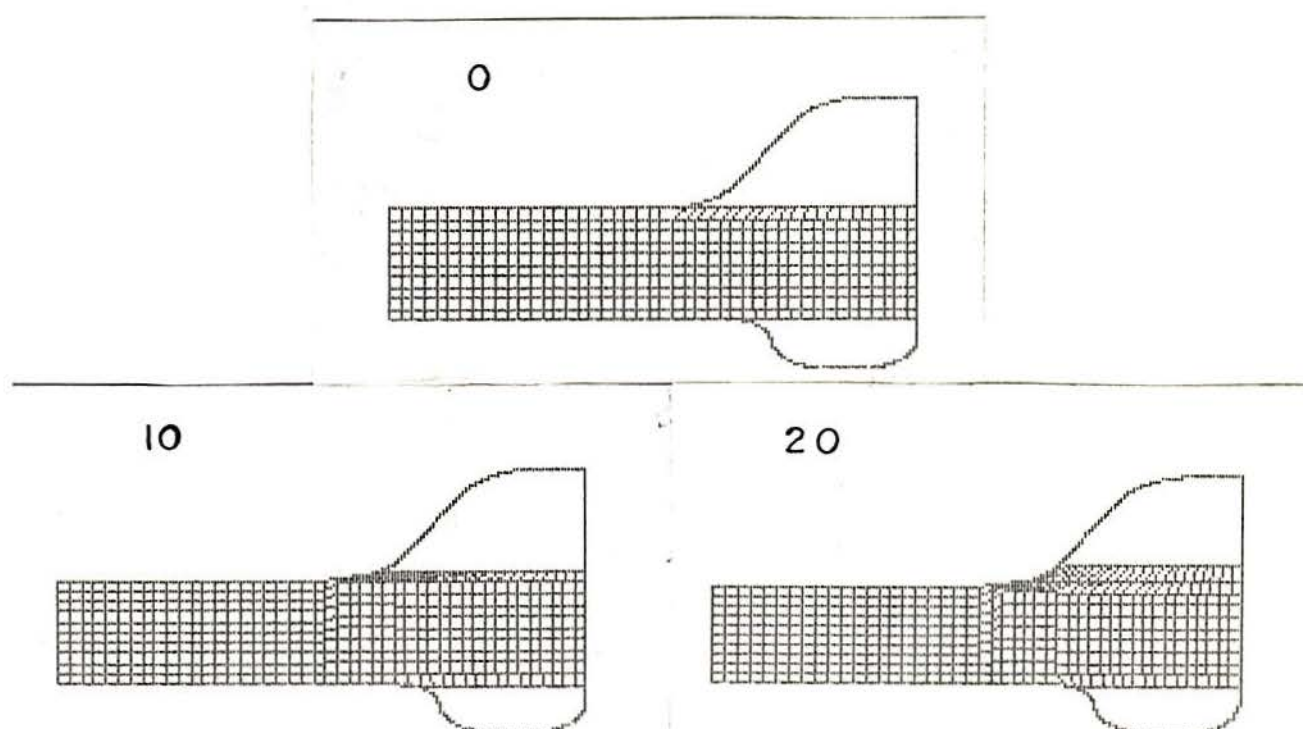
Os cálculos do campo de velocidade são iterativos, por isto, necessitam de uma grande quantidade de operações, que se repetem. A solução de problemas com estas características é muito facilitada com o uso do computador. Por este motivo, foi criado, especialmente para este trabalho, um programa na linguagem BASIC. Este programa divide a geratriz em uma malha de pontos e, a cada iteração, recalcula a nova posição destes pontos. Uma iteração corresponde a uma parcela do tempo do forjamento.

O fluxograma, do programa desenvolvido para este caso, está exposto abaixo.

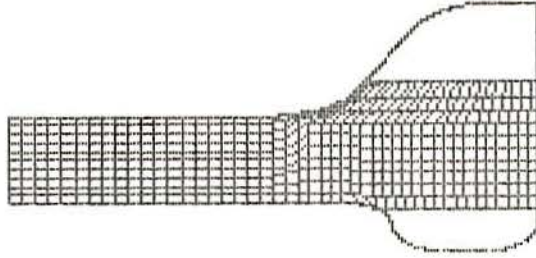


A saída de dados do programa é uma malha que representa a posição dos pontos, em um determinado instante, de uma seção radial da peça. A seqüência de imagens produzidas pelo computador representa o deslocamento de pontos do material durante o forjamento (fig.5.6). E, finalmente, faz o cálculo da força de forjamento.

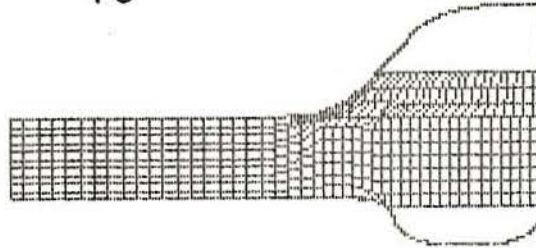
O programa utilizado para fazer esta simulação tem como defeito o fato de ser muito restrito à geometria da peça (o que não acontece para as equações utilizadas por este, as quais, não são restritas à geometria da peça). Para pequenas alterações na forma da peça são exigidas grandes modificações no programa. Neste trabalho, o programa foi desenvolvido como uma ferramenta para testar as equações, sem a intenção de se tornar um software de uso geral.



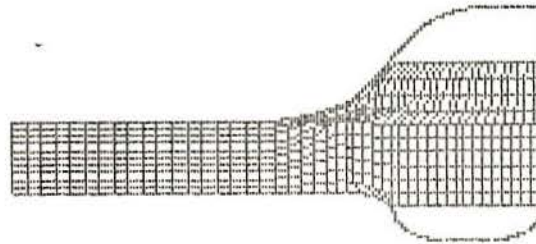
30



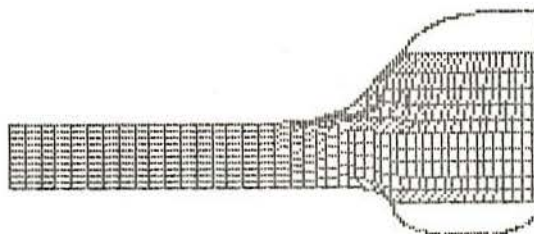
40



50



60



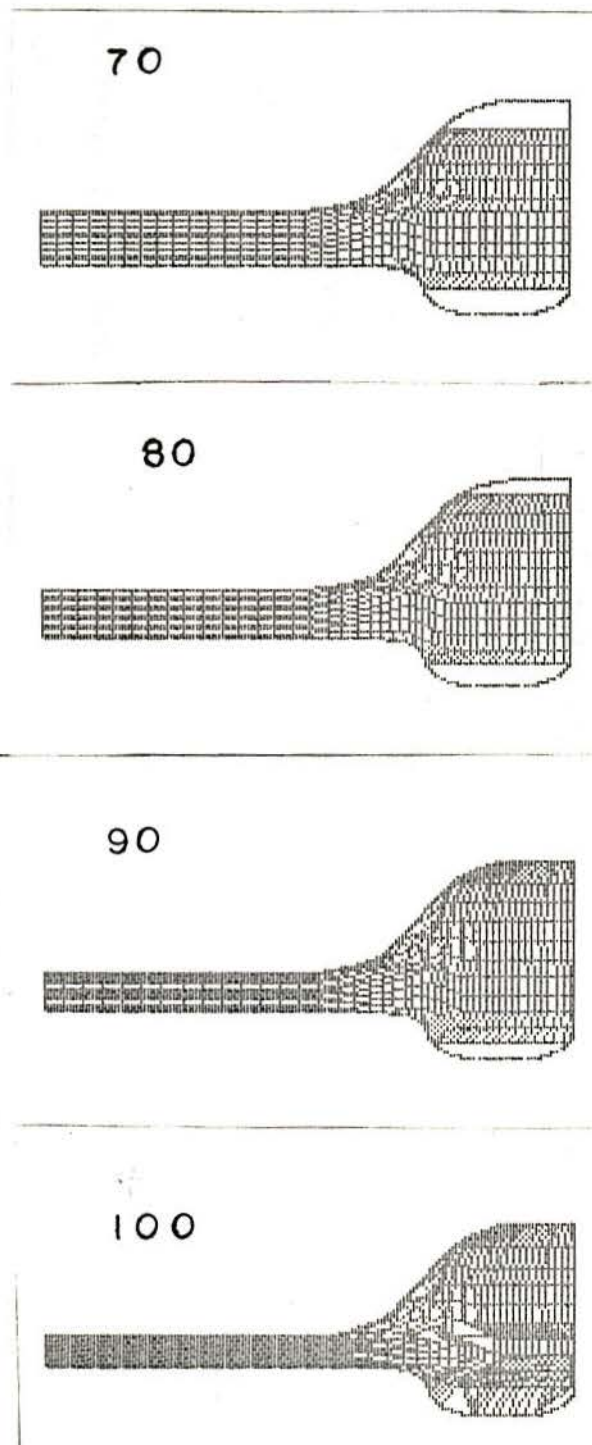


Fig.(5.6) As figuras mostram a simulação do forjamento, desde a geratriz até a forma final.

6. EXPERIMENTOS REALIZADOS

6.1 Ensaio Mecânicos

Devido à grande variação nas propriedades do Ti cp, com pequenas mudanças nas impurezas presentes, resolveu-se fazer ensaios com algumas amostras do material que possuíamos e comparar com os resultados da literatura.

Foi feito um ensaio de compressão com o material fornecido pela Fundação de Tecnologia Industrial, o qual, foi usado para o forjamento da arruela. Este teste é mostrado na figura (6.2), onde é comparado com um teste com pequena elevação de temperatura. Esta amostra era de um material bruto de fusão.

No ensaio de compressão, a tensão foi levemente inferior aos dados teóricos, cerca de 25%. Esta é uma variação bastante aceitável para o Ti.

O gráfico da figura 3.14 mostra que, com um pequeno aumento de temperatura, ocorre uma sensível redução nas tensões. Este dado é muito interessante na escolha do processo de forjamento.

Devido a importância destas informações, foi

feito um ensaio de compressão à temperatura de 200°C , para determinar o comportamento do titânio durante o escoamento em temperatura levemente superior a ambiente. Esta temperatura foi escolhida porque nela inicia um patamar onde a redução da tensão com o aumento da temperatura começa a ser menor.

Foram utilizados corpos de prova com dimensões iniciais de 9mm de altura e diâmetro de 3mm. O ensaio de compressão foi realizado na prensa Kratos, que possui um mostrador que fornece a força e, com um relógio comparador, foram medidos os deslocamentos. Para obter-se a temperatura de 200°C constante, durante o ensaio, foi utilizado um dispositivo (fig.6.1) que, com sua massa, garante a inércia térmica para o experimento. O corpo de prova é colocado dentro do dispositivo e levado ao forno, quando a temperatura estabiliza, retira-se o dispositivo do forno, coloca-se na prensa e realiza-se o ensaio com o corpo de prova dentro.

O ensaio a 200°C foi comparado com um ensaio à temperatura ambiente, realizado nas mesmas condições.

A figura (6.2) mostra as curvas tensão x deformação do ensaio (linha contínua), à temperatura ambiente e a 200°C , comparando também com a literatura (linha tracejada).

Dado que, as propriedades do Ti variam muito rapidamente com as impurezas (22) e que o material usado nos testes era bruto de fusão, é aceitável a diferença entre os resultados da literatura e o dos testes realizados. Quando se trabalha com amostras de Ti, de procedências diferentes, é comum obter-se uma grande variação nas propriedades mecânicas.

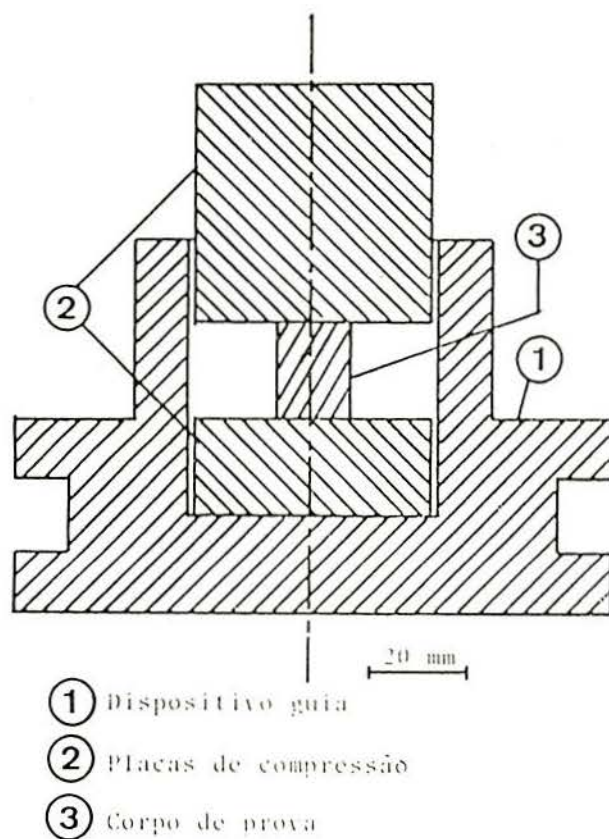


Fig.(6.1) Dispositivo móvel para realização dos testes de compressão.

Para comparação, foram feitos outros ensaios nas mesmas condições, porém, à temperatura ambiente. O resultado destes testes é apresentado na figura (6.2). De acordo com o esperado, com a elevação da temperatura para 200°C , ocorreu uma sensível redução na tensão.

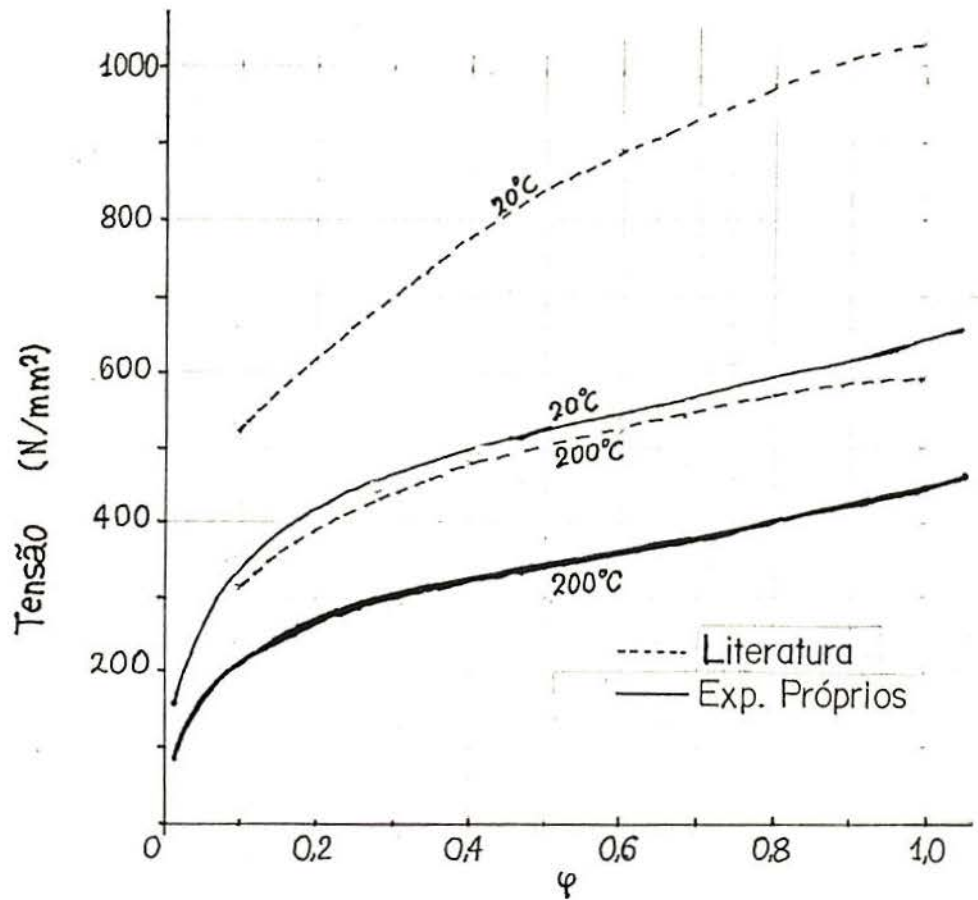


Fig.(6.2) Curva tensão deformação do Ti cp a temperatura ambiente e a 200°C.

6.2 Forjamento da Arruela

6.2.1 Matriz de Forjamento

A matriz construída para o teste prático é uma matriz fechada, projetada para forjamento sem rebarba. Ela é constituída por dois blocos e três insertos (Fig.6.3).

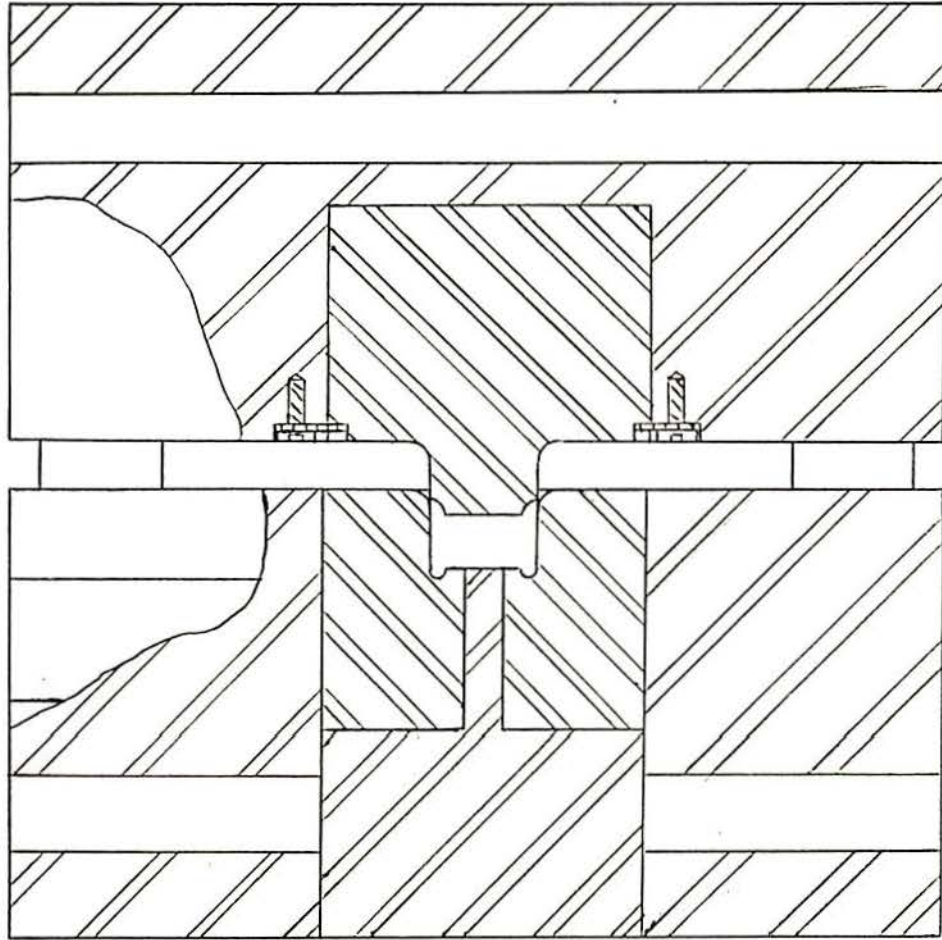


Fig.(6.3)Esquema do ferramental

Os inserts são feitos em aço para trabalho a frio (VC131). É nos inserts que se encontram os negativos das gravuras, são eles que suportam as tensões do forjamento.

O inserto superior é um punção, onde está gravado o formato do lado de cima da peça. Ele está fixado ao bloco superior da matriz e, durante o forjamento, corre por dentro do inserto central.

O inserto central tem uma cavidade correspondente à gravura da superfície inferior da peça. Ele é vazado na parte de baixo para permitir a passagem de um pino extrator. Este inserto não é fixado, apenas, guiado pelo bloco inferior. Isto serve para permitir sua fácil manipulação durante a extração da peça.

O inserto inferior serve para obstruir o furo do inserto central durante o forjamento.

Para os blocos, não há necessidade de um aço especial. Foi usado SAE 1020 porque eles não recebem grandes tensões. Os blocos servem para fixar a matriz na prensa e guiar os insertos.

As vantagens do uso de insertos, ao invés de um bloco maciço, são as seguintes:

- Uso de menor quantidade de aço especial;
- Versatilidade, com a troca de insertos é possível usar os blocos para forjar outras peças;
- Em caso de desgaste ou quebra, é necessário recuperar apenas o inserto.

6.2.2 Procedimento

O forjamento da peça ocorreu, a 200°C , em uma prensa com capacidade para 40 toneladas. Como lubrificante, foi usado uma graxa à base de bissulfeto de molibidênio.

Para o aquecimento, a geratriz foi colocada

dentro da cavidade do inserto e levada para o forno .Quando atingiu a temperatura de 200°C o conjunto, inserto / geratriz, foi retirado do forno, colocado na prensa e forjado. Como se tratava de um lote pequeno de peças, foi adotada esta simplificação no ferramental e, conseqüentemente, no procedimento para aquecer a matriz. O ideal seria equipar a matriz com resistores de aquecimento e revesti-la com isolantes térmicos para atingir e manter a temperatura de forjamento na matriz. Somente a geratriz deveria ser aquecida no forno. Esta simplificação não causa prejuízo aos resultados dos testes, a inércia térmica do inserto é suficiente para manter a peça na temperatura. O efeito negativo é a fadiga térmica provocada no inserto, pelos ciclos de aquecimento e resfriamento. Isto reduz a sua vida útil.

Estando a geratriz devidamente posicionada na matriz, dentro do inserto central, aciona-se a prensa. No seu caminho de descida o punção força o material da geratriz a preencher a cavidade. Quando o punção chega ao final do seu curso a peça está forjada, então, aciona-se a subida da prensa. Devido ao retorno elástico a peça fica presa ao inserto central. Para extraí-la retira-se o inserto central do bloco e, com um pino, força-se a peça para fora.

Para o forjamento foi necessária toda a capacidade da prensa.

Foi feita uma estimativa aproximada da força necessária para extrair a peça da matriz. A análise das forças atuantes está representada abaixo (fig.6.4).

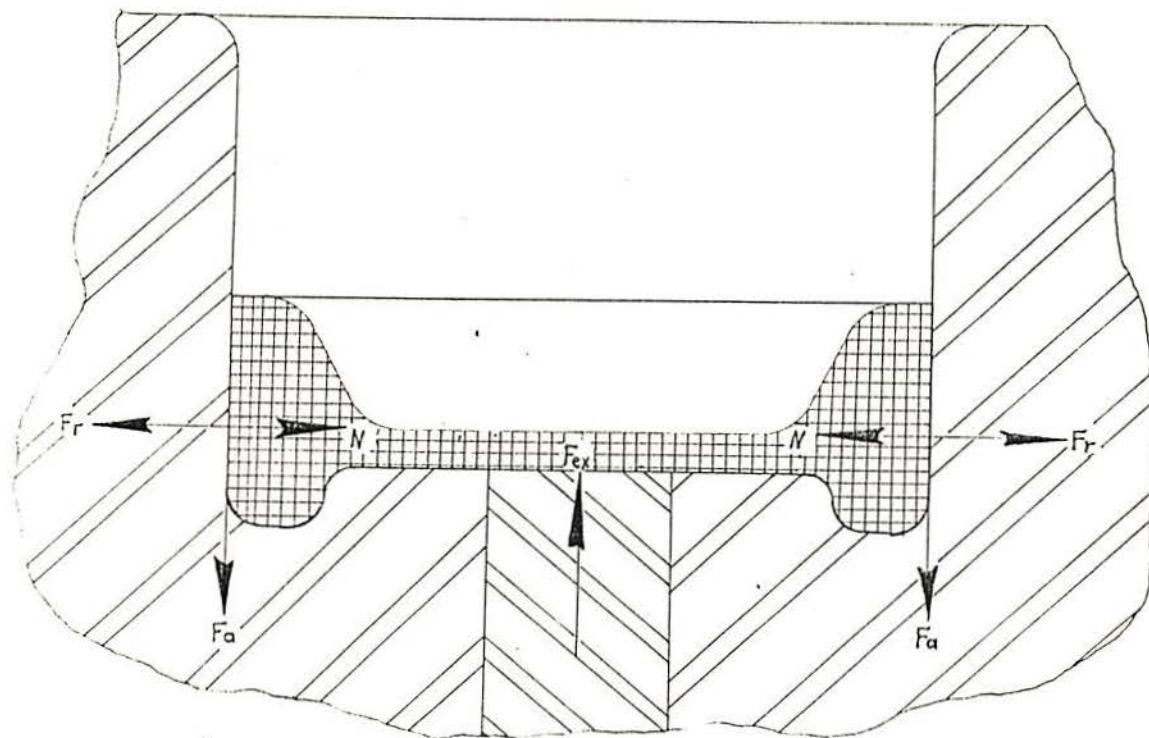


Fig.(6.4) Forças atuantes na extração:

F_a = força de atrito;

F_{ex} = força de extração;

F_r = força provocada pelo retorno elástico;

N = força normal, reação a F_r .

Dado que a peça forjada sofreu deformação plástica, certamente percorreu toda a zona elástica, por isso, consideramos o valor da força de retorno (F_r) como sendo a tensão de escoamento multiplicada pela área de contato na lateral da peça. A força normal tem mesmo módulo e sentido contrário à força de retorno. Sabe-se, da física clássica, que

$F_a = \mu \cdot N$, μ é o coeficiente de atrito. Para ocorrer a extração da peça $F_{ex} > F_a$. A partir da literatura concluímos que 0.3 é um valor possível para μ (12) . Com base neste princípio chegamos a estimativa de uma força de 24 kN. A força necessária para extrair a peça nos testes de forjamento foi por volta de 20kN a 30 kN.

Estes cálculos servem, apenas, para dar uma idéia da força de extração. Um dos fatores que este raciocínio desconsidera é a modificação das características elásticas do material com o encruamento.

6.2.3 Resultados

A qualidade da peça forjada foi abaixo do esperado, porque o punção de extração deixou marcas no fundo da peça (Fig. 6.5) e, em algumas vezes, chegou a deformar a peça durante a extração. No restante o resultado foi bom. Este problema pode ser resolvido aumentando o diâmetro do punção extrator. O diâmetro ideal é o correspondente ao centro do ressalto da borda na parte inferior da peça (Fig. 6.6). Esta alteração tem três vantagens importantes:

- Distribuir a força por uma área maior , o que resulta na redução da pressão;
- A matriz torna-se mais robusta, sem partes delgadas e, por conseqüência, mais durável;
- Qualquer marca que, por ventura, fique na peça forjada será facilmente retirada por operações de bancada.

Conforme esperado, o aquecimento a 200°C não provocou nenhum problema na peça.

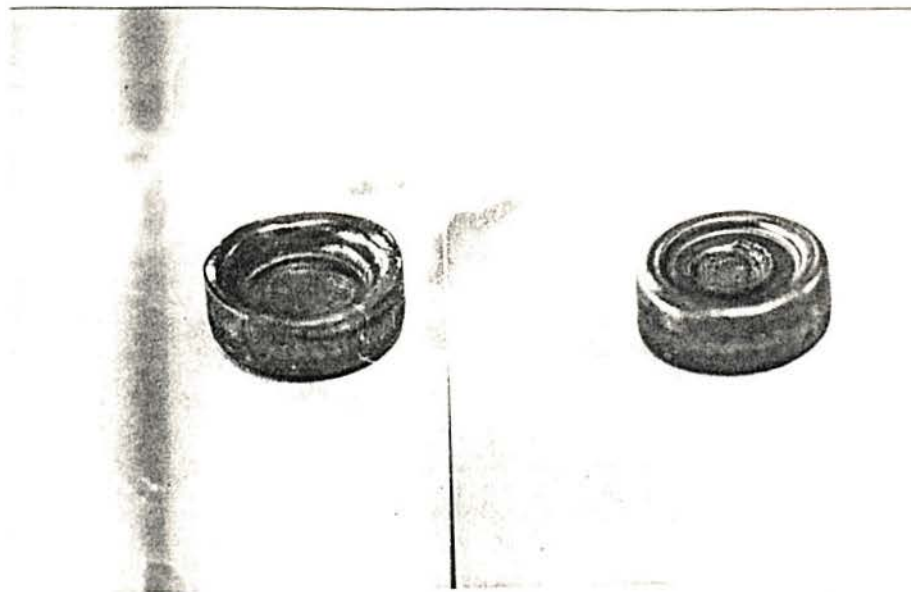


Fig.(6.5) Peça forjada. Na parte de baixo notam-se as marcas deixadas pelo extrator.

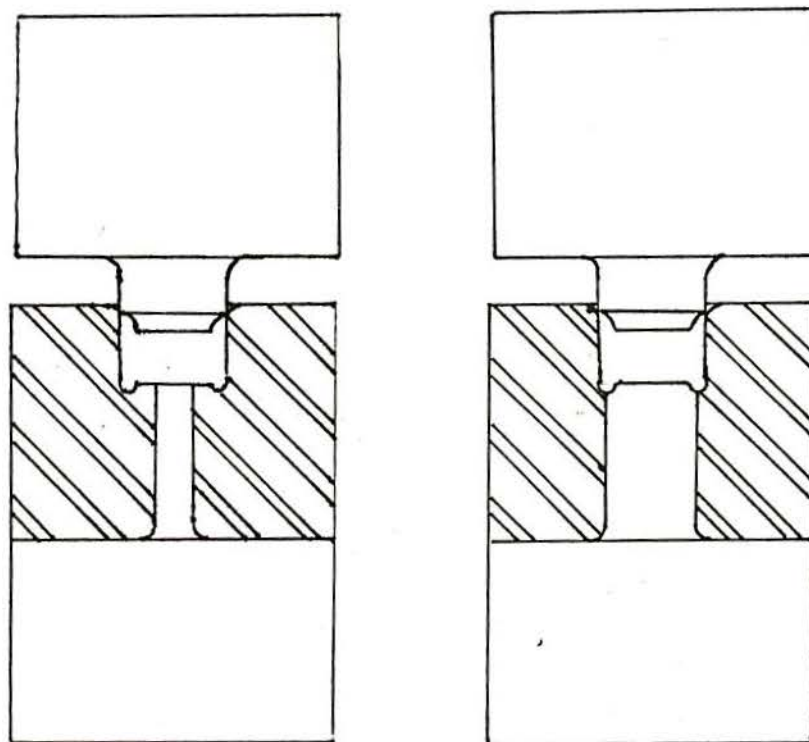


Fig.(6.6) Comparação entre o projeto antigo, a esquerda, e o novo proposto, a direita.

6.2.4 Comparando com a Simulação

A simulação feita com base na teoria Campo de Velocidades apresentou um bom resultado, mesmo para uma peça de geometria relativamente complexa. Este resultado pode ser observado comparando-se as figuras (6.7) e (6.8).

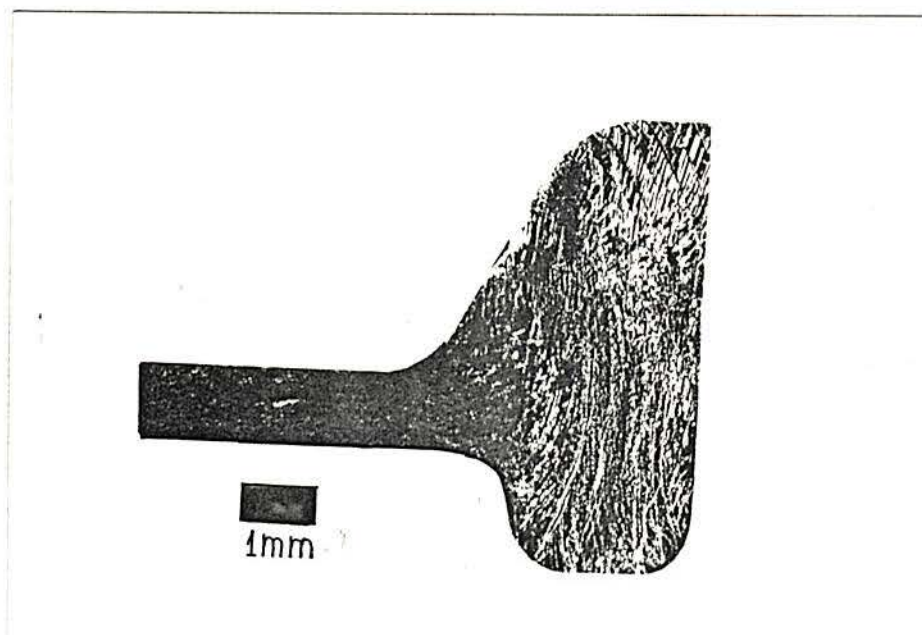


Fig.(6.7) Linhas de fluxo do material, obtidas na macrografia.

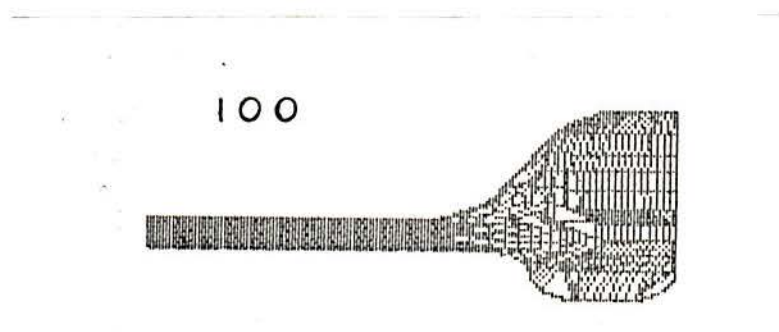


Fig.(6.8) Resultado final da simulação.

É pequena a diferença entre a simulação e o resultado prático, mostrado pela macrografia. Em parte, esta diferença decorre do uso de um campo linear que torna o resultado menos preciso, mas simplifica bastante as equações.

Também foi possível observar a veracidade da simulação durante o forjamento. Podemos ver que, assim como foi previsto pela simulação, o preenchimento ocorre inicialmente na parte superior da matriz (Figs.6.9 e 6.10).

90

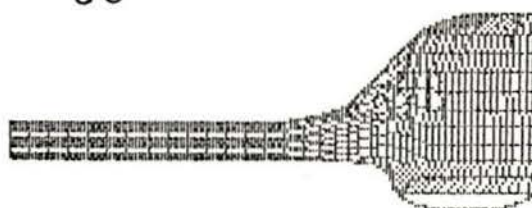


Fig.(6.9) Resultado da simulação após 90% do forjamento.



Fig.(6.10) Corte radial de uma peça semi-acabada (direita) e outra pronta (esquerda).

6.3 Metalografia

Para analisar os efeitos do material o fluxo de material foi feito uma metalografia.

Foi feita uma macrografia para revelar as linhas de fluxo do material, decorrentes do forjamento. Para isso a peça foi cortada em um plano radial, lixada, polida e atacada quimicamente. Testou-se vários tipos de ataques químicos citados na literatura, porém, sem grandes resultados. Finalmente, conseguimos resultado satisfatório com o uso de ácido fluorídrico concentrado à temperatura ambiente. A amostra deve ficar no ácido por aproximadamente 6 minutos (33). O resultado da macrografia está no item (6.2.4), onde as linhas de fluxo são comparadas com a simulação.

6.4 Testes em Cobaias

Selecionado o Titânio, como material para confecção da arruela e parafuso, desenvolveu-se testes deste material "in vivo" (Fig.6.11), usando-se como cobaia o rato

(*Rattus Norvegicus* Var *Albinus* Rodentia *Mamalia*). Eram machos com 3 meses de idade e aproximadamente 300g.

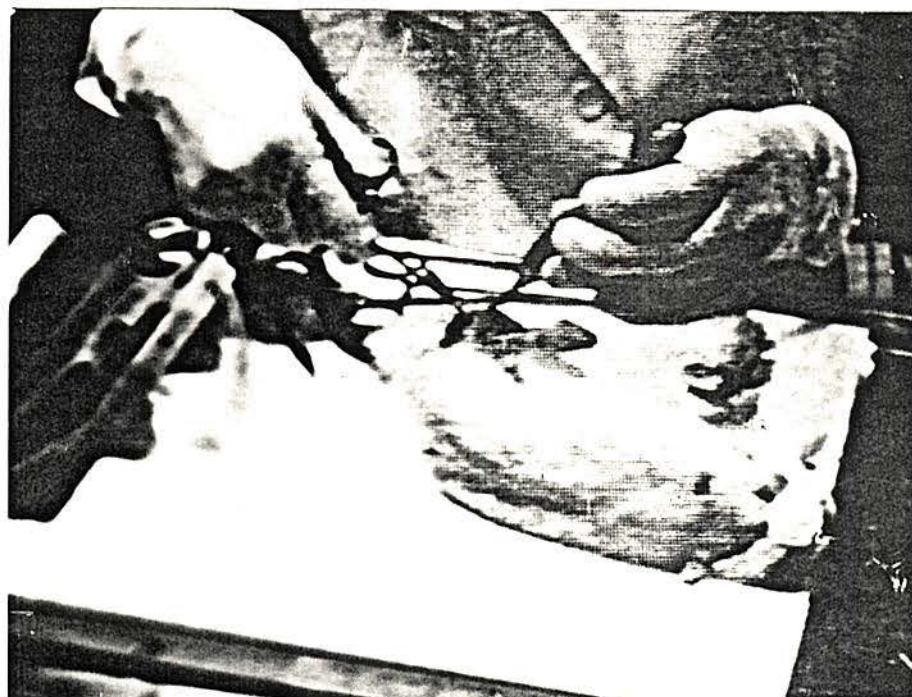


Fig.(6.11) Teste do material "in vivo".

Para este trabalho contamos com o apoio da equipe, coordenada pela Prof.Dra. Edela Puricelli, da Faculdade de Odontologia da UFRGS. A finalidade deste trabalho foi verificar o nível de aceitação do material, pelos tecidos vivos, na região de um implante.

Foi criado especialmente para estes experimentos, um implante em forma de "L" (fig.6.12). A vantagem do formato em "L" é que se consegue simular um implante, normalmente composto por duas ou mais peças, com uma única peça, de produção relativamente simples. Uma das pernas do "L" fica colocada, ortogonalmente, dentro do osso na medula (Anexo 1-fig.A1.10) e a outra sobreposta à superfície, na cortical óssea. Esta disposição permite a simulação de uma

placa, de uma arruela, da cabeça de um parafuso, ou de qualquer outra parte que se localize sobre a superfície do osso e do seu meio de fixação, como um parafuso, pino ou similar. Este implante foi feito no LTM por usinagem.

Devido ao tamanho da cobaia, escolheu-se o fêmur, o maior osso, para colocar o implante, evitando a necessidade de um implante de minúsculas dimensões o que tornaria muito difícil sua confecção e manuseio.

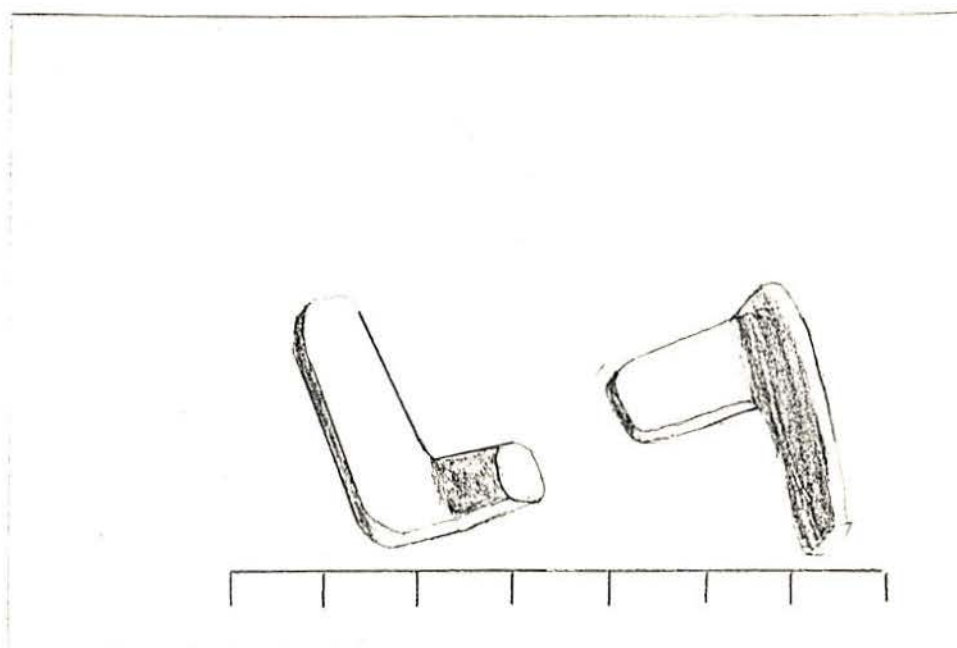


Fig.(6.12) "L" para implante em cobaia. Cada intervalo, delimitado na escala pelos traços, representa 1mm.

O trabalho foi montado da seguinte maneira: estipulou-se dois grupos distintos de cobaias. Um grupo recebeu implantes de titânio comercial puro e o segundo, o grupo de controle, passa pelos mesmos passos da cirurgia do primeiro, porém, não recebe nenhum implante. O grupo de controle serve como base de comparação. Também foram

estipulados períodos para a remoção e análise dos implantes e dos tecidos ao seu redor, estes períodos foram de 15, 30, 45 e 60 dias após o implante. Cada grupo tinha três cobaias para cada período.

O material para o exame histológico foi enviado para UFSM (Dr. N.S. Murilo). O resultado do exame foi o seguinte:

a) Cobaias com implante de Ti puro

Implantes removidos com 15 dias. No corte longitudinal do osso, o córtex de um dos lados mostra proliferação óssea trabecular subperiosteal. Na porção média desse prolongamento ósseo, o córtex aparece interrompido e a proliferação de tecido esponjoso invade o espaço e se projeta no canal medular. No endóstio do lado oposto a essa área aparece discreta proliferação óssea. Os cortes transversais mostram proliferação óssea trabecular que parte do tecido cartilaginoso do perióstio e invade o canal medular. Nessa área não há tecido ósseo compacto.

Implantes removidos com 30 dias. Corte transversal de metáfase mostrando canal medular atravessado por trabéculas ósseas interligadas, contendo tecido medular, entre elas.

Implantes removidos com 45 dias. Corte transversal do tecido ósseo com discretas trabéculas que partem do endóstio para o canal medular.

Implantes removidos com 60 dias. Corte longitudinal do tecido ósseo cortical mostrando proliferação

de largas trabéculas ósseas, que partem do endóstio para o canal medular.

b) Cobaias controle

Amostras removidas com 15 dias. Corte transversal de tecido ósseo cortical mostrando intensa proliferação de osso trabecular subperiosteal, associada à proliferação de tecido cartilaginoso que se continua por tecido fibroso que invade a medula, através de solução de continuidade do osso compacto. No canal medular há formação de osso trabecular. Alguns cortes mostram o canal medular totalmente preenchido por tecido fibroso, cartilaginoso e ósseo.

Amostras removidas com 30, 45, e 60 dias. Os cortes mostram discretas proliferações de trabéculas ósseas em direção ao canal medular.

O procedimento da cirurgia é mostrado no Anexo 1.

7 CONCLUSÕES

A simulação feita com base na Método do Limite Superior apresentou um bom resultado, mesmo para uma peça de geometria relativamente complexa. A diferença foi na ordem de 10%.

É grande a semelhança entre a simulação de fluxo de material e o resultado prático, mostrado pela macrografia.

Também foi possível observar a veracidade da simulação durante o forjamento. Assim como foi previsto pela simulação, o preenchimento ocorre inicialmente na parte superior da matriz.

O programa utilizado para fazer esta simulação tem como defeito o fato de ser muito restrito à geometria da peça.

A qualidade da peça forjada teria sido boa se não fosse as marcas provocadas pelo pino extrator.

Os testes em cobaias revelaram que ocorreu maior calcificação nas cobais com os implantes de titânio do que nas do grupo de controle.

O titânio é um bom material para implantes e próteses ósseas.

8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Fazer um programa mais amplo baseado nas equações do Método do Limite Superior.

- Pesquisar lubrificantes para o forjamento do Ti.

- Testar outras matérias, como o Ni, TiNi, TiAlFe, etc.

A N E X O I

Procedimento

Cirurgia de implante

- Anestesia da cobáia com éter;
- Remoção dos pêlos, tricotomia;
- Incisão na pele com bisturi(Fig.A1.1);
- Divulção dos tecidos, separação da pele do músculo(Fig.A1.2);
- Incisão na membrana que recobre o músculo(Fig.A1.3);
- Divulção do tecido muscular até descobrir o fêmur(Fig.A1.4, A1.5 e A1.6);
- Limpeza com soro fisiológico;
- Abertura de uma pequena canaleta no fêmur, com uma broca de baixa rotação irrigada(Fig.A1.7);
- Com o uso de formão e martelo concluir a canaleta para acoplar o implante(Fig.A1.8);
- Colocação do implante com uma das partes para dentro da canaleta e a outra sobre a superfície do osso. (No grupo de controle não há esta etapa)(Fig.A1.9 e A1.10);
- Sutura em planos, primeiro a capa muscular e, depois, a pele(Fig.A1.11).

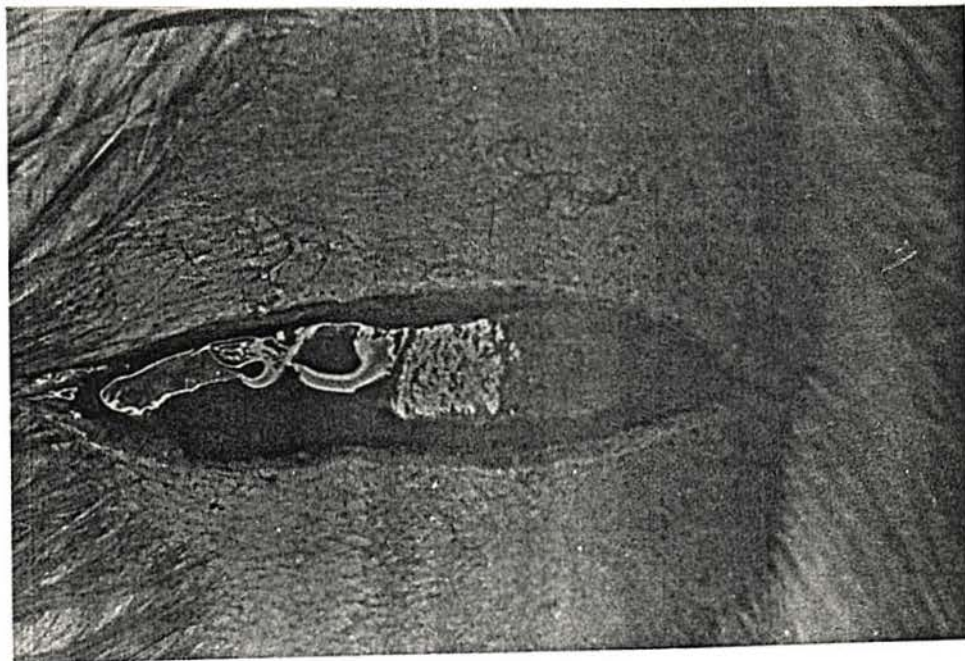


Fig. (A1.1) Incisão na pele.

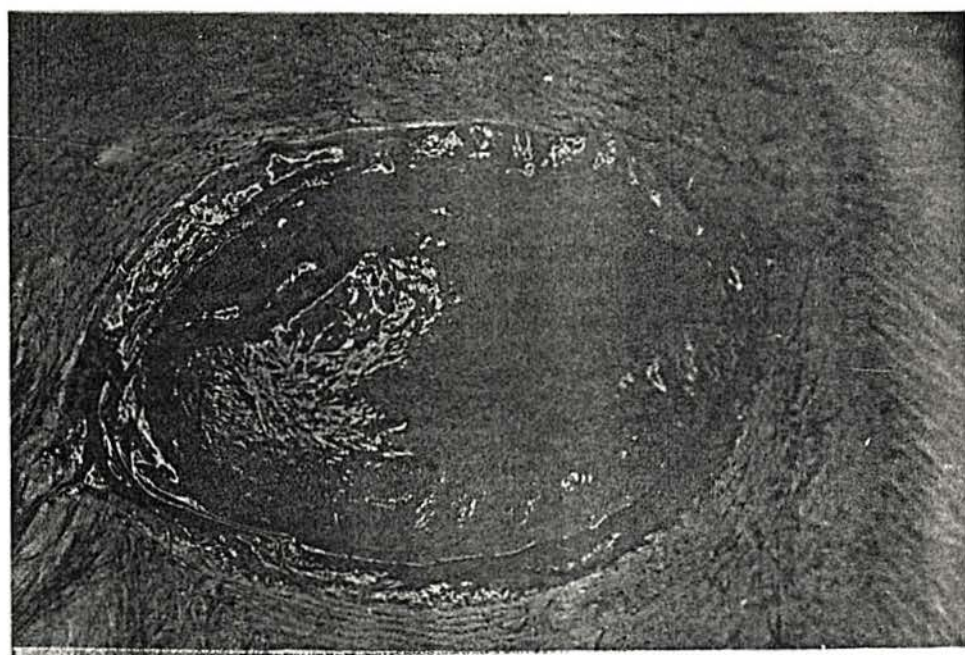


Fig. (A1.2) Divulgação dos tecidos

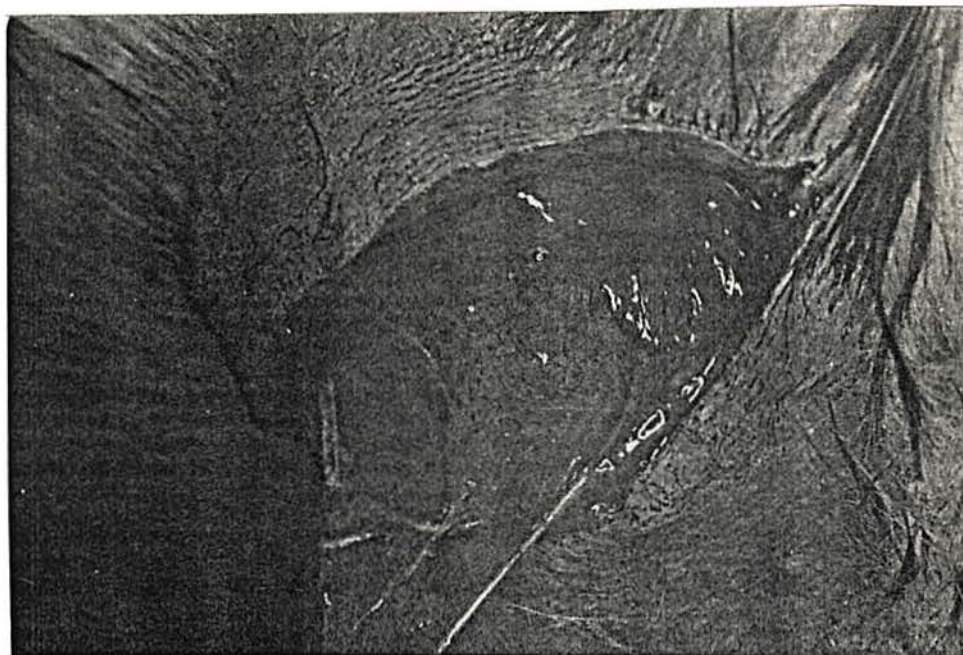


Fig. CA1.3) Incisão na membrana que recobre o músculo.

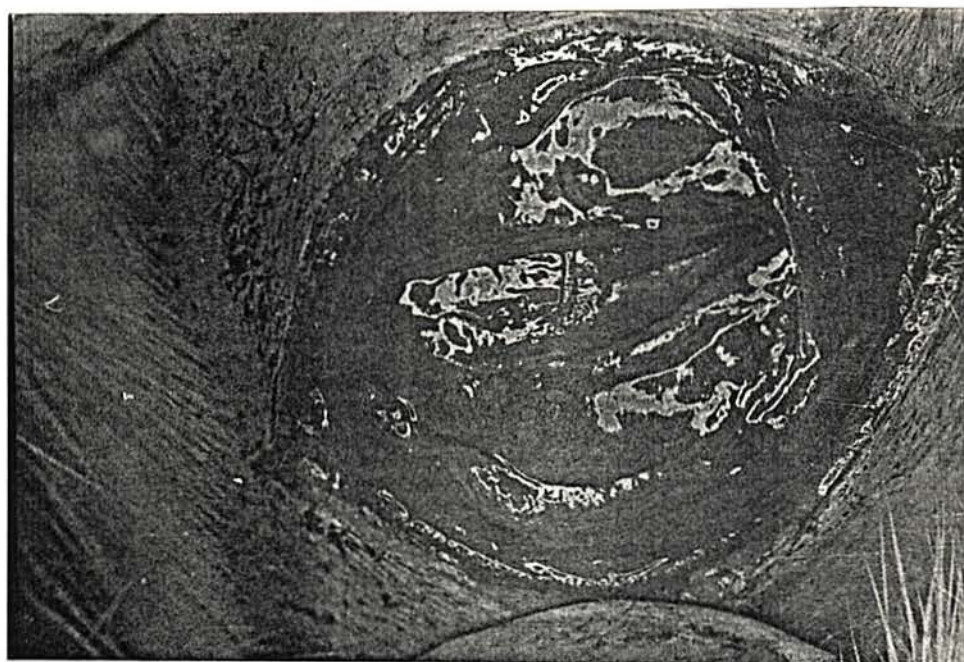


Fig. CA1.4) Divulção do tecido muscular.

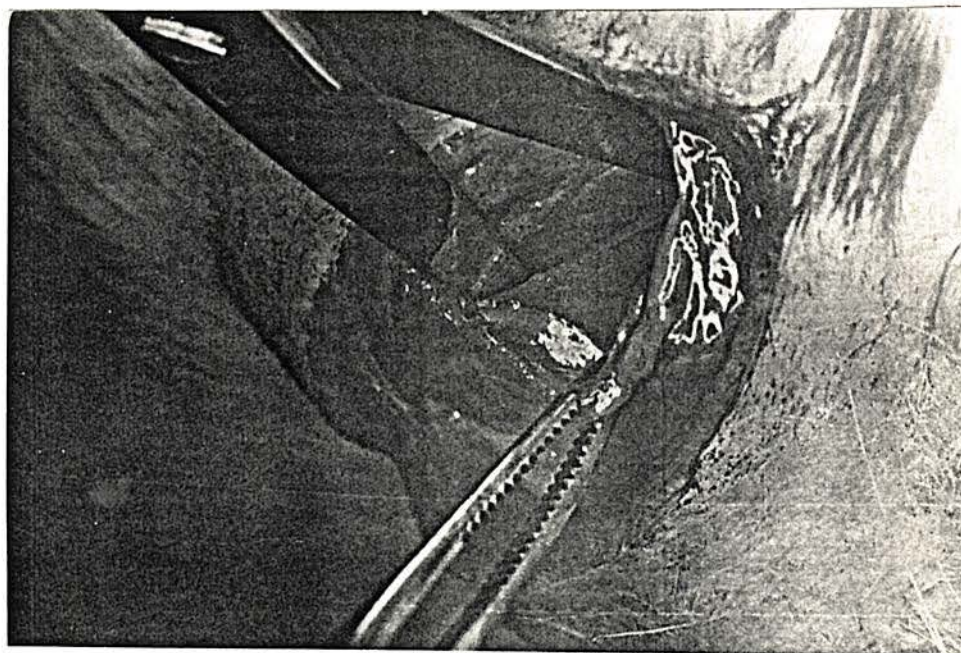


Fig.(A1.5) Divulção do tecido muscular.

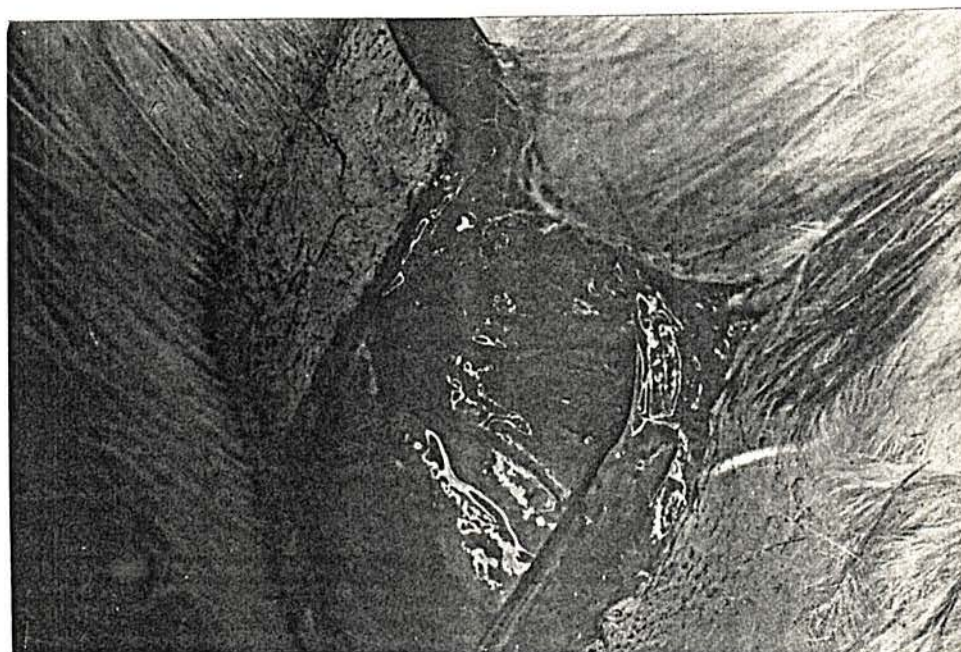


Fig.(A1.6) Divulção do tecido muscular.

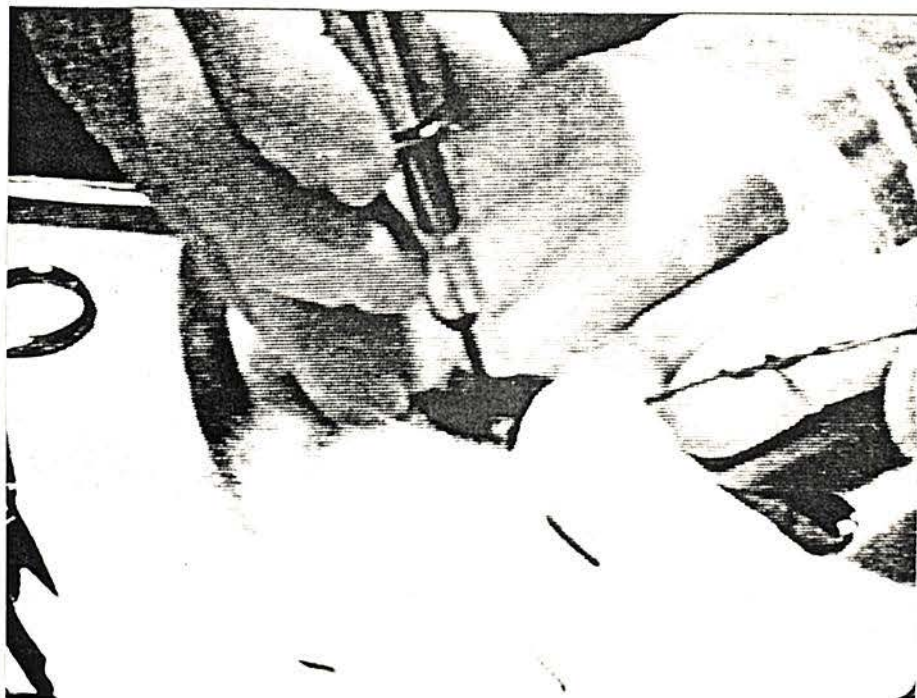


Fig.(A1.7) Abertura de uma pequena canaleta, com uma broca de baixa rotação.

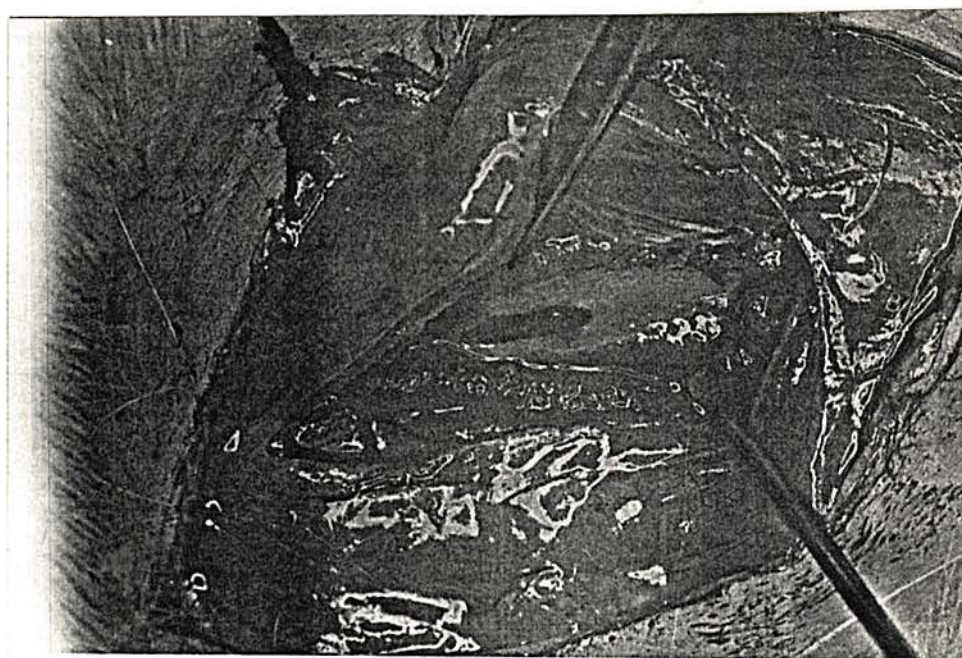


Fig.(A1.8) Canaleta para acoplar o implante.

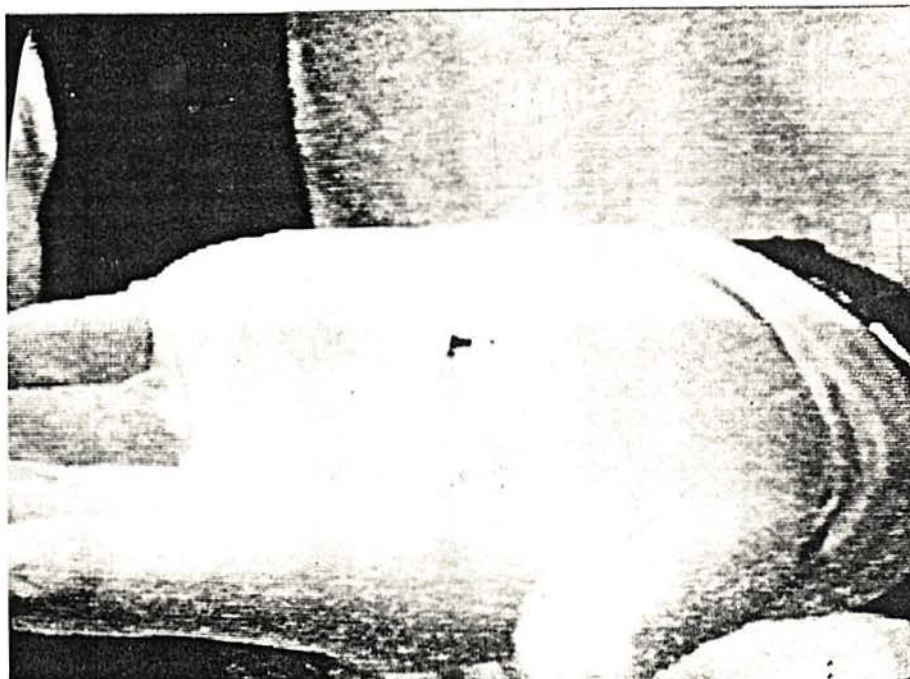


Fig.(A1.9) Na palma da mão da
cirurgiã, está o implante que será colocado.



Fig.(A1.10) Implante colocado no
fêmur da cobaia.



Fig.(A1.11) Sutura.

Cirurgia de extração

- Anestesia da cobaia com éter;
- Tricotomia;
- Incisão na pele;
- Divulção dos tecidos;
- Incisão na membrana que recobre o músculo;
- Divulção do tecido muscular;
- Remoção do implante com os tecidos a sua volta(Fig. A1.12);
- Confeção de lâminas para análise histológica(Fig. A1.13).

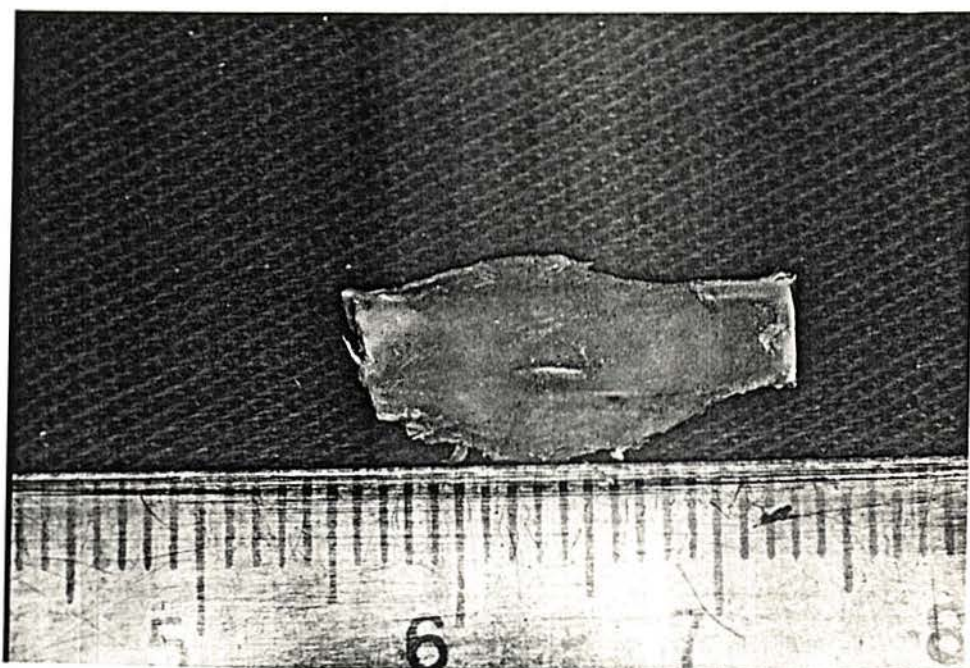


Fig. (A1.12) Remoção do implante com os tecidos próximos.

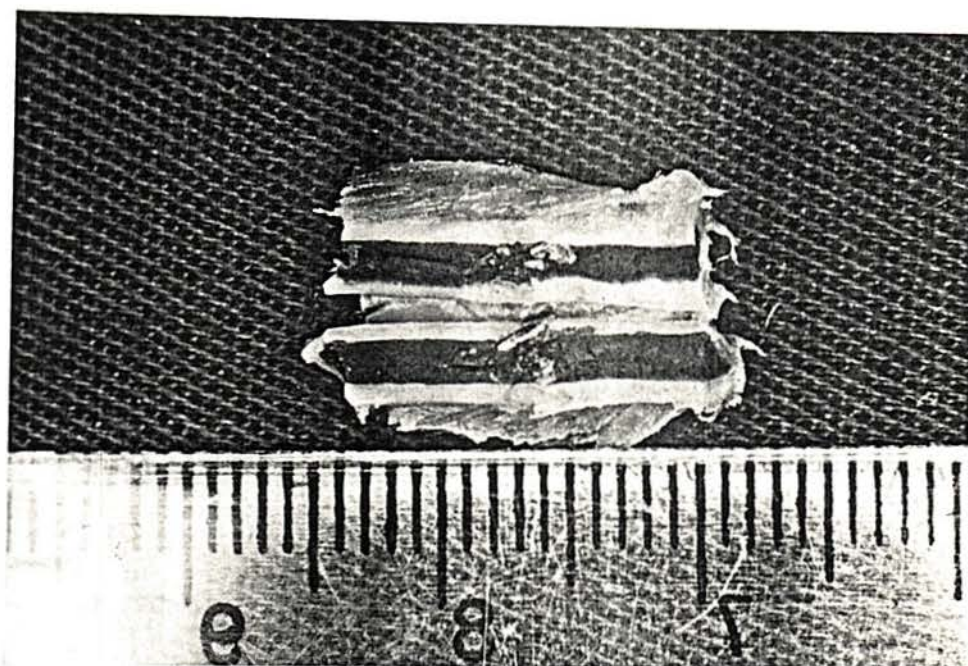


Fig. (A1.13) Corte longitudinal no fêmur da cobaia.

A N E X O I I

São os seguintes, os marcos da história do Titânio(25):

- 1798 Willian Gregor, tratando uma areia escura proveniente da região de Menacham, obteve um composto com aparência metálica ao qual denominou Meccanita ou Menaquita.

- 1793/95 Klaproth, químico alemão, analisando o minério rutilo, separou um metal ao qual batizou de Titânio, em alusão à mitologia grega, pela força elevada de coesão química que o mesmo possuía com o oxigênio. Daí por diante, foi aceito sob este nome.

- 1797 Klaproth, tratando a ilmenita, obteve o mesmo metal e constatou que a Menaquita era idêntica a Ilmenita.

- 1797 Lampadius, Berzelius e outros, trabalhavam na separação e obtenção do metal. Os compostos que obtinham eram normalmente nitretos, carbonetos com coloração metálica e extremamente duros.

- 1895 Moissan, publicou o seu trabalho sobre a redução do óxido de titânio com carbono, num forno elétrico e obtinha um produto isento de Si e Ni mas com 2% C.

- 1910 Hunter, realiza a redução do tetracloreto de titânio pelo sódio metálico, num reator de aço cilíndrico em ausência de ar, obtendo o metal puro 100%.

- 1925 Van Arkel e de Boer, estudando a decomposição térmica de haletos metálicos sob um filamento de Tungstênio metálico incandescente, obtiveram o metal Titânio da forma mais pura possível, decompondo o Iodeto de Titânio.

- 1936/40 W.J. Kroll, trabalhando nos USA, e a firma alemã Degussa, concomitantemente pesquisavam e desenvolviam o processo baseado nas experiências de Hunter, usando o magnésio ou sódio como redutores.

- 1946 W.J. Kroll, através do U.S. Bureau of Mines, completava os estudos finais de produção baseados em tecnologia mais simplificada do que a empregada por Hunter e lança as bases para a implantação de um produção industrial, em média escala, num processo de redução do $TiCl_4$ com Mg sob argônio, que levou o seu nome.

- 1946/52 O Governo norte americano, impressionado com as características do metal, incentivou a produção através de contratos de pesquisa e produção subvencionados, visualizando seu emprego nas futuras aeronaves supersônicas. Em 1952, o Titânio era pela primeira vez empregado como elemento estrutural nos aviões a jato.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ARAUJO, G. A. Forjamento a Frio de Aços Baixo Carbono. Porto Alegre: PPGEMM, 1989. 90p. Dissertação (Mestrado na Área de Engenharia Metalúrgica) Escola de Engenharia, UFRGS.
2. AVITZUR, BETZALEL; Metal forming: processes and analysis. New York: McGraw-Hill, 1968.
3. _____ . Metal forming: the application of limit analysis. New York: Marcel Dekker, 1980.
4. BANNON, B. P., MILD, E. E. Titanium alloys for biomaterial application: an overview. In, LUCKEY, H. A., KUBLI Jr., F. (Eds.) Titanium alloy in surgical implants. Philadelphia, Pa.: American Society for Testing and Materials, 1983. p. 7-15. (ASTM. STP, 796)
5. BRANEMARK, P-I. Introduction to Osseointegration. In: BRANEMARK, P-I, ZARB, G. A., ALBEKTSSON, T. (Eds.) Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Books, 1985. cap. 1, pg. 11 a 76.
6. BRAUN-ANGOTT, P., BERGER, B., An upper bound approximation for spread and pressure in flat tool forging. In: International Conference on Numerical Methods in Industrial Forming Processes, 1982 Louisiana.
7. BRÉME, J. Titanium and titanium alloys, biomaterials of preference. Mémoires et Études Scientifiques de la Revue de Métallurgie, v. 86, n° 10, p. 625-637 Octobre 1989.

8. BRICK, Robert M., PENSE, Alan W., GORDON, Robert B. Structure and properties of engineering materials. New York: McGraw Hill, 1977. Cap.10: Titanium and Zirconium; Titanium Alloys.
9. BRITO, Alberto M. G. Forjamento progressivo: processo alternativo para prensas de pequena capacidade. Porto Alegre: PPGEMM, 1989. 161p. Dissertação (Mestrado em Engenharia)-Escola de Engenharia, UFRGS.
10. BRUNSKI, J. B. et al Investigation of surfaces of retrieved endosseous dental implants of commercially pure titanium. In LUCKEY, H.A., KUBLI Jr., f.(Eds.). Titanium alloys in surgical implants. Philadelphia, Pa.: American Society for Testing and Materials, 1983 p.189-205 (ASTM. STP, 796).
11. BURTE, H. M., EYLON, D. Compatibility of energy and aerospace interests in titanium. Journal of Metals, v.34, n.1 p.20-22, Jan.1982.
12. CHIAVERINI V. Tecnologia mecânica. 2 ed. São Paulo: McGraw Hill, 1986. v.2: Processo de fabricação e tratamento, p.33.
13. DONACHIE, J.R., MATTHEW, J. Titanium: a Technical Guide. Metals Park, Ohio: American Society for Metals, 1988. 469p.
14. FARTHING, T. W. Applications of Titanium and Titanium Alloys. In LUTJERING, G., ZWICKER, U., BUNK, W. (Eds.) Titanium science and technology. Munich: Deutsche Gesellschaft für Metallkunde, 1985. v.1 p.39-55.
15. FERRARESI, D; Usinagem dos metais. São Paulo Edgard Blucher, 1970. v.1: Fundamentos.
16. O HOMEM Feito Pelo Homem, Globo Ciência Rio de Janeiro, p.55-62, set.1991.
17. IPE acaba com o escandalo das próteses ZERO HORA, 15 de maio 1990. p 34.
18. ISMER, A Application and development trend of titanium alloys Krefeld [s.n.], 1970.

19. KASENO, B., LAUSMAA, J. Metal selection and surface characteristics. In BRANEMARK, P-I., ZARB, G.A., ALBERCTSON, T. (Eds.) Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry Chicago: Quintessece Books, 1985. cap.4, p99-117.
20. KIRST, ENIO R. Análise do forjamento de ligas de titânio. Porto Alegre: PPGEMM, 1988. 111p. Dissertação (Mestrado em Engenharia)-Escola de Engenharia. UFRGS.
21. KRUGER, E., SCHILLI, W., WORTHINGTON, P. Oral and maxilofacial traumatology. Chicago: Quintessence Books, 1986. v.2, cap.8: Mandibular Fractures, p.19-43.
22. McQUILLAN, A.D., McQUILLAN M.K. Titanium. London: Butterworths Scientific Publications, 1956.
23. MEYER-NOLKEMPER, H. Fließ kurven metallischer werkstoffe Part II. Hannover: Forschungsstelle Gesenkschmieden, Technischen Universität [197_].
24. MOBERG, L.E., NORDENRAM, A., KJELLMANN, O. Metal realease from plates used in jaw fracture treatment: a pilot study. Journal of oral maxilofacial surgery, V. 18, p.311 a 314, 1989.
25. MULLER, Arno Metalurgia do Titânio. Porto Alegre: Departamento de Metalurgia /UFRGS, 1988. 22p.(LAFUN publicação 36).
26. OH, Hung Kung. Effects of process variables on the deformation field in extrusion through conical dies, Journal of Mechanical Working Tecnology, v.11, p.71-86, 1985.
27. PAGNANO, C. A. G., ROVAR, C. F. S Produção de titânio puro no Brasil. Palestra apresentada no XI Seminário Nacional de Forjamento, Porto Alegre, 1991. 17p.
28. PESCH, H-J, et al. Tissue Reaction of Titanium and Its Alloys. In LUTJERING, G., ZWICKER, U., BUNK, W. (Eds.) Titanium science and technology : Deutsche Gesellschaft fur Metallkunde, 1985. v.2, p.1387-1392.
29. SCHAEFFER, L. [Conformação mecânica] Porto Alegre: [198_]. Relatório Interno, LACOM.

30. _____ . Forjamento. Porto Alegre, 1988. Relatório Interno, LACOM.
31. _____ . Utilização da teoria do limite superior para o cálculo de força de forjamento. In CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA, 7, 1983, Uberlandia. Anais Florianópolis: ABCM, 1983 p.211-220.
32. _____ . BRITO, A. M. G . Contribuição ao estudo da conformação da liga de TiAl6V4. In CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIENCIA DOS MATERIAIS, 7, 1986, Florianópolis, 1986. p 165-168.
33. SEMIATIN, S.L. [Técnica metalográfica] In AMERICAN SOCIETY FOR METALS. Metals handbook. 9 ed. Metals Park, Ohio, 1988. v.7. p 322-334.
34. STEINEMANN, S.G. Corrosion of titanium and titanium alloys for surgical implants. In LUTJERING, G., ZWICKER, U., BUNK, W. (Eds) Titanium science and Technology Deutsche Gesellschaft fur Metallkunde, 1985. v.2 p. 1373-1379.
35. _____ . PERREN, S.M. Titanium alloys as metallic biomaterials. In LUTJERING, G., ZWICKER, U., BUNK, W. (Eds.) Titanium Science and Tecnology: Deutsche Gesellschaft fur Metallkunde Vol. 2, DGM, 1985, pg. 1327 a 1334.
36. THORE, FELDER E. A theoretical an experimental study of the interface conditions during the hot foprging of steels using a dissymmetrical follow model. Journal of Mechanical Working Technology, v.13, p.15-64, 1968.
37. TITANIO INDUSTRIA E COMÉRCIO. Titânio: engenharia, fabricação e produtos. São Paulo [198_].
38. TITANIUM METALS CORPORATION OF AMERICA. Titanium machining techniques New York [197_] (Engineering Bulletin, 7).
39. THULL, R., PESCH, H.J. Longterm behavior of titanium and titanium alloys as medical implant material. In: LUTJERING, G., ZUICKER, U., BUNK, W. Titanium science and technology. Munich: Deutsche Gesellschaft Fur Metallkunde, 1985. v.2, p.1359-1364.

40. UNIVERSIDADE FEDERAL DE RIO GRANDE DO SUL. Escola de Engenharia. Departamento de Metalurgia. Seminário de forjaria. Porto Alegre: Pires-Exportação e Consultoria Empresarial [198_] Cap.D: O Programa Titânio no Brasil. 8p.
41. VAN NOORT, R. Titanium: the implant material of today. *Journal of Materials Science*, v.22, p.3801-3811, 1987.
42. VAN VLACK, L. H. Princípios de ciência dos materiais. São Paulo: Edgard Blücher, 1970. 427p.
43. WALTER LORENG SURGICAL INSTRUMENTS. Rigid fixation Jacksonville,Fl.[198_] 75p., Product Catalog.
44. YANG, Han CH. A new formulation of generalized velocity field for axisymtreic forward extrusion throughj arbitrarily curves die. *Journal of Engeneering for Industry*, v.109, p.161-168, May 1987.