

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ENGENHARIA MECÂNICA

ANÁLISE DE RESISTÊNCIA MECÂNICA EM IMPLANTES DE  
OSSO - UM ENFOQUE NUMÉRICO E EXPERIMENTAL.

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

para a obtenção do grau de

MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

DANIELA ÁGUIDA BENTO

Florianópolis, Janeiro de 2003

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ENGENHARIA MECÂNICA

ANÁLISE DE RESISTÊNCIA MECÂNICA EM IMPLANTES DE  
OSSO - UM ENFOQUE NUMÉRICO E EXPERIMENTAL.

DANIELA ÁGUIDA BENTO

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de

MESTRE EM ENGENHARIA

ESPECIALIDADE ENGENHARIA MECÂNICA

sendo aprovada em sua forma final.

---

Prof. Doutor Edison da Rosa - Orientador

---

Prof. Doutor José Bellini da Cunha Neto - Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Doutor Eduardo Alberto Fancello

---

Prof. Doutor José Carlos Pereira

---

Prof. Doutor Davi Ribeiro Tames

*“Há um dom acima de todos os outros que torna o homem único entre os animais... o imenso prazer de exercer e aprimorar sua habilidade... A descoberta é uma dupla relação de análise e síntese juntas. Como análise, ela sonda a procura do que existe... Como síntese, une as partes de maneira que a mente criativa transcenda o esqueleto simples fornecido pela natureza”.*

*Jacob Bronowski (1973)*

*Aos Meus Pais Daniel e Lurdinha e  
meus irmãos Letícia, Mariane,  
Daniel e Airton pelo amor,  
apoio e incentivo.*



## AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Edison da Rosa pela orientação deste trabalho, pelo incentivo e apoio, e, sobretudo pelo exemplo de Engenheiro, Professor e Ser Humano.

Ao Professor Davi Ribeiro Tames pela orientação e viabilização das questões biológicas envolvidas no trabalho, pela colaboração, sugestões e ensinamentos.

À Baumer S.A. pelo fornecimento do material para fabricação dos implantes, tratamento dos implantes após a usinagem, fornecimento dos implantes de titânio e das ferramentas necessárias para implantação. Ao Sr. Roberto Parpaiolli da Divisão de Biomateriais Genius, pela cuidadosa atenção e eficiência nas informações e pedidos solicitados.

Ao Professor Doutor Lourival Boehs e ao Engenheiro Fernando S. Pereira do GRUCON da Universidade Federal de Santa Catarina pela preparação e usinagem dos implantes.

Ao Prof. Manoel Pereira do Laboratório de Máquinas Operatrizes do Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina pelo apoio e auxílio na fabricação dos dispositivos de ensaio

Às Enfermeiras Vera L. Amaral, Vanderléia Tomás e Beatriz Correia do Laboratório de Pesquisas de Odontologia da Universidade do Vale do Itajaí orientadas pelo Professor Doutor Davi Tames, pelo cuidado e tratamentos das cobaias e, juntamente com a equipe médica formada pelo Médico Ortopedista João Schleder, Médico Anestesiologista Gerson de Oliveira e a Auxiliar de Enfermagem Adriana Cardoso, pelas cirurgias de implantação dos parafusos.

Ao Dentista Ivan Rudek, Professor da Universidade do Vale do Itajaí e ao bolsista Thiago Guinzani Felipe, graduando em Engenharia Mecânica da UFSC pelo auxílio na realização dos ensaios mecânicos.

À Clínica Imagem e aos Médicos Radiologistas Ricardo P. de los Santos e Sérgio Brincas pela atenção dispensada na realização das tomografias computadorizadas.

Aos Professores e colegas e amigos do GRANTE / UFSC pelo conhecimento, sugestões, amizade e agradável convivência.

Aos colegas, alunos e amigos do Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina pelo apoio, incentivo, colaboração e compreensão nestes anos de trabalho.

Às amigas Nicole, Daniela e Madelon pelo incentivo e compreensão da minha ausência.

Ao Renato pela paciência, apoio e pelas palavras de carinho e incentivo em todo este trabalho.

Aos meus Pais Hipólito Daniel Bento e Maria Águida Bento, que de alguma forma sempre estiveram presentes em momentos importantes da minha vida, ajudando, incentivando e participando, de forma que, sem eles não seria possível conquista como esta. Aos meus irmãos Letícia, Mariane, Daniel e Airton pela amizade, apoio e pelo imenso amor que nos une e que serve de base para suportar os momentos difíceis. Aos meus sobrinhos Vinícius e Maria Luiza pela ternura e momentos de alegria.

À todos aqueles, que de alguma forma, colaboraram para a execução deste trabalho.

Muito Obrigada

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	iii
LISTA DE TABELAS.....	viii
SIMBOLOGIA.....	ix
RESUMO.....	x
ABSTRACT.....	xi
<b>Capítulo1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>Capítulo 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>5</b>
2.1 Tecido ósseo.....	5
2.1.1 Anatomia e fisiologia.....	5
2.1.2 Morfologia: Estrutura óssea.....	7
2.1.3 Células do tecido ósseo.....	12
2.1.4 Dinâmica do tecido ósseo.....	14
2.2 Propriedades mecânicas.....	21
2.3 Mecânica da fratura óssea.....	38
2.4 Técnicas experimentais.....	45
2.4.1 Considerações sobre a manipulação das amostras.....	45
2.4.2 Equipamentos.....	46
2.4.3 Métodos experimentais.....	47
2.5 Implantes.....	58
2.5.1 Biomateriais.....	60
2.5.2 Sistemas de fixação óssea.....	71
2.6 Aplicações do MEF em biomecânica ortopédica.....	76

<b>Capítulo 3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	86
3.1 Proposta de desenvolvimento do trabalho .....	86
3.2 Preparação das amostras .....	89
3.2.1 Cobaias .....	89
3.2.2 Implantes: Parafusos .....	90
3.2.3 Procedimentos cirúrgicos .....	93
3.2.4 Grupos experimentais .....	96
3.3 Ensaio mecânicos .....	98
3.3.1 Determinação das propriedades mecânicas .....	99
3.4 Modelamento por elementos finitos .....	105
3.4.1 Pré-processamento .....	105
3.4.2 Solução .....	112
3.4.3 Pós-processamento .....	112
<b>Capítulo 4 RESULTADOS</b> .....	113
4.1 Análise experimental .....	113
4.1.1 Propriedades mecânica .....	113
4.1.2 Aspectos da fratura .....	124
4.2 Resultados numéricos .....	132
4.2.1 Condição de osseointegração .....	133
4.2.2 Condição de não osseointegração .....	136
<b>Capítulo 5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES</b> .....	142
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	146
<b>APÊNDICES</b> .....	152

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 Corte longitudinal em um fêmur humano.....	6
Figura 2.2 Fotografia de uma seção da tíbia proximal apresentando os tecidos cortical (compacto) e trabecular (cancelar).....	8
Figura 2.3 Corte longitudinal no fêmur proximal de rato.....	9
Figura 2.4 Organização estrutural e hierárquica do tecido ósseo.....	10
Figura 2.5 Esquema da estrutura da diáfise de ossos longos.....	11
Figura 2.6 Estrutura hierárquica no osso cortical.....	12
Figura 2.7 Células do tecido ósseo em atividade.....	13
Figura 2.8 Comparação entre os esboços criados pelo anatomista Von Meyer e pelo engenheiro estrutural C. Culmann, publicada em 1867.....	15
Figura 2.9 Representação de um segmento de osso cortical.....	17
Figura 2.10 Diagrama apresentando uma seção longitudinal através de uma unidade de remodelamento ósseo.....	18
Figura 2.11 Micrografia eletrônica de um osteóide.....	19
Figura 2.12 Sistema cíclico assumido para a adaptação fisiológica do osso.....	21
Figura 2.13 Resultados do ensaio de flexão de 3 pontos de acordo com a orientação em relação ao eixo longitudinal do osso.....	24
Figura 2.14 Matrizes constitutivas para modelos para osso trabecular.....	26
Figura 2.15 Curvas de tensão de escoamento para carregamentos longitudinais e transversais, em função da densidade aparente.....	27
Figura 2.16 Curvas tensão-deformação e carregamento de tração e compressão.....	28
Figura 2.17 Localização do osso humano na carta de Ashby.....	31
Figura 2.18 Comparação entre a rigidez ( $E$ ) e amortecimento ( $\tan \delta$ ) do osso com outros materiais.....	33
Figura 2.19 Variação da relaxação sob cisalhamento na diáfise de fêmur bovino conforme o coeficiente de água retida.....	34

Figura 2.20 Ilustração dos diferentes tipos de carregamentos que podem ser impostos aos ossos. ....	37
Figura 2.21 Fratura óssea devido à fadiga e devido à carregamento. ....	38
Figura 2.22 Curvas Tensão-Deformação nos regimes elástico, plástico e fratura em amostras de osso cortical. ....	40
Figura 2.23 Seção longitudinal de uma amostra submetida a compressão, apresentando micro-trincas da oblíquas ....	41
Figura 2.24 Comportamento pós escoamento de uma amostra de trabecular bovino. ....	43
Figura 2.25 Tipos de arranjos físicos de dano observados em trabecular bovino após sobrecarga . ....	44
Figura 2.26 Corpos de prova para ensaio de tração em osso. ....	46
Figura 2.27 Curva Força x Deslocamento para um espécime ósseo. ....	48
Figura 2.28 Diáfise femoral submetida à flexão. ....	49
Figura 2.29 O ensaio de flexão. ....	50
Figura 2.30 Obtenção de uma taxa comprimento/espessura maior que 20 numa amostra obtida da diáfise de osso longo. ....	52
Figura 2.31 Características importantes nos dispositivos de ensaio de flexão de três pontos. ....	53
Figura 2.32 Flexão de quatro pontos em tíbias humanas ....	54
Figura 2.33 Ensaio mecânicos simulando duas condições de carga em fêmur humano. ....	55
Figura 2.34 Configurações de carregamento utilizadas no ensaio de resistência do colo femoral de ratos. ....	56
Figura 2.35 Micro modelamento por elementos finitos a partir de imagens de alta resolução por microtomografia computadorizada. ....	57
Figura 2. 36 Osteointegração de parafuso metálico inserido diagonalmente na região da diáfise. ....	61
Figura 2.37 Espessuras de cimento aplicadas em prótese intramedulares. ....	66
Figura 2.38 Interações biomaterial-tecidos ....	67

Figura 2.39 Cargas de compressão induzidas à região da fratura por parafusos ortopédicos.....	71
Figura 2.40 Implantes de fixação .....	72
Figura 2.41 Etapas de operações de usinagem no osso para inserção de parafusos.....	73
Figura 2.42 Condições de resorção óssea na interface de um parafuso metálico .....	73
Figura 2.43 Parafusos ósseos .....	74
Figura 2.44 Parafusos de uso ortopédico.....	75
Figura 2.45 Gráficos de modelos de elementos finitos representando a distribuição de um fator de falha $\beta$ sobre um fêmur proximal .....	78
Figura 2.46 Estimativa do módulo de elasticidade do tecido cancelar utilizando o método de elementos finitos baseado em micro imagem.....	79
Figura 2.47 (a) Arranjo trabecular predito no fim das iterações do modelo apresentado por Bagge, Mette (2000).....	81
Figura 2.48 Distribuição de tensões de v.Mises em torno dos parafusos do tipo (a) de retenção convencional e (b) de retenção com ancoragem.....	82
Figura 3.1 Esquema do ensaio de flexão de quatro pontos.....	87
Figura 3.2 Modelo 3D da diáfise do fêmur com implante .....	89
Figura 3.3 Coelho Nova Zelândia e localização anatômica do fêmur. ....	90
Figura 3.4 Parafusos utilizados na implantação em fêmures de coelhos.....	91
Figura 3.5 Parafuso cortical de titânio fabricado pela empresa Baumer S.A. ....	91
Figura 3.6 O osso cortical bovino parcialmente desmineralizado .....	92
Figura 3.7 Dupla embalagem grau cirúrgico dos parafusos de osso liofilizados e esterilizados.....	93
Figura 3.8 Cobaia após tricotomia e anestesia. ....	94
Figura 3.9 Etapas do procedimento de implantação do parafuso no osso receptor .....	95
Figura 3.10 Etapas da implantação dos parafusos .....	95
Figura 3.11: Amostra do GRUPO II: fêmur com implantes de osso. ....	97

Figura 3.12 Dispositivo do ensaio de flexão. ....	98
Figura 3.13 Ensaio universal modelo DL500, marca EMIC. ....	99
Figura 3.14 Curva Carga-Deslocamento obtida em ensaio de flexão por quatro pontos.....	100
Figura 3.15 Simplificação geométrica através da aproximação da seção transversal da diáfise para uma seção elíptica vazada. ....	100
Figura 3.16 Vetor principal $M$ na seção transversal da diáfise do fêmur.....	101
Figura 3.17 Distância entre apoios e pontos de aplicação de carga.....	103
Figura 3.18 Seções transversais representativas do fêmur (O1) próximas ao ponto de aplicação da carga.....	103
Figura 3.19 Ilustração das definições geométricas do osso submetido à flexão através da superfície gerada no SolidWorks. ....	104
Figura 3.20 O processo de análise auxiliado por elementos finitos.....	106
Figura 3.21 Sequência de algumas seções do fêmur tomografado. ....	106
Figura 3.22 Obtenção de curvas formato IGES a partir das seções transversais do osso obtidas pelo tratamento das imagens tomográficas.....	107
Figura 3.23 Curvas obtidas a partir do tratamento de imagens médicas.....	108
Figura 3.24 Condições de contorno .....	110
Figura 3.25 Condições de contato.....	111
Figura 3.26 Malha gerada a partir de elementos sólidos tetraédricos.....	111
Figura 4.1 Posicionamento da região do implante durante o ensaio de flexão de 4 pontos.....	113
Figura 4.2 Curvas Força x Deflexão.....	114
Figura 4.3 Gráficos Box-Whisker para as propriedades medidas para os grupos I, II e III no ensaio de flexão.....	116
Figura 4.4 Seção transversal escaneada e posterior obtenção das propriedades geométricas.....	117
Figura 4.5 Gráficos Box-Whisker para as propriedades geométricas medidas nas seções transversais dos ossos. ....	119



Figura 4.6 Corte transversal na região de implantação de um fêmur .....	120
Figura 4.7 Seção de fratura de um fêmur do grupo II .....	121
Figura 4.8 Aproximação das seções proximal e distal analisadas do fêmur 4 pertencente ao grupo II.....	123
Figura 4.9 Detalhe da fratura ocorrida nos ossos sem implante .....	125
Figura 4.10 Fratura parcial ocorrida nos osso do grupo III. ....	126
Figura 4.11 Imagens micrográficas das regiões de fratura. ....	126
Figura 4.12 Fêmur com implante de titânio parcialmente fraturado.....	127
Figura 4.13 Detalhes da fratura dos fêmures do grupo II .....	127
Figura 4.14 As imagens micrográficas apresentando os indícios de osseointegração para os parafusos de titânio .....	128
Figura 4.15 Superfície de fratura próxima à superfície do parafuso. ....	128
Figura 4.16 Aspectos da fratura nos fêmures com implantes de osso .....	129
Figura 4.17 Imagens micrográficas da fratura de um fêmur com implante de osso .....	130
Figura 4.18 Observação macroscópica da osseointegração dos implantes de osso. ....	131
Figura 4.19 Imagens micrográficas das seções de corte sobre o implante de osso .....	131
Figura 4.20 Interfaces entre parafuso-osso receptor.....	132
Figura 4.21 Modelos utilizados na análise numérica.....	133
Figura 4.22 Distribuição de tensões de von Misses.....	134
Figura 4.23 Distribuição de tensão normal na primeira direção principal.....	135
Figura 4.24 Distribuição de tensões cisalhantes no plano YZ. ....	136
Figura 4.25 Distribuição de tensões de von Misses.....	138
Figura 4.26 Distribuição de tensão normal na primeira direção principal.....	139
Figura 4.27 Distribuição de tensões cisalhante nos planos YZ .....	140

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 Diferenças entre o tecido cortical e trabecular.....	9
Tabela 2.2 Módulos de elasticidade do osso cortical.....	25
Tabela 2.3 Constantes elásticas ortotrópicas do osso cortical .....	25
Tabela 2.4 Propriedades mecânicas do trabecular humano conforme local anatômico.....	26
Tabela 2.5 Relação entre módulo de elasticidade e a tensão limite de compressão com a densidade aparente do osso femoral cortical e cancelar nas direções axial e transversal .....	29
Tabela 2.6 Propriedades mecânicas no tecido cortical e trabecular.....	30
Tabela 2.7 Dimensões para ensaio de flexão.....	53
Tabela 2.8 Restrições de projetos de implantes e próteses.....	58
Tabela 2.9 Composição de liga de titânio.....	63
Tabela 2.10 Propriedades mecânicas da liga de titânio Ti 6Al 4V.....	63
Tabela 3.1 Distribuição dos implantes de osso e titânio entre as cobaias.....	90
Tabela 3.2 Amostras (fêmures) removidos 18 dias após da implantação.....	96
Tabela 3.3 Distribuição de grupos experimentais em relação aos ensaios mecânicos e análise histológica .....	97
Tabela 3.4 Propriedades mecânicas dos materiais envolvidos na análise.....	109
Tabela 4.1 Resultados obtidos no ensaio mecânico de flexão.....	115
Tabela 4.2 Propriedades geométricas das seções dos fêmures ensaiados cortadas próximas à região de aplicação de carga.....	118
Tabela 4.3 Tensão máxima de tração devido à flexão.....	122
Tabela 4.4 Valor médio do módulo de elasticidade na flexão.....	124
Tabela 4.5 Valores máximos obtidos para os modelos analisados pelo método de elementos finitos.....	141

## SIMBOLOGIA

**Alfabeto Latino:**

$E$	Módulo de elasticidade	[MPa]
$G$	Módulo de elasticidade transversal	[MPa]
$F$	Força	[N]
$D$	Deslocamento	[mm]
$S$	Rigidez equivalente	[N/mm]
$U$	Energia de falha	[J]
$A$	Área da seção transversal	[mm <sup>2</sup> ]
$M$	Momento fletor	[Nmm]
$a$	Distância entre pontos de apoio e aplicação de carga	[mm]
$d_m$	Diâmetro médio interno	[mm]
$D_m$	diâmetro médio externo	[mm]
$K_t$	Fator de concentração de tensão	

**Alfabeto Grego:**

$\rho$	Densidade óssea	[g/cm <sup>3</sup> ]
$\varepsilon$	Deformação equivalente	[%]
$\nu$	Coefficiente de Poisson	[mm]
$\phi$	Ângulo entre o eixo principal e a linha neutra	[°]
$\theta$	Ângulo entre o eixo principal e o eixo da seção	[°]
$\sigma$	Tensão Normal	[MPa]
$\tau$	Tensão cisalhante	[MPa]

## RESUMO

Os implantes, utilizados atualmente em ortopedia e odontologia, apresentam inúmeros inconvenientes, dentre os quais se destaca a rejeição biológica que provoca a redução do desempenho biomecânico na região de tratamento. Uma alternativa para este problema seria a utilização de um material para estes implantes que atue como elemento estrutural durante o período de reparo e que seja posteriormente absorvido pelo organismo, evitando assim a necessidade de sua remoção. Esta é a proposta dos implantes fabricados em osso. Neste trabalho é investigado o comportamento biomecânico de parafusos de osso cortical bovino liofilizado, implantados na diáfise femoral de coelhos, através de análise experimental e numérica em três grupos de fêmures: com implante de osso, com implante de titânio e sem implante. Na análise experimental, estes fêmures foram submetidos ao ensaio mecânico destrutivo de flexão por quatro pontos. A simulação computacional destes ensaios foi realizada através de modelos de elementos finitos 3D para cada grupo, para a verificação das tensões e deformações induzidas nos implantes e região próxima a este, em função da condição de osseointegração. Os resultados obtidos demonstram que os implantes de osso cortical bovino liofilizado apresentam requisitos biomecânicos satisfatórios, entretanto, são necessárias pesquisas complementares, para poder validar a sua aplicação em tratamentos específicos.

## ABSTRACT

The Implants, currently used in Orthopaedics, have innumerable problems, such as biological rejection in the treatment site and thus the implant biomechanical performance is reduced. For this problem, an solution could be an biomaterial used for implantation acts as structural element during healing and later it should be resorbable. The present investigation concentrated on mechanical behaviour of the freeze-drying bovine cortical screw implanted in rabbits femoral diaphysis, through experimental and numerical analysis in three groups of femurs: with bone screw (G1), with titanium screw (G2) and without screw (G3). In the experimental analysis, the strength of these femurs was measured in destructive mechanical tests of four-point bending. Using 3D-finite element analysis (FEA) models for each group were analysed. The stress distributions within and around the screw were correlated with development of its bone integration condition. The results showed more bone apposition around the bone screw than the titanium screw and thus, differences in bone mass (cross sectional area) were observed between the two groups G1, G2. The fracture occurs in the G1 femurs with load higher than the G2, while the deflection data for this group were near of the G3. The G1 group exhibited lower stress concentration and intensity near screw neighbourhood compared to G2 femurs in all bone integration condition in the FEA. These results indicated that mechanical behaviour of the implanted freeze-drying bovine cortical screw, for monotonic axial loads is satisfactory. However, complementary researches are still necessary for to validate its application in specific implantation sites and treatments.

# INTRODUÇÃO

O conhecimento do comportamento mecânico de ossos submetidos às condições características de carregamento apresenta grande interesse na medicina ortopédica e na odontologia. Atualmente, técnicas experimentais e numéricas são aplicadas para o conhecimento das propriedades mecânicas e modos de falha que permitem prever fraturas em ossos e implantes sob várias condições de carregamento. Estas informações constituem uma importante base de dados utilizada no desenvolvimento tecnológico relacionado à biomecânica e aos biomateriais.

Uma pesquisa divulgada nos Estados Unidos (1994) mostra que mais de  $5 \times 10^6$  (cinco milhões) de implantes são requeridos anualmente nos Estados Unidos e mais de  $3 \times 10^6$  (três milhões) são requeridos anualmente na Europa. Estima-se que o mercado mundial associado a biomateriais envolva aproximadamente 35 bilhões de dólares anuais. Além disso, tal mercado apresenta uma taxa de crescimento de 11% ao ano, o que demonstra o grande interesse e necessidade por este tipo de produto. O cenário brasileiro mostra-se muito mais dramático devido ao baixo nível de saúde da maioria da população, representado pelos altos índices de mortalidade infantil e baixa expectativa de vida, em comparação à países do primeiro mundo. Além da necessidade de melhoria da saúde geral, grande parte dos biomateriais usados em nosso país são importados e acabam por gerar gastos elevados por parte da Previdência Social. Desta forma, observa-se uma enorme necessidade de desenvolvimento científico e tecnológico nacional na área de biomateriais como forma de atender às necessidades de melhoria da saúde geral e de redução de custos dos materiais envolvidos (Magalhães, M., 2000).

A incidência de fraturas na estrutura óssea é mais freqüente nas regiões críticas, tais como, humero, tibia e fêmur proximal, principalmente após a 6ª e 7ª década de vida, quando aumenta drasticamente. As fraturas ocorrem em locais anatômicos característicos em função da intensidade e direção do carregamento e, também, devido à redução de resistência em decorrência de enfermidades como infecções, tumores e perda de massa óssea (osteoporose).

As intervenções técnico-cirúrgicas como consequência de traumas nestas áreas, utilizam freqüentemente dispositivos de fixação interna e externa a fim de promover a estabilidade mecânica do osso fraturado. Entretanto, além do requisito mecânico, estes implantes deverão permitir a aceitação biológica na resposta do osso receptor, fator este decisivo na seleção do biomaterial utilizado em sua fabricação.

Os biomateriais são utilizados desde as primeiras aplicações na medicina e na odontologia, mas somente depois da Segunda Guerra Mundial houve um avanço significativo na engenharia destes materiais. Hoje, são usados mais de 40 tipos para reconstituição e substituição de componentes do corpo humano (Magalhães, M., 2000). Em diversas situações, os biomateriais podem ser úteis para reconstituição ou substituição de tecidos naturais do corpo. No entanto, quando o biomaterial é rejeitado pelo organismo receptor, o tratamento da fratura fica altamente comprometido, o que na maioria dos casos remete o paciente novamente à mesa cirúrgica para a reparação do dano provocado pelo implante.

Os implantes metálicos, como, por exemplo, os de titânio, são os mais freqüentemente utilizados em ortopedia e ortodontia e possuem uma ampla tecnologia já desenvolvida. No entanto, a utilização destes implantes apresenta diversos inconvenientes, entre as quais se destacam:

- Rejeições biológicas;
- Perda de massa óssea nas proximidades do implante;
- Dificuldades de aplicação;
- Deslocamentos na interface osso-implante devido à diferença de rigidez;
- Necessidade de remoção após a consolidação da fratura;
- Invasão de tecido conjuntivo no canal formado pelo parafuso após a sua remoção<sup>1</sup>, provocando uma falha na estruturação do osso e consequentemente na função biomecânica do mesmo.

---

<sup>1</sup> Este fenômeno está associado ao diâmetro do furo provocado pela remoção do parafuso, ou seja, a probabilidade de ocorrência é maior quanto maior for o diâmetro do parafuso.

A retirada do implante exige uma segunda intervenção cirúrgica, o que provoca aumento no tempo e custos do tratamento. A possibilidade de um tratamento de fratura através de uma única intervenção cirúrgica é uma alternativa altamente benéfica para o paciente, inclusive do ponto de vista psicológico, que de forma direta interfere no processo de resistência física e de cura (Bostman, et al., 1989). Com o objetivo de eliminar uma série de inconvenientes associados ao uso dos implantes metálicos, estão sendo utilizados ultimamente diferentes materiais biodegradáveis para a construção destes implantes. Entretanto, até o presente momento, estes materiais implantáveis e absorvíveis apresentam problemas associados, tais como, a ocorrência de reações de inflamação e principalmente o excessivo custo quando comparado com os equivalentes metálicos.

De acordo com o quadro apresentado, a utilização de osso bovino liofilizado e esterilizado mostra-se uma alternativa viável na produção de parafusos ósseos. Além disso, a substituição dos materiais citados por osso bovino traria como vantagem, no aspecto mecânico, uma distribuição de carga mais uniforme, sendo que após o processo de regeneração o componente (osso receptor) se aproxima à estrutura inicial, ou seja, conforme o sucesso da incorporação, haverá uma redução da superfície de contato prótese-osso e o material apresentará um comportamento mais homogêneo, sem a presença de um corpo estranho, uma vez que o osso morto (prótese) é substituído por osso neoformado.

A justificativa deste trabalho está baseada em fatores relevantes e pesquisas relacionadas a esta linha, tais como:

1. Mora, F R. (2000) apresenta resultados quanto a manufatura, obtidos por experimentos de usinagem de parafusos ortopédicos em osso cortical liofilizado, propondo um modelo de relacionamento entre as variáveis dinâmicas do processo de usinagem por torneamento com a geometria das ferramentas de corte e com as variáveis deste processo;
2. As reações imunológicas ao implante ósseo estão vinculadas, principalmente, aos seus componentes químicos-orgânicos. É uma prática comum na cirurgia ortopédica, a utilização de enxertos de matriz orgânica de osso liofilizado para promover a osteogênese (HERCULIANI, P. P.,2000);



3. O osso cortical bovino, principalmente da região diafisária da tíbia e do fêmur, apresentam propriedades estruturais superiores ao cortical humano (Cowin, S. C., 2000). Ainda que não alcancem a resistência apresentada pelos parafusos metálicos, os parafusos de osso podem concorrer com estes e com os poliméricos, em aplicações como a fixação de fraturas em locais anatômicos onde as cargas sobre os parafusos não são elevadas, por exemplo os ossos metacarpianos.
4. O tecido ósseo, na sua histofunção, apresenta um remodelamento constante, de acordo com os requerimentos mecânicos, e que está fundamentada nas atividades celulares de remoção e deposição de massa óssea. Na região de implantação do parafuso de osso, ao contrário do metálico, estas atividades celulares continuam, ocorrendo uma substituição do osso morto implantado por um novo osso vivo.

De acordo com os enfoques apresentados anteriormente, o presente trabalho pretende contribuir para o desenvolvimento de implantes ortopédicos e ortodônticos fabricados a partir de osso cortical bovino. Para este propósito, foi avaliado o desempenho mecânico de três grupos fêmures de coelhos (New Zeland): com implantes de osso, de titânio e sem implantes. Com a comparação entre os resultados obtidos, pretende-se estabelecer a proximidade entre os grupos e, desta forma, localizar o desempenho do implante de osso entre a condição ideal (sem implante) e a condição crítica (com implante metálico). Estes resultados visam acrescentar na verificação da hipótese quanto a viabilidade de utilização de implantes de osso cortical bovino em humanos

A investigação realizada neste trabalho consiste na verificação da distribuição e intensidade de tensões sob o implante e a região afetada pelo mesmo, de modo a verificar a sua integridade estrutural por meio de ensaio experimental de flexão por quatro pontos e por desenvolvimento de modelos para análise numérica pelo método de elementos finitos, a fim de prever o comportamento biomecânico do parafuso atuando como sistema estrutural artificialmente introduzido no esqueleto.

---

# REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

## 2.1 TECIDO ÓSSEO

### 2.1.1 Anatomia e Fisiologia

O tecido ósseo é uma forma do tecido conjuntivo<sup>1</sup>, e como este, constituído por células, fibras e substância fundamental, mas seus componentes extracelulares apresentam-se calcificados, tornando-o um dos tecidos mais resistentes do corpo, por isso capacitado às funções de suporte e proteção. Além destas funções, os ossos também proporcionam apoio aos músculos esqueléticos, transformando suas contrações em movimentos úteis, constituindo um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular, e ainda desempenha importante função metabólica, como local de armazenamento mobilizável de cálcio.

Cada osso no esqueleto animal apresenta um design único. Devido à regulação genômica<sup>2</sup>, muitos ossos apresentam formas sexualmente dimórficas, alguns se diferem por atributos indicando hereditariedade e características de grupos raciais. Funcionalmente, as cargas mecânicas suportadas pelos ossos, também são fatores que contribuem substancialmente na sua forma interna e externa. A hipertrofia e atrofia muscular, atividade ocupacional, repouso, imobilização, condições gravitacionais, etc., são alguns

---

<sup>1</sup> O tecido conjuntivo é popularmente considerado o "cimento" do organismo humano e esta presente abundantemente em diversas estruturas. É caracterizado por apresentar diversos tipos celulares separados por um abundante material extracelular (matriz) que, no caso dos ossos, correspondem ao colágeno. Esta matriz por sua vez é composta por uma variedade de feixes de fibras de colágeno e pela substância fundamental amorfa, um gel incolor hidratado que preenche o espaço entre células e fibras e age como barreira contra a entrada de microorganismos.

<sup>2</sup> São características de hereditariedade, natureza e estrutura do gene.

dos vários eventos extrínsecos que podem iniciar uma cadeia de sucessivas respostas determinantes na alteração do design esquelético [Owen et al., 1980].

O esqueleto consiste em ossos tubulares e não tubulares. Os ossos não tubulares podem ser subdivididos em ossos planos (crânio, pélvis, escápula) e cúbicos (vértebras). Os tubulares são geralmente ossos longos (fêmur, tibia, úmero). Um típico osso longo adulto, como o apresentado na Figura 2.1 consiste de um eixo central aproximadamente cilíndrico chamado *diáfise* e duas extremidades alargadas e arredondadas chamadas *epífises*. As regiões cônicas chamadas *metáfises* conectam a diáfise com cada epífise.

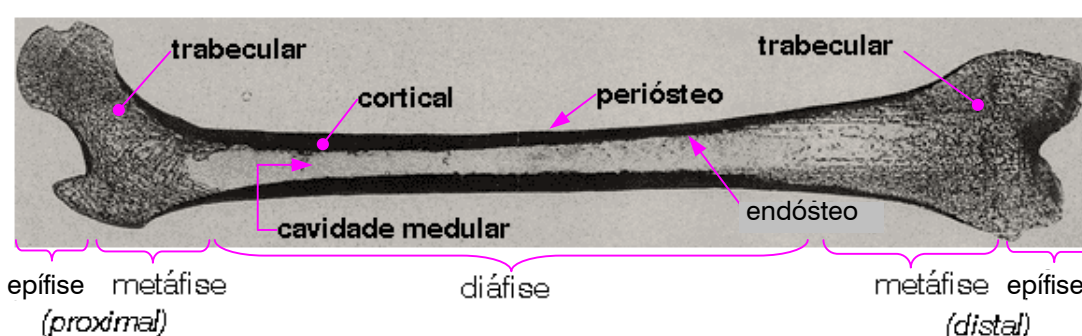


Figura 2.1 Corte longitudinal em um fêmur humano.

A diáfise é composta principalmente de tecido cortical, enquanto que a epífise e a metáfise contém tecido trabecular em maioria, sendo contornadas apenas por uma fina camada de tecido cortical. Nas superfícies de articulação, extremidades dos ossos longos e extremidades da epífise, encontra-se uma fina camada de cartilagem articular. A região exterior da diáfise é revestida pelo periósteo, constituído por uma camada de tecido conectivo fibroso e por uma linha interior cambial de células não diferenciadas<sup>3</sup>, com potencial para produzir osso durante o crescimento ou processo de cura de uma fratura. A cavidade medular da diáfise e as cavidades do osso cortical e cancelar estão alinhados com uma fina linha celular chamada endósteo, que consiste em uma membrana de células da superfície óssea.

Enquanto vivos, os ossos são permeados por vasos sanguíneos, cuja trajetória sanguínea está intimamente relacionada com os padrões de crescimento, modelamento e remodelamento ósseo. No interior da cavidade

<sup>3</sup> Células com potencial para se transformar em um tipo diferente de célula, capaz de executar funções especializadas. Também são conhecidas como células “mãe”.

cilíndrica dos ossos longos, encontra-se a medula óssea, que também permeia as trabéculas do tecido esponjoso e estende-se ao longo dos canais ósseos [Cowin S. C., 2001].

### 2.1.2 Morfologia: Estrutura Óssea Macroscópica e Microscópica

A composição óssea, em peso, consiste em 65% de mineral, 20% de matriz orgânica e células e 15% de água. A parcela mineral corresponde a pequenos cristais na forma de agulhas e em íntimo contato com a matriz orgânica, formada por 90% de colágeno e 10% de várias proteínas não colágenas, chamadas de substância fundamental. O mineral contido é principalmente fosfato de cálcio, que no osso maduro encontra-se sob a aparência de cristais microscópicos de hidroxiapatita<sup>4</sup>, com características de rigidez e fragilidade dos minerais, mas da forma como está agregada ao colágeno, torna o osso suficientemente resistente à compressão.

A nível macroscópico o tecido ósseo é organizado em **cortical** (compacto), material denso contendo menos de 10% de porosidade, **trabecular** (esponjoso ou cancelar), menos denso que o cortical, apresentando uma porosidade que varia entre 40% a 90%. Estes tecidos ósseos (Figura 2.2) apresentam diferenças em relação ao desenvolvimento, arquitetura, função, proximidade da medula, irrigação sanguínea, tempo de remodelamento, assim como na magnitude das variáveis dependentes da idade. A quantidade e disposição destes dois tipos de tecidos variam em diferentes ossos, e ainda em diferentes partes destes mesmos ossos, de acordo com o peso e a resistência necessária.

O osso cortical é uma densa massa sólida com apenas canais microscópicos (Figura 2.5 e 2.3). Aproximadamente 80% da massa total do esqueleto de um adulto humano é cortical, o qual compõe uma parede externa de todos os ossos e é altamente responsável pela função de suporte e proteção do esqueleto. Nos ossos longos, o tecido cortical forma uma camada externa mais espessa na região da diáfise e mais fina na epífise, como pode ser observado nas figuras 2.1 e 2.2, enquanto que nos ossos curtos e chatos é o

---

<sup>4</sup> Hidroxiapatita: A hidroxiapatita (HAP),  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , é o constituinte principal da fase mineral dos tecidos calcificados (ossos e dentes). O seu equivalente sintético possui propriedades de biocompatibilidade e de osteointegração o que coloca este material entre os mais importantes substitutos do osso humano em implantes e próteses.

principal componente, como por exemplo, nos ossos chatos da cabeça, onde há 2 camadas espessas de cortical formando as tábuas externa e interna entre as quais se distribui uma camada de osso trabecular de espessura variável denominada Díploe.

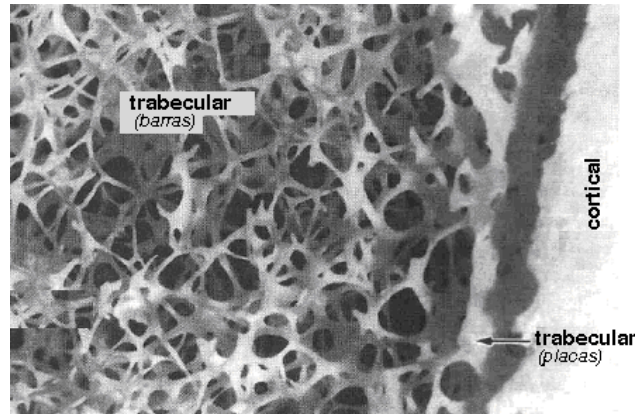


Figura 2.2 Fotografia de uma seção da tíbia proximal apresentando os tecidos cortical (compacto) e trabecular (cancelar). O osso trabecular é formado por placas trabeculares verticais com perfurações e por uma rede de hastes e barras trabeculares. Em espécimes vivos, a medula óssea ocupa o espaço intertrabecular.

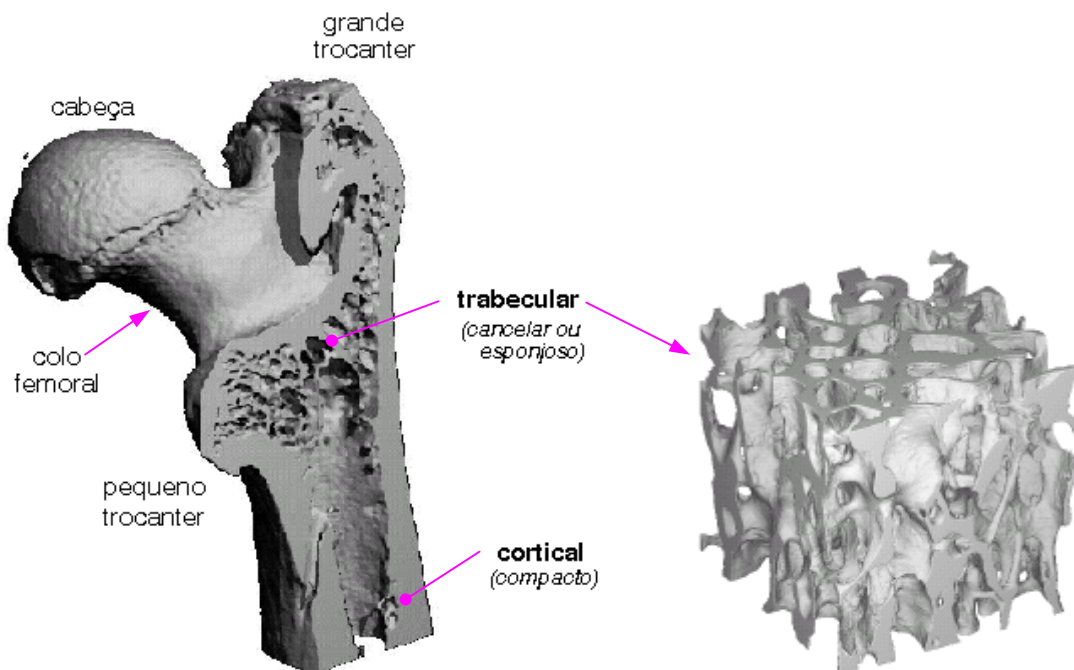


Figura 2.3 Corte longitudinal no fêmur proximal de rato (20  $\mu\text{m}$  de resolução por microtomografia computadorizada - *SCANCO Medical AG*).

O tecido trabecular, por sua vez, encontra-se no interior das extremidades dos ossos longos e é o principal componente dos ossos

irregulares como as vértebras, compondo os 20% restantes de massa esquelética. Sua estrutura consiste num arranjo de barras e placas largas conhecidas como trabéculas, encontradas na parte interna do osso (Figura 2.2).

Tabela 2.1 Diferenças entre o tecido cortical e trabecular.

CARACTERÍSTICA	CORTICAL	TRABECULAR
Massa do esqueleto	80%	20%
Superfície óssea	33%	67%
Superfície/volume (mm <sup>2</sup> /mm <sup>3</sup> )	2,5	20
Porosidade	baixa	alta
Renovação	lenta	rápida
Função	biomecânica, suporte e proteção	manutenção de mineral e suporte

No osso cortical, a principal unidade é o ósteon ou sistema Haversiano (Figura 2.4 e Figura 2.5). Os ósteons formam 2/3 do volume cortical, o 1/3 restante é osso intersticial composto de resíduos de gerações passadas de ósteons e de lamelas circunferenciais subperiosteal e sub endosteal. Um ósteon típico é um cilindro de 10 a 500 µm de diâmetro e contém um canal central. Estes canais são interconectados transversalmente pelo canal de Volkmann (Figura 2.5), que se dividem para formar uma rede de ramificações. Pelo canal de Havers, correm os vasos sanguíneos (Figura 2.7), linfáticos, nervos e tecido conectivo frouxo que percorrem entre a medula e o periósteo. O comprimento total de um canal de Volkmann do periósteo ao endeóstio está em torno de 1cm com a distância média entre dois canais de 2,5 mm. Um ósteon é formado por 4 a 30 lamelas de aproximadamente 3 a 7 µm de espessura. Cada ósteon é envolvido com uma camada de matriz mineralizada, deficiente em fibras de colágeno, com espessura de 1 a 2 µm, chamada de linha cimentante.

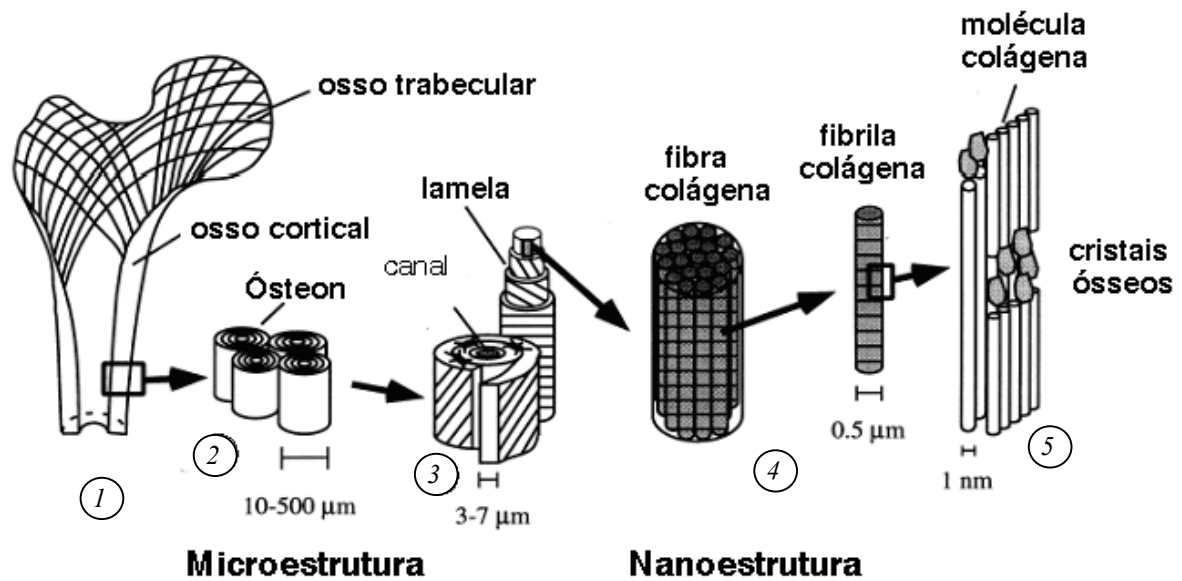


Figura 2.4 Organização estrutural e hierárquica do tecido ósseo: (1) Macroestrutura: tecido cortical e trabecular; (2) Microestrutura (10 a 500 μm): sistema Haversiano, ósteons e trabéculas simples; (3) Sub-microestrutura (1 a 10 μm): lamelas; (4) Nanoestrutura (100 nm a 1 μm): fibrilas colágenas e cristais minerais embutidos; (5) Sub-nanoestrutura: (menos de 100 nm): estrutura molecular de elementos constituintes, como mineral, colágeno e proteínas orgânicas não colágenas.

As lamelas ósseas, na diáfise de ossos longos, organizam-se em arranjos característicos, formando sistemas circunferenciais externo e interno que envolvem o osso e mantêm os ósteons unidos (Figura 2.5). Geralmente entre as lamelas, embora possa ocorrer dentro dos mesmos, situam-se as lacunas (osteoplastos) contendo células chamadas osteócitos.

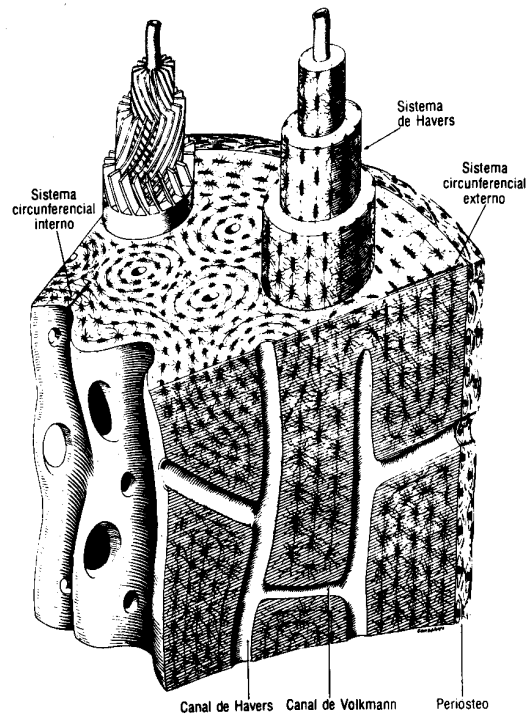


Figura 2.5 Esquema da estrutura da diáfise de ossos longos.

No tecido cortical os ósteons são muito compactos com pequenos ou nenhum espaço entre eles e constituem a unidade morfológica e funcional deste tipo de osso.

O osso trabecular, também é constituído por lamelas formando trabéculas relativamente finas nas quais geralmente não penetram vasos sanguíneos e por isso normalmente não se formam os sistemas de Havers. Estas trabéculas delimitam espaços relativamente grandes, preenchidos por medula óssea [Owen et al., 1980].



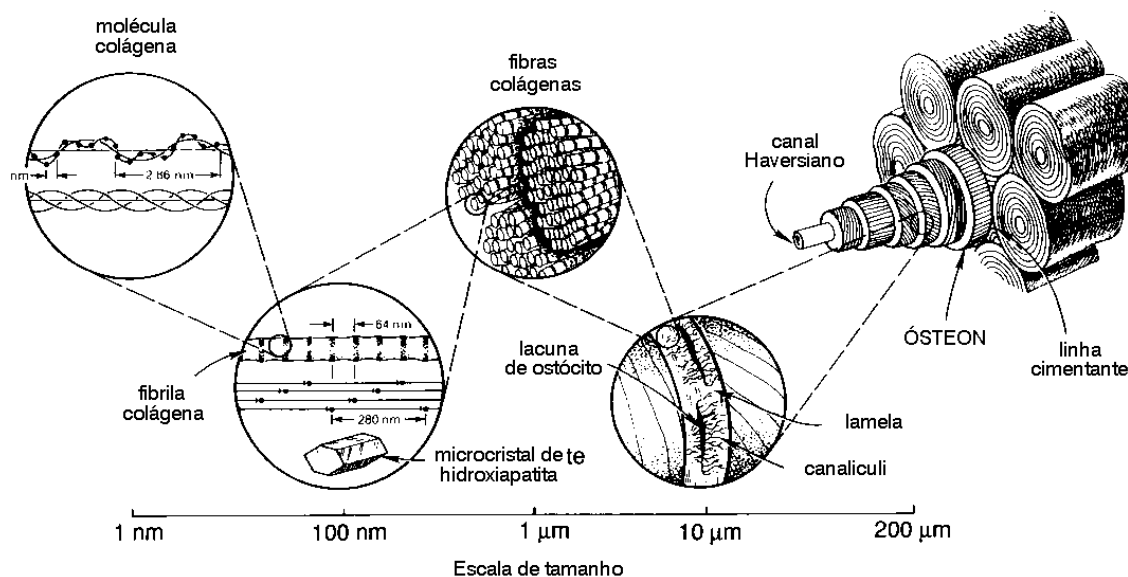


Figura 2.6 Estrutura hierárquica no osso cortical em diferentes escalas de tamanho [Lakes, R.S. (1993)].

### 2.1.3 Células do tecido ósseo

O esqueleto não é meramente uma coleção de estruturas mecânicas inanimadas. Ele é composto por tecido vivo e de renovação constante, capaz de crescer, remodelar e reparar. Estes três processos são efetuados através de várias células, destacando-se as osteoprogenitoras, os osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. Estas células do tecido ósseo em desenvolvimento consistem num mesmo tipo celular em diferentes fases funcionais, ou seja, um tipo pode se transformar em outro, caracterizando um exemplo de modulação celular [Gray, H., 2000].

As células **osteoprogenitoras** encontram-se na camada interna do perióstio e no endóstio que reveste os canais de Havers e as trabéculas. Estas células são ativas no osso em crescimento, e no osso adulto podem entrar em ação na reparação de fraturas, quando então, transformam-se em osteoblastos, células formadoras de matriz óssea; os osteócitos, consistem essencialmente em um osteoblasto que ficou circundado por matriz óssea, alojado em sua lacuna com canalículos intercomunicante com outras lacunas, onde sofre diferenciação celular (Figura 2.7). Esta estruturação permite que os estímulos hormonais responsáveis pelo controle do crescimento e desenvolvimento do osso, vindos pela corrente sanguínea, possam atingir não só as células próximas aos vasos sanguíneos (osteoblastos), mas também as células situadas mais profundamente na matriz calcificada (osteócitos).

Os **osteoclastos**, células reabsorvedoras da matriz óssea, são geralmente encontrados em cavidades de superfícies ósseas, chamadas de cavidades de reabsorção ou lacunas de Howship. A superfície dos osteoclastos adjacentes a superfície óssea tem aparência estriada, devido a microvilosidades revestidas por uma extensa área de membrana envolvente. Rico em enzimas digestivas é ele que faz a retirada do tecido ósseo, fixa-se à superfície óssea criando uma zona ativa, a qual mantém um microambiente permeável necessário para que a reabsorção do osso ocorra. Os osteoclastos retiram a camada óssea através de suas microvilosidades (borda estriada), liberando substâncias que dissolvem os sais ósseos e fragmentam as proteínas do colágeno.

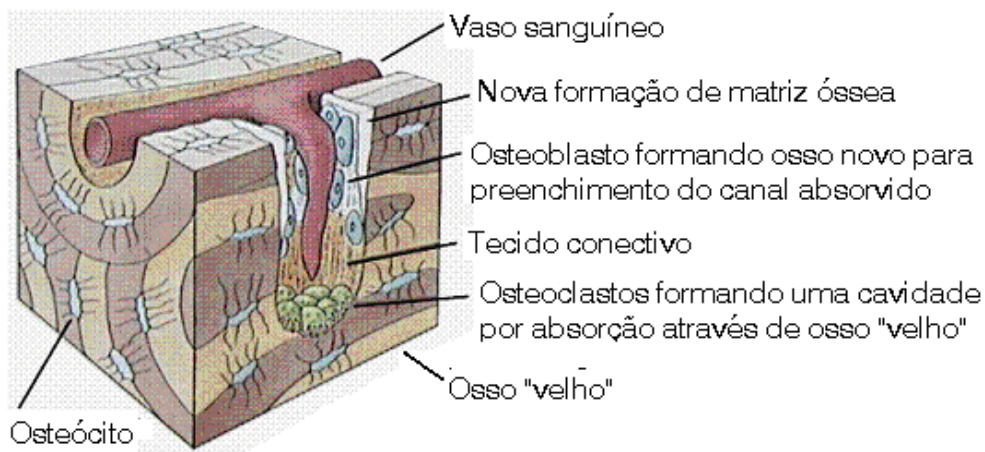


Figura 2.7 Células do tecido ósseo em atividade.

A reposição da camada óssea removida ocorre porque as células que ficaram nos ossos sentem falta do contato que existia antes da remoção e, sendo assim, emitem uma informação ao seu núcleo, estimulando a proliferação de outras células para o preenchimento da cavidade absorvida. Esta é a função dos osteoblastos, que são células responsáveis pela produção de todos os constituintes da matriz óssea. A formação óssea ocorre em dois estágios: formação da matriz osteóide e mineralização. A formação da matriz, que precede a mineralização em aproximadamente 15 dias, ocorre na interface entre os osteoblastos e os osteóides<sup>5</sup>. A mineralização ocorre na interface do

---

<sup>5</sup> Durante a formação óssea, um dos eventos é a síntese de um material de matriz extracelular (MEC) especializado denominado de osteóide. Este tecido colagenoso de sustentação é constituído também por um gel de glicosaminoglicanos (GAGs) e glicoproteínas específicas.

osteóide (Figura 2.11 - A) e osso recém formado. Esta região é conhecida como frente de mineralização.

Os osteócitos são o tipo mais abundante de células num osso adulto. São células melhor localizadas para perceber a magnitude e a distribuição de tensões. Elas estão estrategicamente localizadas para responder às variações de tensões mecânicas e para disseminar o fluxo de fluido transdutor de informação para a superfície celular osteoblástica, via sua rede de processos caniculares e suas junções comunicantes (Figura 2.7).

#### 2.1.4 Dinâmica do Tecido Ósseo

Em 1867, um artigo intitulado “Die Architektur der spongiosa” do anatomista G. H. von Meyer apresentou o desenho da estrutura trabecular que ele havia observado na extremidade proximal de um fêmur humano. Um engenheiro estrutural da mesma época, C. Culmann, observou a similaridade do esboço de von Meyer e as trajetórias das tensões principais de uma barra curvada para um guindaste.

Através da comparação entre estes esboços (Figura 2.8), um exemplo da natureza interdisciplinar da engenharia biomédica no século XIX, Culmann & Von Meyer postularam a teoria trajetorial da estrutura trabecular: as trabéculas são orientados ao longo do caminho das tensões principais. Porém, nenhuma tentativa é feita neste momento para indicar que a orientação da estrutura trabecular está influenciada por estímulo mecânico, mas apenas que a estrutura trabecular parece coincidir com as direções das tensões principais.

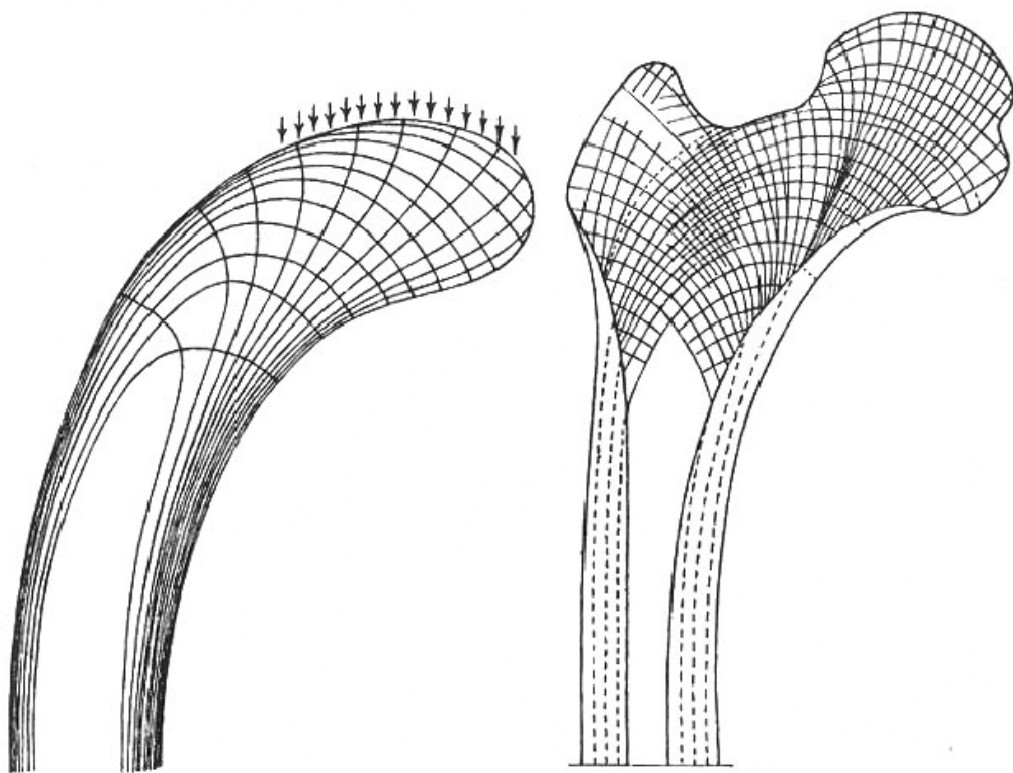


Figura 2.8 Comparação entre os esboços criados pelo anatomista Von Meyer (direita) com a representação da orientação trabecular num corte longitudinal no fêmur proximal humano e o esboço de uma barra curvada (esquerda) em processo de projeto pelo engenheiro estrutural C. Culmann, publicada em 1867.

Em 1892, o fisiologista alemão Julius Wolff fez um exame da teoria de Culmann & Von Meyer numa etapa mais distante e propôs uma explicação para esta distribuição da estrutura óssea, conhecida atualmente por Lei de Wolff. Esta hipótese consiste numa visão dinâmica da estrutura óssea como consequência da sua adaptabilidade às diversas solicitações externas. Num local onde as tensões mecânicas passam a ser mais elevadas, existirá deposição de matéria óssea, enquanto que num outro, onde a partir de determinado momento as tensões diminuem substancialmente, passará a existir absorção de matéria óssea. A este processo de absorção e deposição, de matéria óssea, é conhecido como remodelamento ósseo. A Lei de Wolff afirma ainda que, perante uma mudança de estímulos exteriores, a remodelação dá-se segundo direções privilegiadas associadas às direções de maior tensão mecânica. Esta afirmação tem conduzido à elaboração dos mais variados modelos analíticos e empíricos nos últimos cem anos. Com o advento dos grandes meios de computação e o desenvolvimento de conceitos

matemáticos associados à otimização de estruturas, foi possível começar a ter uma maior compreensão do processo mecânico de remodelação óssea e, simultaneamente, generalizar a maioria dos modelos propostos neste último século. Nestes novos modelos a Lei de Wolff surge, naturalmente, associada a condições necessárias de estacionaridade de determinados funcionais de energia. A discretização destes modelos matemáticos tem conduzido a simulações numéricas que, além de permitirem uma melhor compreensão do fenómeno da remodelação óssea, começam a desempenhar uma enorme ajuda na prática clínica (Trabucho, L., 2000).

### Processo de Remodelamento Ósseo

O remodelamento ósseo produz e mantém o osso que é biomecanicamente e metabolicamente competente. A qualidade de um osso adulto deteriora-se com o tempo, por isso o osso deve se repor ou se renovar por si próprio. A substituição de osso maduro primário (resultante do processo de crescimento) e osso velho ocorrem por reabsorção, seguido pela formação de osso lamelar novo. A este processo é chamado de *remodelamento*. Os produtos do remodelamento ósseo são linhas cimentantes reversas, ósteons secundários ou sistemas Haversianos, pacotes trabeculares<sup>6</sup> e lamelas intersticiais<sup>7</sup>. Este processo de renovação óssea não finaliza com a substituição do osso primário, mas continua durante toda a vida. O osso secundário é continuamente destruído e substituído por novas gerações de osso. O período de substituição óssea ajuda a manter o suporte dos carregamentos e a capacidade do esqueleto de regular o cálcio e reparar danos estruturais.

---

<sup>6</sup> Pacotes trabeculares: agrupamento de lamelas separadas por linhas cimentantes

<sup>7</sup> Fragmentos remanescentes de unidades ósseas, que tem sido parcialmente reabsorvidas pelo contínuo remodelamento

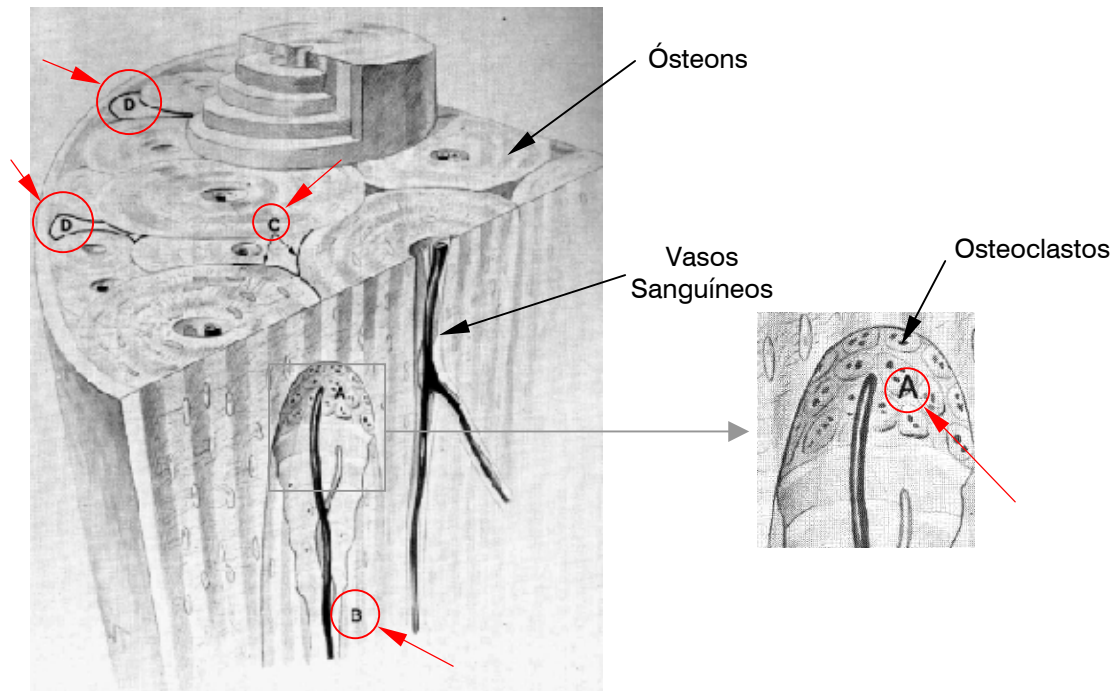


Figura 2.9 Representação de um segmento de osso cortical. Em A - núcleo de corte de osteoclastos visto ativamente criando um túnel ao longo do qual osso novo é criado, para formar em B um novo osteon. C - linhas cimentantes e D - lamelas intersticiais.

O remodelamento tem efeito positivo ou negativo na qualidade do osso ao nível do tecido. Ele serve para remover microfraturas, substituir osso morto e hipermineralizado e adaptar a microarquitetura no local de tensões elevadas. No osso trabecular, o remodelamento pode perfurar ou remover trabéculas e no cortical, aumenta a porosidade, decresce a espessura e possivelmente reduz a resistência óssea.

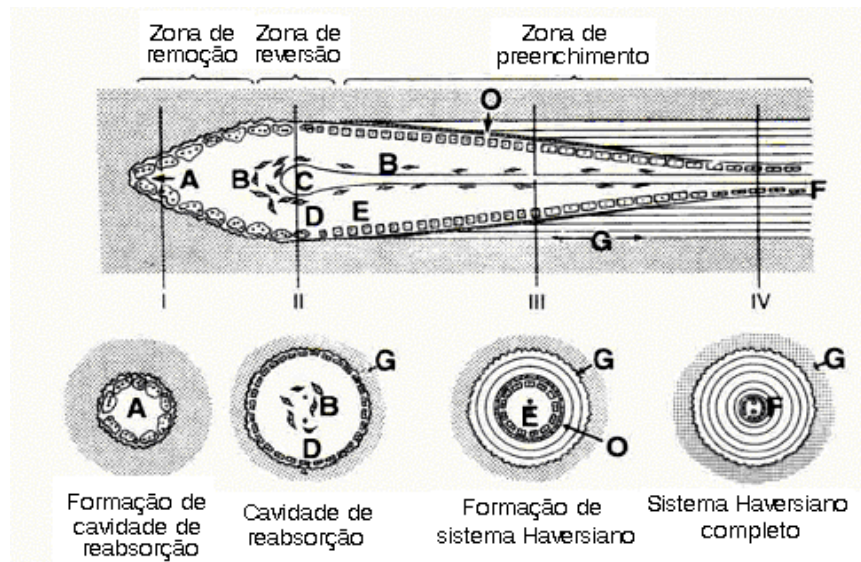


Figura 2.10 Diagrama apresentando uma seção longitudinal através de uma unidade de remodelamento ósseo com correspondentes seções transversais abaixo. (A) Osteoclastos na lacuna de Howship avançando longitudinalmente da direita para a esquerda e radialmente para alargar a cavidade de reabsorção. (B) Células precursoras de leito perivascular. (C) Alça capilar fornecendo precursores de osteoclastos. (D) Osteoclastos osteoprogenitores na fronteira da zona reversa. (E) Osteoblastos depositando osso circunferencialmente em fechamento radial e suas células precursoras perivasculares. (F) Células planas alinhadas ao sistema Haversiano completo. (G) linha cimentante. (O) Osteoblasto [Cowin, S. C. et al., 2001].

Um ciclo de remodelamento inclui 6 estágios consecutivos: repouso, ativação, reabsorção, inversão (acoplamento), formação, mineralização e retorno ao repouso. Em muitos animais adultos incluindo os humanos, em torno de 80% do cancelar e cortical superficial (periosteal e endosteal) e 95% da superfície intracortical são inativos em relação ao remodelamento ósseo durante um determinado tempo. Estas superfícies inativas estão num estado de repouso. A conversão da superfície óssea em repouso para atividade de reabsorção é referida como Ativação. O fator que ativa este processo ainda não é conhecido, mas acredita-se que ocorre parcialmente em resposta estrutural local ou por solicitação biomecânica. O ciclo de remodelamento requer recrutamento de osteoclastos, de modo que ele consiga atingir a superfície do osso. Onde os osteoclastos entram em contato com a superfície do osso, eles começam a erodi-lo, formando cavidades, referidas como lacunas de Howship, no osso cancelar, e como cones de desgaste ou cavidades reabsorvidas no osso cortical. O período de reversão corresponde ao momento em que as lacunas de Howship e os cones de desgaste estão ausentes de osteoclastos. O



estágio inicial da produção do osso consiste na secreção de moléculas de colágeno e substância fundamental pelos osteoblastos, formando fibras colágenas. O tecido resultante deste processo é o *osteóide* (Figura 2.11), um material semelhante à cartilagem, porém diferindo dela, devido à precipitação de sais de cálcio. À medida que o osteóide se forma, alguns osteoblastos ficam aprisionados no osteóide, passando a ser denominados *osteócitos*.

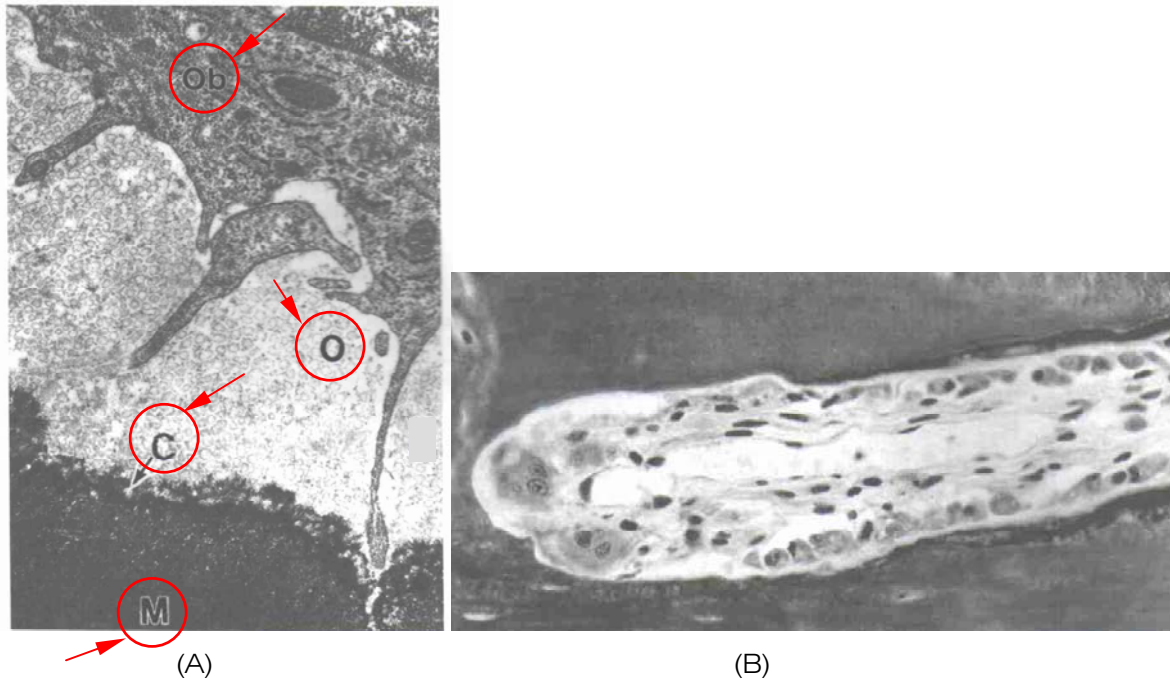


Figura 2.11 Em A, micrografia eletrônica de um osteóide. (O) Uma região do osteóide entre um osteoblasto (Ob) e matriz mineralizada (M). (C) Linha cimentante separando o osso velho do osso novo. Em B, remodelamento do osso cortical. Osteoclastos reabsorvendo o túnel e os osteoblastos preenchendo-o.

### Adaptação do Esqueleto às Solicitações Mecânicas

As solicitações mecânicas exercem uma importante função na manutenção e no desenvolvimento do esqueleto. A regulação mecânica de um osso inicia-se aproximadamente em torno de 5 a 7 semanas de vida pré-natal, quando a maioria dos elementos do esqueleto adulto e tecidos leves são formados. Deformações intermitentes no tecido esquelético são causadas por contração muscular, crescimento da cartilagem modular, modelamento e remodelamento do osso através do esqueleto. Depois do nascimento, o crescimento e a calcificação do esqueleto é fortemente influenciado por forças externamente aplicadas. O quanto a solicitação mecânica influencia na variação de massa óssea e na arquitetura é conhecida como hipótese de Frost. Esta hipótese ajuda a explicar várias observações clínicas e experimentais que são



pobremmente entendidas. Frost, H. M. (1969) propôs "*mechanostato*" como nome para o mecanismo biológico que altera a massa e a arquitetura do esqueleto conforme necessário a uma atividade física normal. É conhecido que a massa óssea adapta-se a necessidade mecânica em um caminho especial, então, a solicitação mecânica (SM) fará que o osso ative seu mecanismo biológico para corrigir erros entre a massa óssea e a necessidade de suporte mecânico. O mecanismo comporta-se como um termostato local que é "ligado" em resposta ao erro (massa óssea / SM) e "desligado" na ausência deste.

SM → Osso → MECANOSTATO → Efeito na massa óssea

O conceito de mecanostato é baseado na idéia de que existe uma deformação efetiva num determinado ponto (ponto de ajuste) com uma sobrecarga mecânica. Em resposta poderá ocorrer aumento de massa muscular e óssea e de resistência mecânica. Se existe um subcarregamento persistente, como uma situação de hipogravidade, a massa muscular e óssea poderá diminuir para um nível correspondente ao baixo nível de carregamento. Ao contrário, deformações abaixo do ponto de ajuste, acionarão uma resposta que causa perda de massa óssea.

Possuir um modelo confiável de remodelação óssea é da maior importância no caso dos implantes ortopédicos; tratamento de fraturas; biomecânica desportiva; prevenção da osteoporose; tratamento de assimetrias ósseas durante o crescimento, etc. Hollister, et al. (1993), representaram a adaptação fisiológica assumindo um circuito de retorno (Figura 2.12). Neste circuito, existe um sensor, geralmente considerado uma célula óssea, a qual recebe estímulos mecânicos através de várias hierarquias da estrutura óssea. A célula sensora deverá indicar o estímulo mecânico dentro de um campo variável aceitável. Se o estímulo estiver dentro deste limite, a célula não sofrerá a seqüência de eventos que levam à adaptação óssea e vice-versa. Se estes estímulos forem muitos baixos, o osso poderá ser reabsorvido. Se os estímulos forem altos, dentro da faixa aceitável, osso novo poderá ser depositado. Para o entendimento completo deste circuito fechado é importante entender o quanto de carga é transferido ao nível da célula e também o quanto o nível de estímulo mecânico está correlacionado com a atividade celular.

Outra aproximação ao estudo da adaptação mecanicamente mediada do osso é o uso de simulações computacionais. Em meados de 1970, as teorias matemáticas da adaptação óssea foram desenvolvidas para prever

mudanças na forma e na densidade do osso baseadas na densidade, energia de deformação, da tensão ou deformação:

$$\Delta \text{Estrutura óssea} = f(\Delta \text{Estímulos Mecânicos}, \text{Mecanismos fisiológicos})$$

Estas teorias foram baseadas na equação genérica acima, mas geralmente algumas medidas da estrutura do osso, como o estado de tensão e deformação, derivam de uma taxa de variação no tempo. Uma das primeiras teorias fundamentais do remodelamento do osso foi proposto por Cowin em 1976. Esta teoria foi baseada em princípios gerais da mecânica do contínuo. Com base nesta teoria, a técnica computacional com modelos de elementos finitos foi implementada para a resolução interativa de equações, atualizando a distribuição de tensão e deformação em resposta a um novo comportamento mecânico, conforme o ciclo apresentado na Figura 2.12.

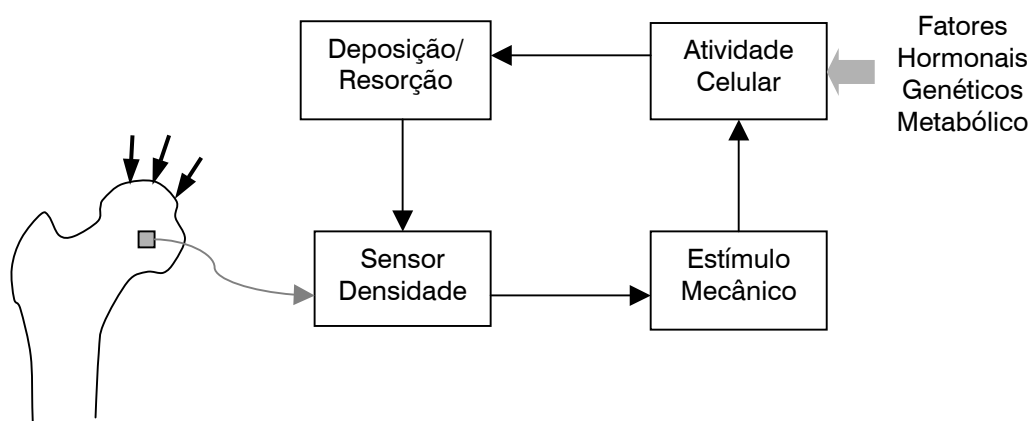


Figura 2.12 Sistema cíclico assumido para a adaptação fisiológica do osso.

## 2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS

O osso possui uma acentuada combinação de propriedades físicas, sendo muito resistente às tensões mecânicas ao mesmo tempo em que apresenta elasticidade e leveza. Em todos os seus níveis de organização, a sua estrutura assegura melhor resistência com grande economia de substâncias e um mínimo peso, apesar de sua resistência e dureza. É uma estrutura dinâmica, viva e continuamente renovada ao longo da vida do indivíduo, conforme o tipo e intensidade de carregamento imposto. Devido à sua capacidade de reconstrução interna e resposta a estímulos mecânicos

externos, os ossos podem ser parcialmente modificados por procedimentos cirúrgicos e por aparelhos ortopédicos e ortodônticos [Amaral et al., 1994].

O osso é um material de natureza biológica e como tal suas propriedades físicas variam amplamente de amostra a amostra. Quando tomado como possível material de engenharia verifica-se que ele possui uma estrutura fibrosa e, portanto pode ser classificado como material composto, sendo formado basicamente por colágeno e um grupo de minerais. A associação das fases orgânica e mineral confere ao osso as características e propriedades dos materiais compostos, formados à custa de uma matriz reforçada por fibras, com características de anisotropia, particularmente úteis como estruturas de resistência a esforços que apresentam direções preferenciais. No entanto, a composição do tecido ósseo é mais complexa do que a maioria dos compostos da engenharia. Uma compreensão mais fundamentada pode ser conseguida por modelos que empregam uma matriz colágena com cristais minerais embutidos. Estes constituintes orgânicos e inorgânicos agem juntos para dar ao osso suas propriedades originais. As propriedades e a resistência viscoelástica à fratura ainda não podem ser explicadas pelos mecanismos moleculares explícitos ou pelas características físicas geralmente medidas, mas são utilizados modelos das propriedades elásticas de seus constituintes e sua anisotropia. [Rho, J., et al., 1997].

O osso apresenta um arranjo variado de estruturas materiais ao longo do seu comprimento. Estas trabalham para executar funções mecânicas, biológicas e químicas diversas como a sustentação estrutural, a proteção e o armazenamento de células de cura e íons minerais para manutenção do equilíbrio interno. A arquitetura do osso apresenta uma estrutura hierárquica e complexa, sendo que suas propriedades materiais variam conforme a escala de tamanho analisada. Para entender as propriedades mecânicas do material do osso como um todo, é importante compreender as propriedades mecânicas de suas fases componentes e o relacionamento estrutural entre elas nos vários níveis da organização estrutural hierárquica. Esta estrutura hierárquica apresenta um irregular, mas otimizado, arranjo e orientação de componentes, caracterizando o material ósseo como heterogêneo e anisotrópico [Rho, 1997].

Embora ambos os tipos de osso (cortical e trabecular) sejam distinguidos mais facilmente por seu grau de porosidade ou de densidade, a verdadeira diferenciação vem da avaliação histológica da microestrutura do tecido. A microestrutura produzida pela compactação do osso trabecular é

composta de irregulares e sinuosas convoluções das lamelas. Em contraste, a microestrutura do osso cortical é composta de lamelas regulares e cilíndricas. Em geral, o osso trabecular é muito mais ativo metabolicamente, ou seja, é remodelado mais freqüentemente do que o osso cortical e, conseqüentemente, é em média mais jovem do que o osso cortical. Mesmo que o osso trabecular e cortical possam ser do mesmo tipo de material, a maturação do tecido cortical pode alterar as propriedades mecânicas a nível microestrutural. As propriedades mecânicas dos tecidos trabecular e cortical são influenciadas extremamente pela porosidade, pelo nível da mineralização e pela organização da matriz contínua e podem ser descritas em termos das propriedades estruturais e materiais. Estas propriedades são importantes para análises globais de tensão na caracterização de várias patologias do osso e na adaptação do osso em torno de implantes, fornecendo informações valiosas sobre a fixação e a reabsorção do osso na interface osso-implante. Em geral, os valores das propriedades mecânicas do osso a nível macroestrutural variam de um osso para outro, assim como dentro de regiões diferentes do mesmo osso [Rho, 1997].

A quantificação da qualidade mecânica do tecido ósseo é de fundamental importância não somente no delineamento do comportamento biomecânico do osso submetido a implantes e/ou próteses, mas também no estudo de várias doenças ósseas metabólicas. Além disso, o tecido ósseo pode sofrer constantemente variações adaptacionais em resposta a alterações locais de condições biomecânicas. Esses processos de adaptação são muito importantes na patogênese da fragilidade óssea associada à idade e ao sucesso de implantes e próteses.

Liu, et al. (1999) observou claramente o comportamento anisotrópico do osso cortical da tíbia, utilizando ensaio de flexão de 3 pontos em quatro diferentes orientações (Figura 2.13). A orientação de 0° é a biologicamente mais relevante, com relação às direções e natureza de fratura de flexão esperada.

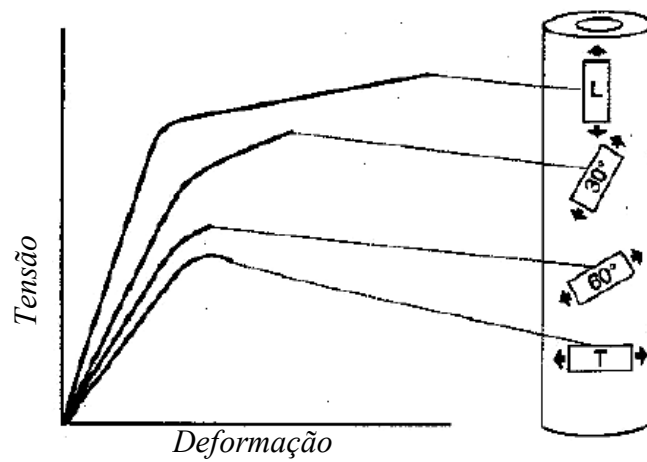
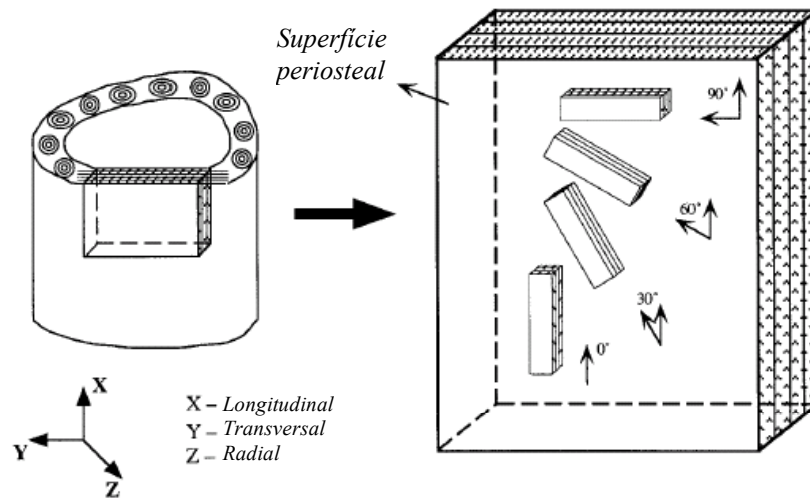


Figura 2.13 Resultados do ensaio de flexão de 3 pontos de acordo com a orientação em relação ao eixo longitudinal do osso.

Em geral o osso cortical apresenta módulo de elasticidade anisotrópico em diferentes direções anatômicas (Tabela 2.2). Por exemplo, o módulo de elasticidade na direção longitudinal do osso longo é maior que na direção transversal.

Tabela 2.2 Módulos de elasticidade do osso cortical.

Módulo de Elasticidade [E]	Osso humano [GPa]	Osso bovino [GPa]
Longitudinal	17,4	20,4
Transversal	9,6	11,7
Flexão	14,8	19,9
Cisalhamento	3,51	4,14

Desta forma a relação constitutiva ortotrópica ou transversalmente isotrópica (Figura 2.14a, b) descreve as propriedades elásticas do osso relativamente bem. Para este modelo, Katz et al. (1984), mediram as constantes elásticas ortotrópicas do osso cortical bovino e humano, apresentadas na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 Constantes elásticas ortotrópicas do osso cortical, sendo  $\{\sigma\}=[C]\{\varepsilon\}$ .

Constante elástica	Osso bovino [GPa]	Osso humano [GPa]
$C_{11}$	22,4	21,2
$C_{22}$	25,0	21,0
$C_{33}$	35,0	29,0
$C_{44}$	8,2	6,3
$C_{55}$	7,1	6,3
$C_{66}$	6,1	5,4
$C_{12}$	14,0	11,7
$C_{23}$	13,6	11,1
$C_{13}$	15,8	12,7

Devido à anisotropia do tecido trabecular, a sua resistência depende da orientação do osso em relação à carga aplicada. Além disso, a densidade e a arquitetura, os quais dependem do local anatômico, espécie, idade e patologias tais como a osteoporose, provocam uma grande variação na tensão de falha deste tecido (Tabela 2.4). Algumas estruturas trabeculares apresentam uma orientação preferencial muito pronunciada, o que destaca a anisotropia mecânica neste osso.

Tabela 2.4 Propriedades mecânicas do trabecular humano conforme local anatômico.

Local anatômico	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Módulo de elasticidade (MPa)	Tensão limite de ruptura (MPa)	Deformação limite de ruptura (%)
Tíbia proximal	0,29	445	5,33	2,02
Fêmur	0,5	389	7,36	-
Espinha lombar	0,17	291	2,23	1,45

Para o osso cancelar é geralmente assumido pelo menos 3 planos ortogonais de simetria elástica (comportamento elástico ortotrópico). Em alguns casos o osso cancelar pode ser descrito como transversalmente isotrópico ou isotrópico (Figura 2.14). A isotropia transversal é considerada no plano 12, ou seja,  $E_1 = E_2$ ;  $\nu_{12} = \nu_{21}$ ;  $\nu_{31} = \nu_{13}$ ;  $G_{31} = G_{13}$ .

$$\begin{aligned}
 \text{(a)} \quad D &= \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{21}}{E_2} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_1} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} & \text{(b)} \quad D = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_1} & \frac{-\nu_{31}}{E_1} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu_{12}}{E_1} \end{bmatrix} \\
 \text{(c)} \quad D &= \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu}{E} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu}{E} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu}{E} \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

Figura 2.14 Matrizes constitutivas consideradas em modelos para osso trabecular, onde  $\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}$ . (a) ortotrópica, (b) transversalmente isotrópica e (c) isotrópica. [Cowin S. C., 2000].

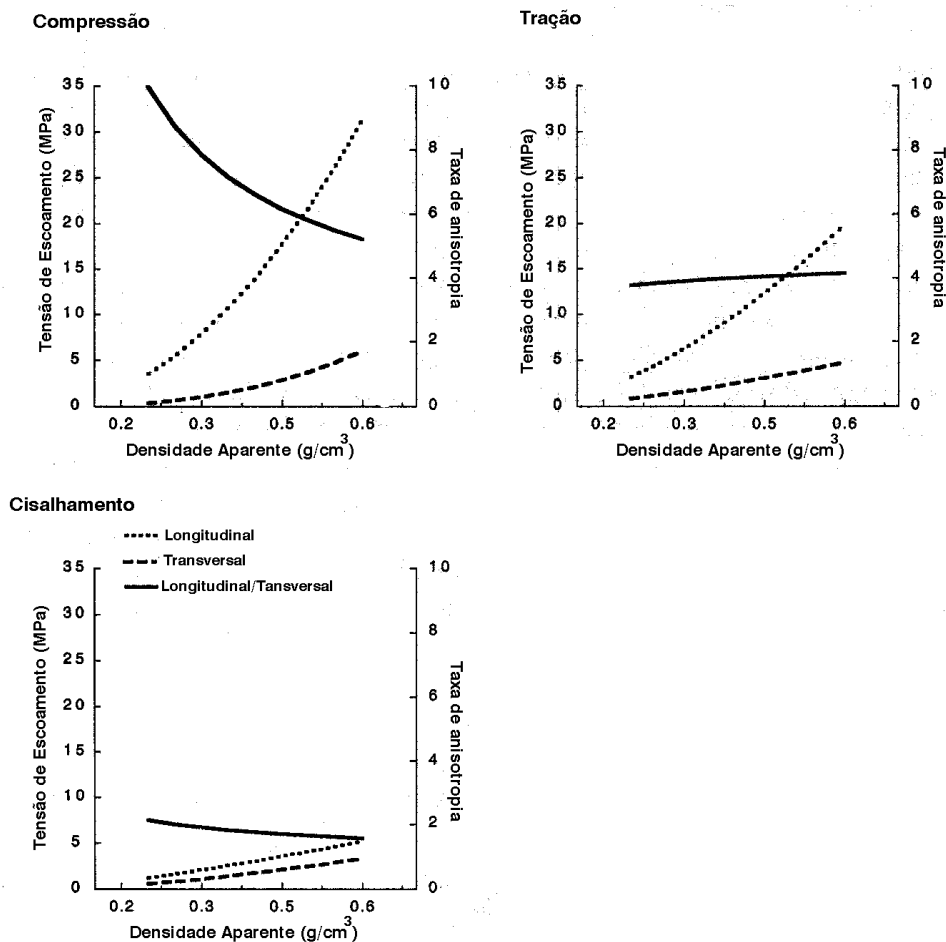


Figura 2.15 Curvas de tensão de escoamento para carregamentos longitudinais e transversais, em função da densidade aparente para três diferentes modos de carga (compressão, tração e cisalhamento), obtidas a partir de ensaios em amostras de osso trabecular bovino da região da tíbia.

O osso trabecular, quando submetido à cargas compressivas, apresenta um comportamento plástico (pós-escoamento) bem mais evidente do que quando submetido à cargas de tração (Figura 2.16).



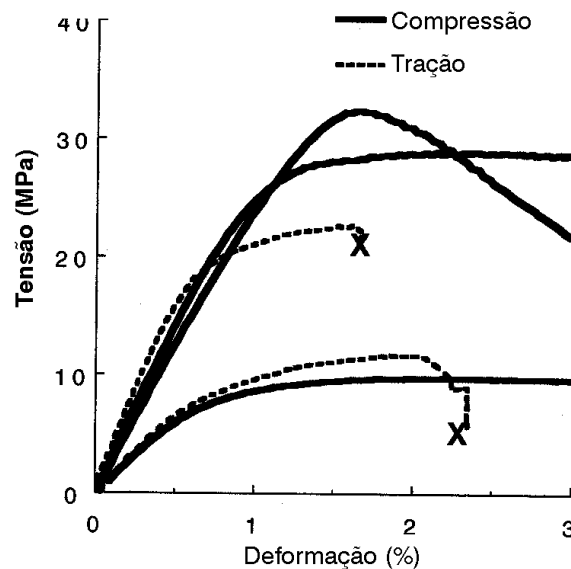


Figura 2.16 Curvas tensão-deformação e carregamento de tração e compressão, em osso bovino trabecular.

Embora muitos pesquisadores caracterizem o osso trabecular como um material ortotrópico, é importante destacar que as propriedades mecânicas utilizadas em alguns modelos consideram este tecido como um material sólido localmente homogêneo e isotrópico. A rigidez encontrada para o osso trabecular varia num campo de 1 a 1000 MPa e a tensão limite de resistência de 0,12 a 310 MPa. A grande variação na distribuição de densidade e organização estrutural do osso cancelar é, provavelmente, o motivo pelo qual a faixa de variação da rigidez e resistência encontrada neste tecido seja bem maior do que no osso cortical. Muitos pesquisadores procuraram correlacionar a densidade e a rigidez do tecido trabecular com equações, em geral, na forma:

$$\text{Rigidez} = A * \text{Densidade} + B \Rightarrow \text{Relação linear}$$

$$\text{Rigidez} = A * (\text{Densidade})^B \Rightarrow \text{Relação potencial}$$

onde  $A$  e  $B$  são constantes.

O módulo de elasticidade no tecido cancelar é 20 a 30% menor que no osso compacto. Uma hipótese plausível para este fato é que o módulo de elasticidade do tecido ósseo está relacionado com a porosidade e/ou densidade de mineral contido e com características microestruturais tais como orientação das trabéculas, lacunas e linhas cimentantes (Hollister, S. J., et al. 1993).

Wirtz et al. avaliaram os resultados das propriedades mecânicas do osso obtidas em testes experimentais disponíveis em publicações técnicas para sua devida aplicação em modelos numéricos. A avaliação da dependência das propriedades do tecido cortical e cancelar de fêmures proximal humano, analisando os critérios relacionados ao módulo de elasticidade, tensão limite de tração, compressão e torção, coeficiente de Poisson, módulo de cisalhamento e as propriedades de viscoelasticidade, caracterizaram que a relação da densidade aparente com as propriedades parece ser a maneira mais apropriada de considerar variações individuais e locais assim como a influência da idade do osso (tabela 2.5). Entretanto, somente para o módulo de elasticidade e para a tensão limite de compressão, tanto no osso cortical quanto no cancelar, é que a dependência da densidade aparente apresenta dados disponíveis na literatura.

Tabela 2.5 Relação entre módulo de elasticidade e a tensão limite de compressão com a densidade aparente do osso femoral cortical e cancelar nas direções axial e transversal [Radermacher C., 1999]

DIREÇÃO DA CARGA	OSSO CORTICAL [MPa]	OSSO TRABECULAR [MPa]
AXIAL	$E = 2065\rho^{3,09}$	$E = 1904\rho^{1,64}$
TRANSVERSAL	$E = 2314\rho^{1,57}$	$E = 1157\rho^{1,78}$
AXIAL	$\sigma_b = 72,4\rho^{1,88}$	$\sigma_b = 40,8\rho^{1,89}$
TRANSVERSAL	$\sigma_b = 37\rho^{1,51}$	$\sigma_b = 21,4\rho^{1,37}$

Para esclarecer o ortotropia do osso, todas as experiências analisadas por Wirtz D. C., et al. (2000) foram realizadas de acordo com um determinado sentido da carga. O sentido axial foi definido de acordo com os ósteons do sistema Haversiano do osso cortical e de acordo com o sentido espacial principal da estrutura trabecular dentro das amostras do osso cancelar. O eixo transversal foi posicionado perpendicularmente à direção axial definida anatomicamente.

Nenhuma correlação com densidade do osso foi encontrada para o coeficiente de Poisson, módulo de cisalhamento e tensão limite de torção e tração. Na literatura, o comportamento mecânico do osso foi suficientemente

caracterizado no sentido axial e transversal da carga. Entretanto, não é possível definir uma orientação predominante para o osso cortical nem para o cancelar no plano transversal. Ao menos para o momento, este problema poderia ser ignorado supondo a isotropia transversal.

Tabela 2.6 Propriedades mecânicas no tecido cortical e trabecular.

PROPRIEDADE MECÂNICA	OSSO CORTICAL	OSSO TRABECULAR
Tensão limite resistência à tração	~150 MPa	~3 MPa (0,2 g/cm <sup>3</sup> )
Tensão limite resistência à torção	49 - 68 MPa	~15 MPa (0,5 g/cm <sup>3</sup> )
Módulo de cisalhamento	2840 - 4040 MPa	8 - 40 MPa (0,8 g/cm <sup>3</sup> )
Coefficiente de Poisson	0,2 - 0,5	0,01 - 0,35

O osso humano, como já mencionado, é fortemente viscoelástico e anisotrópico, e, quando comparado com outros materiais, apresenta propriedades interessantes, como pode ser observado através de sua localização na carta de Ashby, nas figuras abaixo:

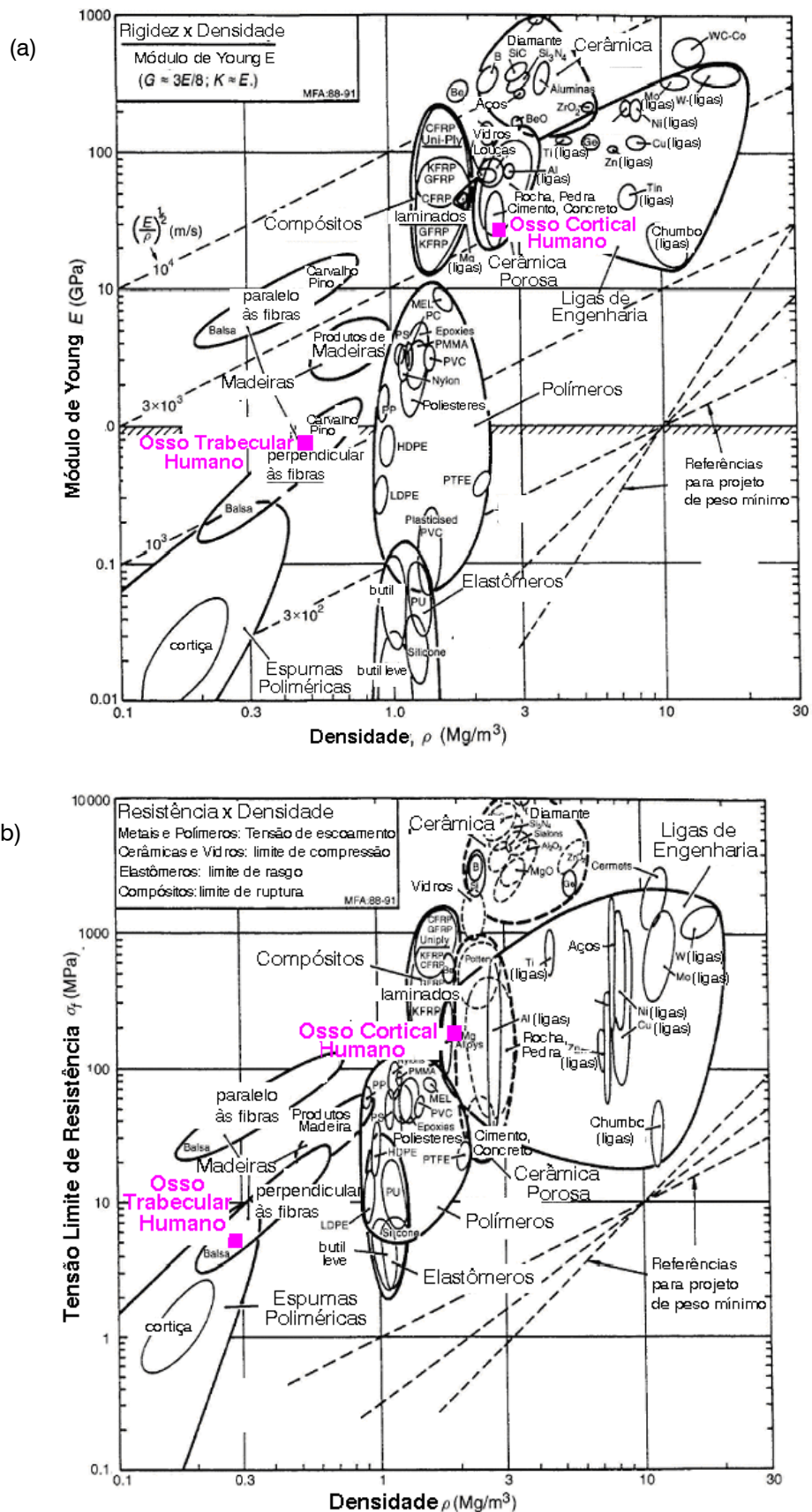


Figura 2.17 Localização do osso humano na carta de Ashby. Módulo de elasticidade x densidade (a). Tensão limite de resistência x densidade (b).

## Viscoelasticidade Óssea

O comportamento mecânico do osso trabecular é altamente viscoelástico. A parcela elástica deste comportamento demonstra a habilidade do osso em retornar totalmente à sua geometria inicial após a remoção da carga aplicada, desde que esta não exceda o limite de elasticidade. A parcela viscosa é responsável pela dependência da rigidez em função da taxa de deformação, pela capacidade de dissipar energia dentro do regime elástico e pelos fenômenos da relaxação da tensão e da fluência no tecido. A viscosidade no osso cancelar pode ser associada à medula óssea contida nos poros, provocando o efeito conhecido como rigidez hidráulica. Entretanto, para taxas de deformação que ocorrem durante atividades normais ( $\sim 1\text{Hz}$ ), o osso cancelar pode ser descrito como material elástico.

A viscoelasticidade nos materiais é conhecida como a relação entre tensão e deformação dependentes no tempo ou sob frequência em carregamento oscilatório. Este fenômeno pode provocar a fluência ou relaxação no material. A fluência consiste na deformação lenta e progressiva sob tensão constante, enquanto que na relaxação, a tensão sofre uma redução gradual quando o material é submetido a uma deformação constante.

O amortecimento mecânico, expresso como  $\tan \delta$ , é a taxa de energia dissipada para a energia armazenada em um ciclo de deformação em um material viscoelástico linear como o osso. A fase entre a tensão e deformação em resposta à tensão  $\sigma(t)$  é representada por  $\delta$ . No osso, o amortecimento viscoelástico apresenta amplitude mínima para frequências de 1 a 100 Hz associadas com atividades normais em humanos. Quando comparado com outros materiais, o osso apresenta amortecimento ( $\tan \delta$ ) e rigidez intermediários entre polímeros e metais, como mostra a Figura 2.18.

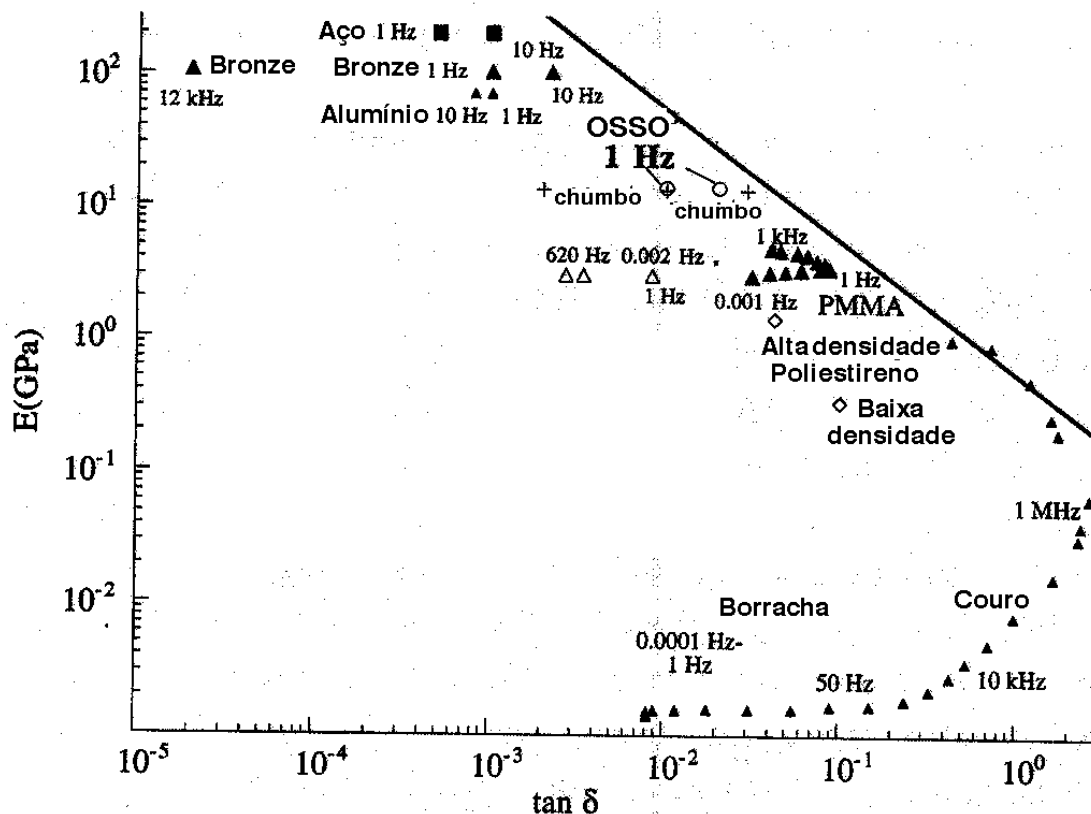


Figura 2.18 Comparação entre a rigidez ( $E$ ) e amortecimento ( $\tan \delta$ ) do osso com outros materiais. A linha diagonal representa o maior produto de rigidez e amortecimento encontrado em materiais de engenharia.

Como já foi mencionado, o osso é um sólido hierárquico que contém múltiplas escalas de tamanho. Desta forma, a viscoelasticidade pode ocorrer por vários processos nestas diferentes escalas, provocando uma distribuição de relaxação no tempo. Segundo Cowin, S. C. (2001), experimentos em ossos mineralizados e desmineralizados apresentavam curvas de relaxação similares, o que sugere que o colágeno é o maior responsável pelo comportamento viscoelástico no osso. O colágeno é uma espécie de polímero natural, e como nestes, a viscoelasticidade ocorre devido ao movimento molecular, que no osso umidificado pode se facilitar pela água contida.

A variação no fenômeno da relaxação no osso em função da água pode fornecer indícios para o entendimento do seu comportamento viscoelástico. Sasaki, N. et al. (1995) investigaram a tensão de relaxação em função da água contida no osso, onde  $\phi$  é definido como o coeficiente de água retida (*g de água/g de osso*), para fêmur bovino em ensaios de torção. Em seu estudo puderam verificar que o módulo de relaxação cisalhante  $G(t)$  tende a decrescer

com  $\phi$  após aplicação da deformação, depois se mantêm constante (Figura 2.19).

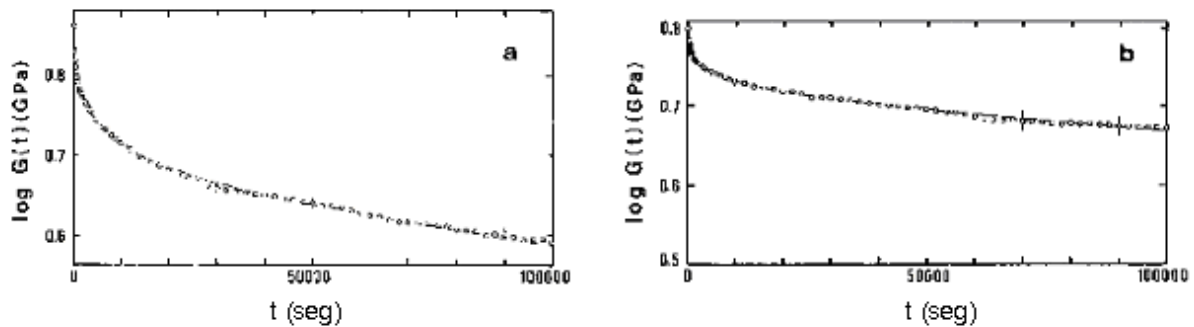


Figura 2.19 Variação da relaxação sob cisalhamento na diáfise de fêmur bovino conforme o coeficiente de água retida. (a)  $\phi = 0,057$ ; (b)  $\phi = 0,0117$ .

Todas as curvas medidas durante estes ensaios puderam ser descritas pela combinação da função de Kohlraush-Williams-Watts (KWW) e da função exponencial decrescente de Debye [equação (2.1)], onde  $G_i$  é um valor inicial para o módulo de relaxação cisalhante  $G(t)$ ,  $A_1$  e  $A_2$  são parcelas de relaxação de KWW e Debye respectivamente e  $\tau_1$  e  $\tau_2$  são tempos de relaxação.

$$\frac{G(t)}{G_i} = A_1 \exp \left[ - \left( \frac{t}{\tau_1} \right)^\beta \right] + A_2 \exp \left[ \frac{-t}{\tau_2} \right],$$

$$A_1 + A_2 = 1, \quad (2.1)$$

$$0 \leq \beta \leq 1$$

A dependência do módulo de relaxação com a água contida no osso levaram à hipótese de que a relaxação poderá ser um processo de reordenamento local no arranjo molecular do colágeno associado com interfaces tais como as linhas cimentantes.

Carter e Hayes, citados em Wirtz, D. C. et al. (2000), definiram o comportamento viscoelástico do osso como sendo uma função da taxa de deformação  $\dot{\epsilon}$  (%/s) e a densidade aparente  $\rho$  ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ), quantificando-a na fórmula:

$$\sigma_b = 68 \left[ \frac{\partial \epsilon}{\partial t} \right]^{0,06} \rho^2 \quad (2.2)$$

onde  $\sigma_b$  corresponde à tensão limite de resistência à compressão. Segundo Carter e Hayes, esta relação matemática é aplicável tanto para o osso cortical quanto para o trabecular.

### Variação das propriedades mecânicas após a morte do tecido

Um espécime de osso, quando removido de um esqueleto vivo, sofrerá inevitavelmente alteração das suas propriedades mecânicas. As células do tecido ósseo começarão a morrer, sendo observada variação da temperatura e principalmente alteração de umidade. Se o osso ou amostra de osso é mantido em estado de umidade e temperatura do corpo, serão produzidas enzimas, as quais afetarão a matriz orgânica do osso, e se o meio líquido utilizado não for apropriadamente armazenado, a matriz mineral poderá deteriorar-se também. Existem dois meios básicos para preservação do tecido e prever este problema: fixação química e congelamento. A fixação química é utilizada por histologistas para análise da estrutura celular, porém as reações químicas deste processo provocam alterações nas propriedades mecânicas do tecido.

O congelamento a seco, também conhecido por liofilização, consiste em um congelamento profundo do osso (aproximadamente  $-80^{\circ}\text{C}$ ), pela introdução de um forte vácuo, seguido por aumento gradual da temperatura, provocando a sublimação da água congelada contida no osso até que esta seja reduzida a menos de 5%. A liofilização reduz a antigenicidade<sup>8</sup> do osso afetando seu potencial osteoindutivo. Em relação ao comportamento mecânico, o osso cortical é mais afetado pela liofilização que o osso trabecular. Cowin, S. C. (2000) cita experimentos que demonstraram a redução no módulo de elasticidade, na deformação e energia de ruptura, em osso cortical bovino liofilizado à  $-30^{\circ}\text{C}$  e posteriormente re-hidratados em solução salina por 2 horas a temperatura de  $20^{\circ}\text{C}$ . A re-hidratação restaura parcial e gradualmente o comportamento pós-escoamento do osso, porém não o recupera totalmente. A fragilidade no osso apresenta um aumento substancial após este tratamento, podendo causar trincas longitudinais quando o espécime é cortado transversalmente. Estas observações sobre o comportamento plástico do osso liofilizado sugerem que este processo afeta mais aos componentes da matriz colágena que os minerais.

---

<sup>8</sup> Antigenicidade: é a habilidade em uma substância em acionar uma resposta imunológica num determinado organismo.



A irradiação por raios gama é um processo comumente utilizado em enxertos ósseos para eliminar organismos infecciosos. Dosagens de 30 a 60 kGy<sup>9</sup> são freqüentemente utilizadas no tratamento de enxertos ósseos congelados. Estas dosagens provocam alterações no comportamento físico do osso devido aos danos ocorridos na matriz extracelular. Pesquisas realizadas em amostras de osso cortical humano sobre as conseqüências da intensidade de raio gama nas propriedades mecânicas do osso demonstraram que radiação entre 10 a 30 kGy não apresenta alterações significativas no comportamento, mas acima deste valor foram observadas reduções de 20% na resistência a compressão, 35% à torção e 30% à flexão. A combinação de liofilização e irradiação em amostras apresentou um acréscimo no módulo de plasticidade e redução nas tensões de escoamento e ruptura.

### 2.3 MECÂNICA DA FRATURA ÓSSEA

A estrutura óssea, devido à sua função de sustentação, está continuamente sujeita a diversas condições de carregamento, as quais provocam a distribuição de solicitações mecânicas em cada um dos membros estruturais envolvidos: os ossos.

A fratura óssea pode ocorrer devido a uma sobrecarga mecânica. A forma da fratura depende principalmente do tipo de carregamento exercido pelo osso e da energia liberada. O grau de fragmentação depende da energia armazenada no processo de falha, assim, as fraturas de cunha e multifragmentares são associadas a alta energia liberada (Muller, M. E., et al. 1990).

---

<sup>9</sup> Unidade do SI para dosagem de radiação absorvida em gray; 1 gray = 1 Gy = 100 rad; 1000 Gy = 1 kGy.

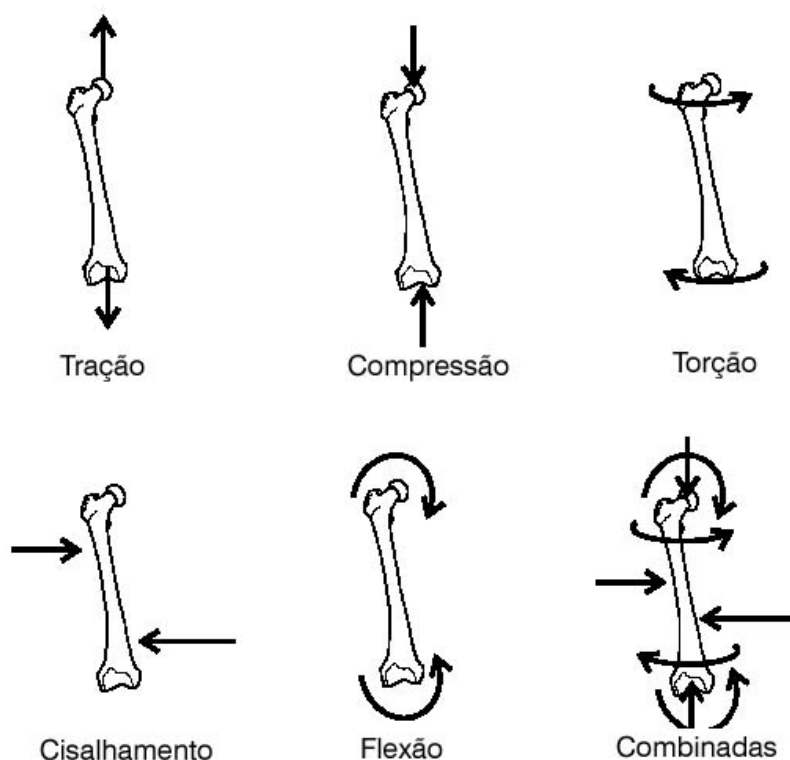


Figura 2.20 Ilustração dos diferentes tipos de carregamentos que podem ser impostos aos ossos.

No osso, o mecanismo de falha é observado mecanicamente como um comportamento inelástico de tensões e deformações. Entretanto o osso também exibe um consistente comportamento com fluxo plástico e fluência. A origem do comportamento inelástico poderá se definido como: (1) falha devido a perda da continuidade do material via surgimento de trincas e vazios, os quais degradam a rigidez assim como outras propriedades mecânicas; (2) plasticidade como evidência do processo de fluxo que não altera a rigidez do material mas cria deformações irrecuperáveis após descarregamento; (3) inelasticidade ou elasticidade atrasada como processo dissipativo (viscoso) que aumenta a rigidez com o aumento da taxa de carregamento, mas não envolve deformações irrecuperáveis. Desta forma, a deformação total ( $\varepsilon_T$ ) é a soma da deformação elástica ( $\varepsilon_e$ ), deformação inelástica devido ao acúmulo de dano ( $\varepsilon_d$ ), fluxo plástico ( $\varepsilon_p$ ) e a deformação recuperável devido ao comportamento viscoelástico ( $\varepsilon_v$ ), tal que:

$$\varepsilon_T = \varepsilon_e + \varepsilon_d + \varepsilon_p + \varepsilon_v \quad (2.3)$$

Independente do tipo de carregamento, a tensão requerida para provocar a fratura e o modo de propagação de trinca que conduz a esta, dependem de várias variáveis, incluindo a taxa na qual a carga é aplicada, intensidade e ciclos de carregamento (Figura 2.21) a orientação e microestrutura da amostra de osso.

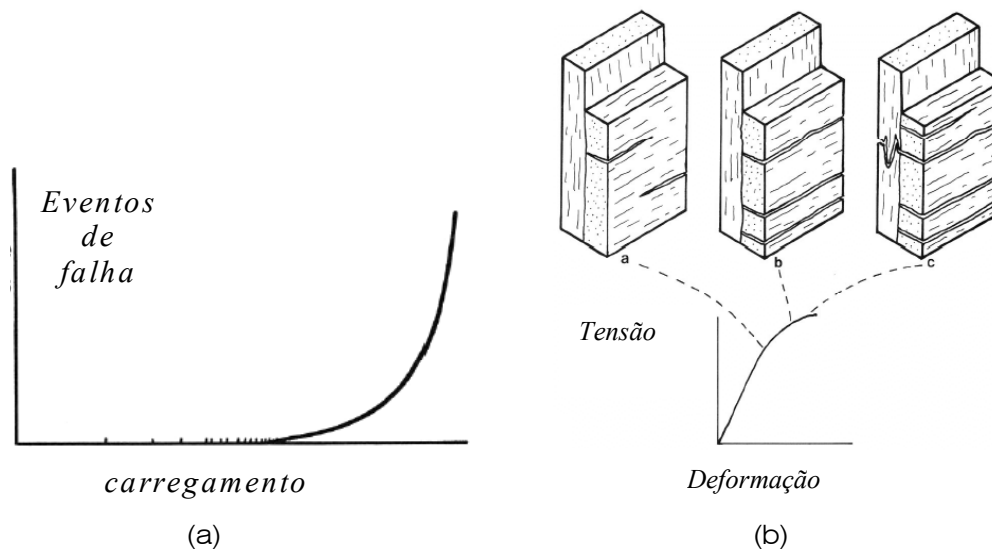


Figura 2.21 Fratura óssea devido à fadiga (a) ou devido à carregamento monotônico (b), ocorre a partir de excessiva formação de trincas transversal e longitudinalmente à orientação das lamelas Haversianas.

O efeito da taxa de deformação nos diversos tipos de carregamento tem demonstrado que o material é fraturado mais rapidamente, com menor tensão limite e energia absorvida, quando submetido a uma alta taxa de deformação, exibindo um comportamento elástico linear, típico de materiais frágeis. Para baixas taxas de deformação, o osso exibe um comportamento não elástico.

O comportamento de tensão e deformação do osso cortical e trabecular que foram previamente danificados é qualitativamente consistente em vários modos de carregamento e é similar aos compostos sintéticos. Ambos os tecidos trabecular e cortical apresentam de 70 a 80% de deformação inelástica total, após descarregamento a partir de um evento de falha. Este comportamento é ilustrado por um carregamento de tração numa amostra de osso cortical como mostra a Figura 2.22. Uma das variações mais óbvias observadas é que o comportamento da curva tensão-deformação torna-se notadamente mais curvilínea, o que pode ser a manifestação do aparecimento de trincas ou alteração nas propriedades viscosas. Fondrk et al. (1999), propôs que este comportamento ocorre devido à presença de tensões residuais

resultantes da combinação dos processos de falha e escorregamento, tensões que podem ser aliviadas no recarregamento após o efeito de falha sobre a rigidez ser totalmente visível.

### Fratura no Osso Cortical

O osso cortical é uma estrutura composta, formada por uma série de pacotes fechados, na forma de cilindros irregulares chamados ósteons, como descrito no item 2.1.2 deste capítulo. Os canais interconectantes (Volkmann) e as linhas cimentantes (Figura 2.5) presentes no tecido, são os principais locais candidatos à formação de trincas, por concentração de tensões.

Se uma amostra de osso cortical for submetida a uma carga de tração monotônica, a curva Tensão-Deformação poderá ser dividida em três fases, como apresentado na Figura 2.22. Na fase I, a amostra carregada a alguns níveis de deformação poderá retornar a deformação zero quando descarregada. A fase II é comumente identificada como região de escoamento e pós-escoamento e está associada com o início do processo inelástico. A fase III é a fase pré-falha, na qual o crescimento de trincas segue rapidamente para a ruptura no teste.

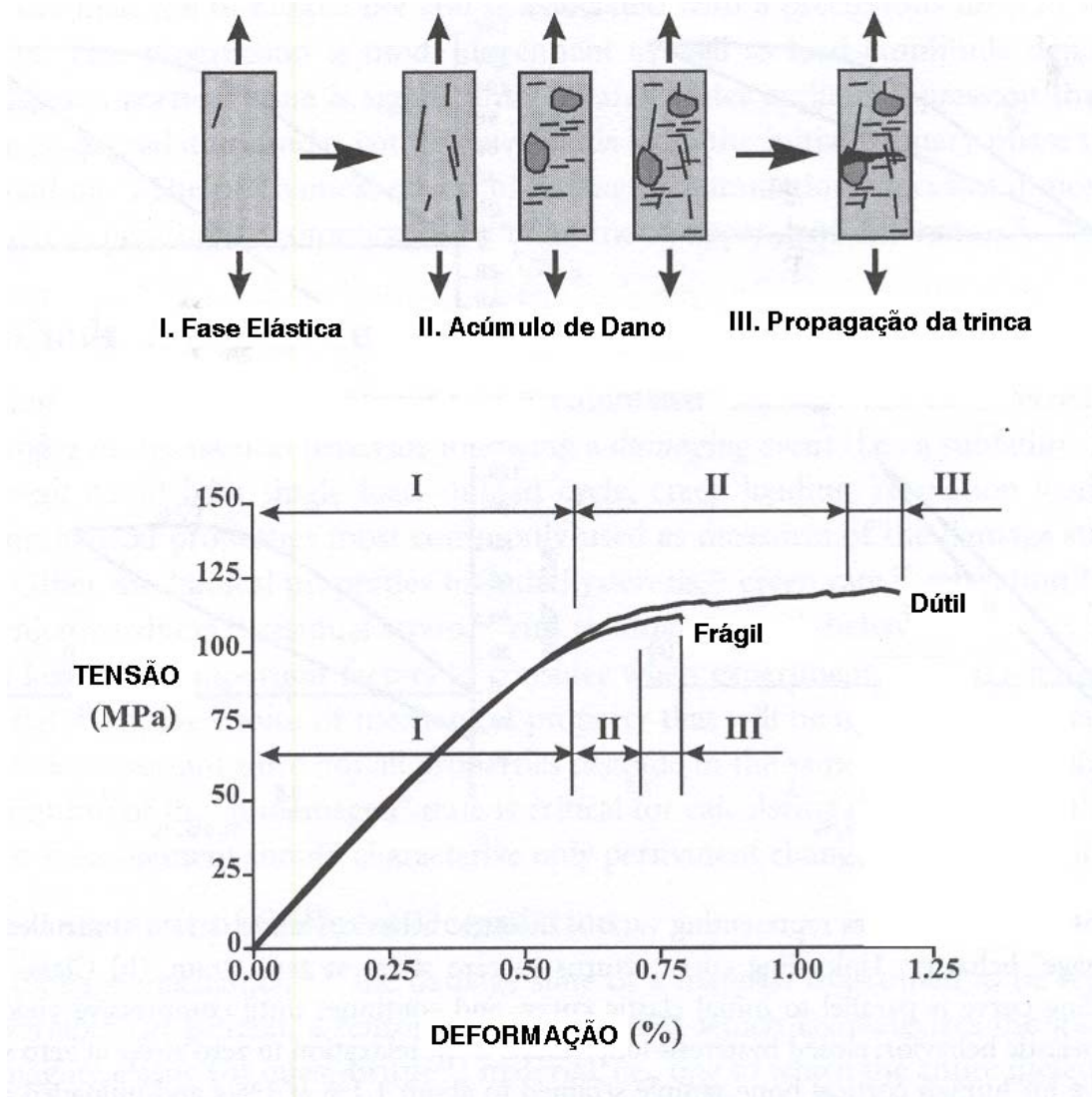


Figura 2.22 Curvas Tensão-Deformação nos regimes elástico, plástico e fratura em amostras de osso cortical.

Em amostras usinadas de osso cortical, tanto na direção paralela quanto normal ao eixo longitudinal (direção dos ósteons), quando submetidas à carregamentos de tração uniaxial, a forma da fratura resulta em superfícies planas, normais à direção de carregamento, devido à formação e propagação de microtrincas longitudinais e transversais a direção osteonal (Figura 2.23).

O dano provocado por cargas compressivas tem sido consistentemente associado à presença de trincas cisalhantes (Figura 2.23). Este modo de falha é consistente para amostras de osso, osso intacto e ósteons. O ângulo de orientação e o grau para o qual a trinca interage com a microestrutura depende da orientação relativa dos ósteons em relação ao eixo de carregamento. Cargas compressivas aplicadas ao longo do eixo longitudinal do osso são associadas com trincas formando ângulos de  $\pm 30^\circ$  em relação ao eixo de

carregamento. Através destas trincas oblíquas tem apontado um contorno indicando o envolvimento de alguns níveis lamelares. Estas trincas oblíquas, uma vez iniciadas, podem propagar-se independentemente da microestrutura. Ao contrário, cargas compressivas aplicadas ao longo do eixo tangencial e radial do material geraram trincas relativamente suaves em planos cisalhantes. Estas trincas formam ângulos de  $\pm 45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal. O ângulo de inclinação das trincas (fissuras) observados em ósteons humanos foi regularmente constante  $\pm 30^\circ$  a  $\pm 35^\circ$  com relação ao eixo longitudinal, independentemente da organização colágena (Cowin, S. C., 2000).

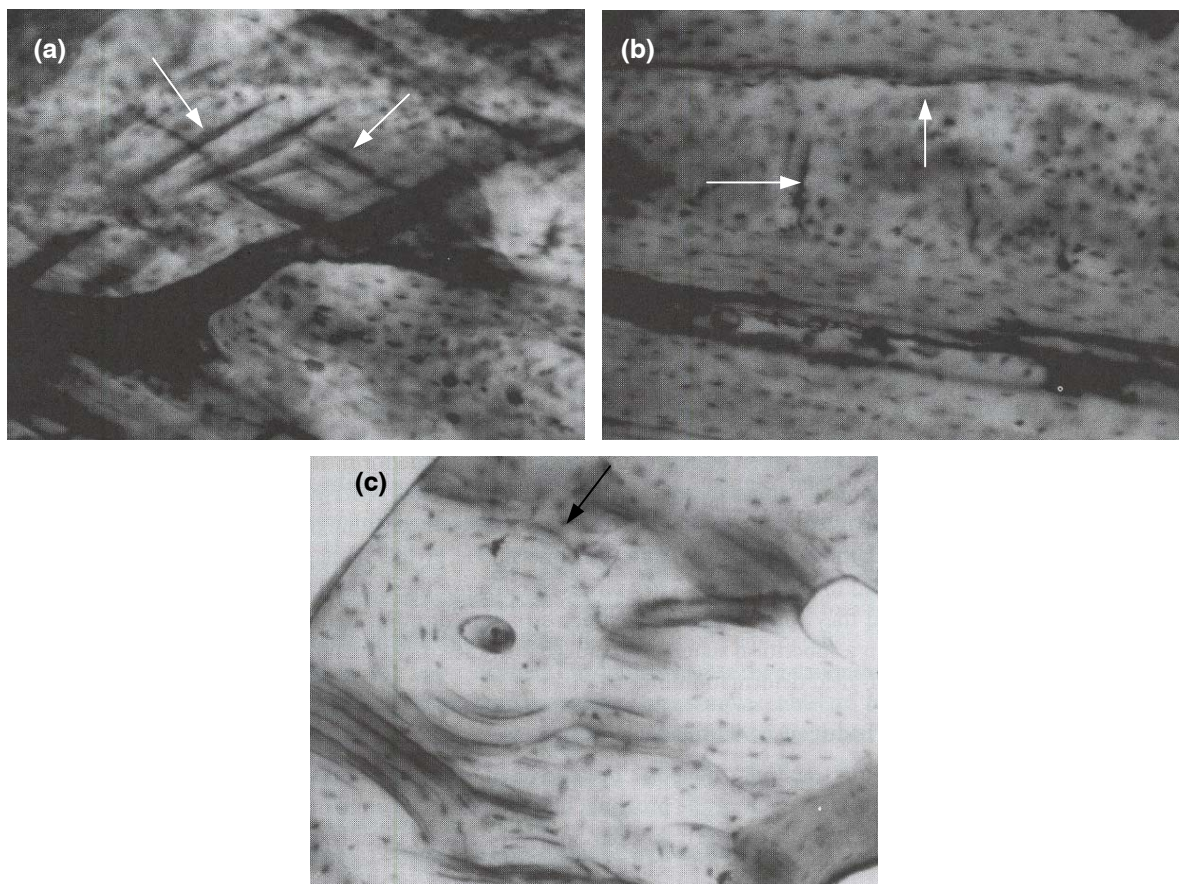


Figura 2.23 (a) Seção longitudinal de uma amostra submetida à compressão, apresentando micro-trincas oblíquas. Os eixos da amostra e do osso estão orientados da esquerda para a direita; (b) Seção longitudinal de uma amostra submetida à tração, apresentando micro-trincas longitudinais e transversais. Os eixos da amostra e do osso estão orientados da esquerda para a direita; (c) Seção transversal de uma amostra submetida a torção, apresentando descolamento interlamelar.

Sob o carregamento de flexão, uma parcela da superfície óssea sofre tração, enquanto a parcela restante sofre compressão. A superfície de fratura no lado tracionado é plana, enquanto que no lado comprimido a superfície de fratura é oblíqua e com arestas irregulares.

## Fratura no Osso Trabecular

Experimentos mostram que o principal parâmetro de falha no trabecular é o máximo nível de deformação aparente de escoamento ou fratura, com uma pequena dependência na densidade aparente. O dano e o reparo de uma trabécula individual são reconhecidos como processos fisiológicos quase normais que tendem a aumentar com a idade. Micro trincas aparentes em trabéculas individuais podem ser reparadas por formação de calo ósseo, similar aos que ocorrem na fratura de ossos longos, resultando na aparência de um “nó” de uma nova lamela em torno da trinca original.

O escoamento é usualmente associado com o mecanismo de falha em metais, consistindo em deslizamento de planos atômicos ao longo das direções de cisalhamento máximo. Na biomecânica do osso trabecular, o termo escoamento é freqüentemente utilizado para denotar um ponto para o nível aparente da curva Tensão-Deformação, onde o comportamento tenha claramente excedido o regime elástico linear, usando tipicamente a definição padrão, a qual define o ponto de escoamento como 0,2% da deformação. Neste caso, o termo escoamento não implica em qualquer tipo específico de mecanismo micro-estrutural de falha.

Experimentos em trabecular bovino tibial tem demonstrado que quando o osso é carregado além do ponto de escoamento, e em seguida descarregado, apresenta uma deformação residual para tensão zero (Figura 2.24). Após descarregamento, o osso trabecular apresenta inicialmente um módulo de elasticidade similar ao inicial (relativo ao primeiro carregamento), o que dá indício à ocorrência de micro-fraturas perfeitamente frágeis. O osso trabecular exhibe elementos da plasticidade clássica, desenvolvendo deformações permanentes depois de descarregado, e comportamento de fratura frágil, apresentando rigidez reduzida após descarregamento.

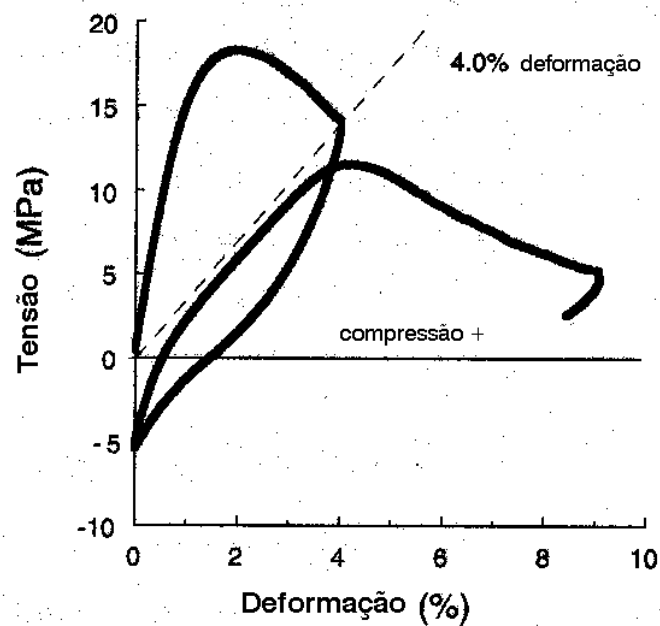


Figura 2.24 Comportamento pós escoamento de uma amostra de trabecular bovino submetida a carregamento, descarregamento e recarregamento.

Observações sobre o dano físico que ocorre após a sobrecarga foram obtidas em testes de compressão em osso trabecular bovino em vários níveis, seguidos por análise microscópica de falha com ampliações de até 200x, demonstrou quatro tipos de fraturas: trincas transversais, linhas cisalhadas, trincas paralelas e fratura completa (Figura 2.25), das quais as duas primeiras foram as predominantes. Uma vez que a redução no percentual do módulo de elasticidade associado com a sobrecarga para o ponto de escoamento são na ordem de 30 a 40%, pode-se presumir que o mecanismo o qual provoca fratura súbita dentro da trabécula pode causar relativamente grandes reduções no módulo de elasticidade na recarga.



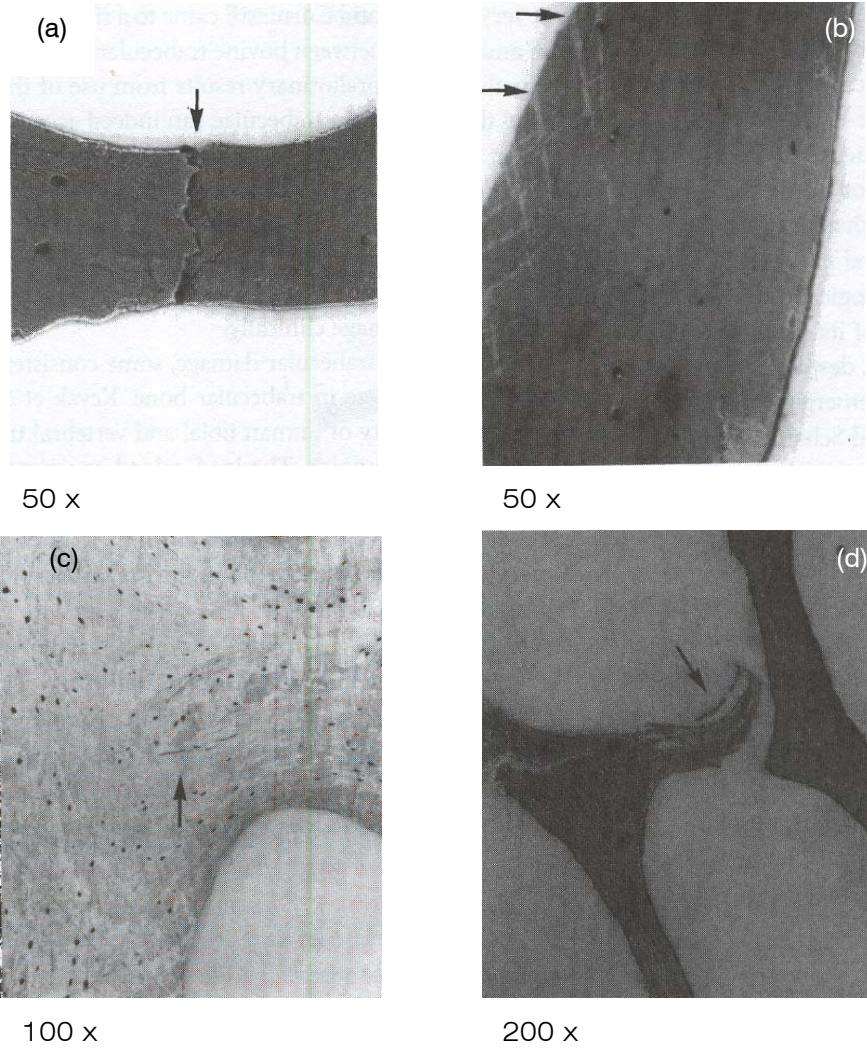


Figura 2.25 Tipos de arranjos físico de dano observados em trabecular bovino após sobrecarga. (a) Trincas transversais; (b) cisalhamento de banda; (c) trincas paralelas; (d) fratura completa.

## 2.4 TÉCNICAS EXPERIMENTAIS

Existe uma grande variedade de técnicas experimentais disponíveis para a avaliação da estrutura, microestrutura e biomecânica óssea. As propriedades mecânicas do osso variam de acordo com o local anatômico e são afetadas pelo estado de saúde geral do doador. Além disso, a preparação, estocagem, condições de temperatura e hidratação durante a preservação da amostra são fatores importantes e que podem afetar as propriedades do tecido.

### 2.4.1 Considerações Sobre a Manipulação das Amostras

Depois de seco, o módulo de Young e a rigidez do osso são geralmente aumentados, mas sua tenacidade irá decrescer. Para resultados precisos em testes, no entanto, é melhor que a amostra do osso esteja em condições de hidratação, que pode ser feita com a imersão da amostra em solução fisiológica salina ou envolvimento em gaze embebida em solução salina durante o teste.

A ductilidade do osso cortical seco é recuperável na maior parte por reumidificação quando armazenado em solução salina por um período de aproximadamente 3 horas. As propriedades mecânicas do osso cortical, incluindo o módulo de Young, deslocamento limite e resistência a fratura serão recuperados após 3 horas de rehidratação.

Como a maioria dos materiais biológicos, as propriedades mecânicas do osso são influenciadas pela temperatura. Para medições mais precisas os ossos devem ser testados em aproximadamente 37°C, contudo isto não é sempre praticável. Testar em temperatura ambiente aumenta o módulo de Young do osso em torno de 2 a 4%, comparado com teste realizado a 37°C. Assim o erro causado por testar em temperatura ambiente não é alto, exceto para testes de fadiga onde as amostras ensaiadas em temperatura ambiente são mais resistentes sob vários ciclos de carregamentos antes da falha em relação às testadas a 37°C.

A taxa para a qual o carregamento é aplicado durante testes biomecânicos em ossos afeta a medição de dureza e tensão limite de resistência. No seu estado natural o osso é viscoelástico, porém quando é

desumidificado sua viscosidade natural desaparece e quando é umidificado, comporta-se como uma mola perfeita.

### Preparação da Amostra

A preparação das amostras de ensaio poderá requerer uma fabricação especial. Uma amostra de osso, por exemplo, para ensaio de tração pode ser removida do córtex<sup>10</sup> de um osso longo, ou cubos de um osso trabecular para ensaio de compressão. Uma pastilha de corte de diamante é a ferramenta preferida para criar superfícies suaves e planas em amostras de osso. Também é possível a utilização de fresas cilíndricas com recobrimento de diamante para a furação em amostras ósseas de cortical ou trabecular. Durante o processo de fabricação de uma amostra é importante manter o osso umedecido para evitar o aquecimento da amostra durante a usinagem.

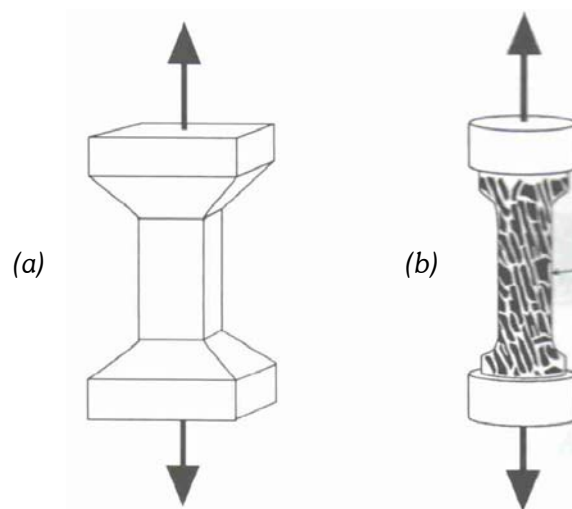


Figura 2.26 Corpos de prova para ensaio de tração para osso cortical (a) e osso cancelado (b).

### 2.4.2 Equipamentos

As ferramentas básicas para ensaios biomecânicos incluem: máquinas de ensaio mecânico, transdutores de medição de deformação e sistemas para gravação de tensões e deformações. As máquinas de ensaio podem ser de acionamento por rosca, pneumática, servo-hidráulica, eletromagnética ou por motor de passo. As máquinas mais versáteis podem aplicar carregamentos ou

---

<sup>10</sup> Região da diáfise.

deslocamentos em amostras de osso para uma variedade de diferentes taxas e magnitudes. Muitas máquinas de ensaio mecânico são projetadas para testar materiais de engenharia e possuem capacidade acima 100 kN, porém, para aplicações em biomecânica os carregamentos máximos não excedem de 1000 a 2000 N. Para ensaiar micro-amostras ou ossos pequenos, são utilizadas máquinas pequenas, freqüentemente chamadas de analisadoras de texturas, pois permitem controle sensível de cargas tão pequenas como poucas gramas força. A maioria das máquinas de ensaios mecânicos possui transdutores que fornecem o deslocamento devido ao carregamento aplicado, os quais permitem a verificação da deformação na amostra.

### **2.4.3 Métodos experimentais para determinação das propriedades mecânicas do tecido ósseo**

Técnicas de ensaios mecânicos tradicionais são usadas rotineiramente para a medição das propriedades mecânicas do tecido ósseo. No osso cortical, os ensaios comumente aplicados são: ensaio uniaxial de tração e compressão, flexão em 3 ou 4 pontos, torção, cisalhamento puro; micro e nanopenetração, fratura (entalhe) e fadiga. A limitação ao uso destas técnicas está principalmente associado à limitação nas dimensões das amostras, principalmente no caso do tecido cancelar.

Existe um número de parâmetros biomecânicos que podem ser usados para caracterizar a integridade do osso. Estes parâmetros são medidos, assim como nos materiais de engenharia, através da relação entre a carga aplicada à estrutura e o deslocamento em resposta a esta carga.

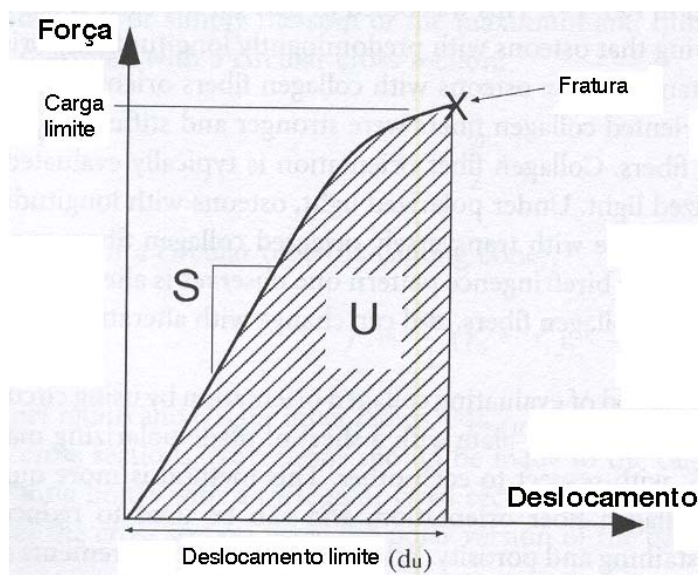


Figura 2.27 Curva Força x Deslocamento ilustrando os principais parâmetros biomecânicos em um espécime ósseo: carga limite, rigidez (S), energia de falha (U) e deslocamento limite ( $d_u$ ).

A inclinação da região elástica da curva carga e deslocamento representa a rigidez extrínseca da estrutura. Além da rigidez, várias outras propriedades podem ser obtidas, incluindo a carga, deslocamento e energia de falha. Cada um dos parâmetros medido reflete uma diferente propriedade do osso: a carga limite reflete a integridade geral da estrutura do osso; a rigidez está intimamente relacionada com a mineralização do osso; a energia de falha é a energia necessária para quebrar o osso; e o deslocamento limite está inversamente relacionado com a fragilidade do osso.

### Ensaio de Tração

O ensaio de tração pode ser um dos métodos mais precisos para medir as propriedades do osso, pois neste caso a força é aplicada sem induzir a um momento fletor conjugado. As amostras para este ensaio (Figura 2.26) são projetadas para que as maiores deformações ocorram na sua parte central, assim as medições de deformação poderão ser realizadas precisamente com a utilização de extensômetros na nesta região. Existe uma diferença entre rigidez material intrínseca e extrínseca, devido à influência do tamanho e forma da amostra. Para ensaio de tração no osso a rigidez intrínseca é igual ao módulo de Young (E) enquanto a rigidez extrínseca é igual a  $(EA/L)$ , onde A é a seção transversal da amostra e L o seu comprimento.

## Ensaio de Flexão

Os ensaios de flexão são utilizados com frequência, principalmente quando são analisados ossos de pequenos animais, para os quais torna-se difícil a fabricação de amostras para os ensaios de tração e compressão. Nos ensaios de flexão, ossos longos inteiros são ensaiados até a falha. As tensões devido à flexão podem ser calculadas pela equação 2.4. O tecido ósseo é mais resistente à compressão que à tração, conseqüentemente a fratura ocorrerá no lado tracionado da diáfise solicitada (Figura 2.28).

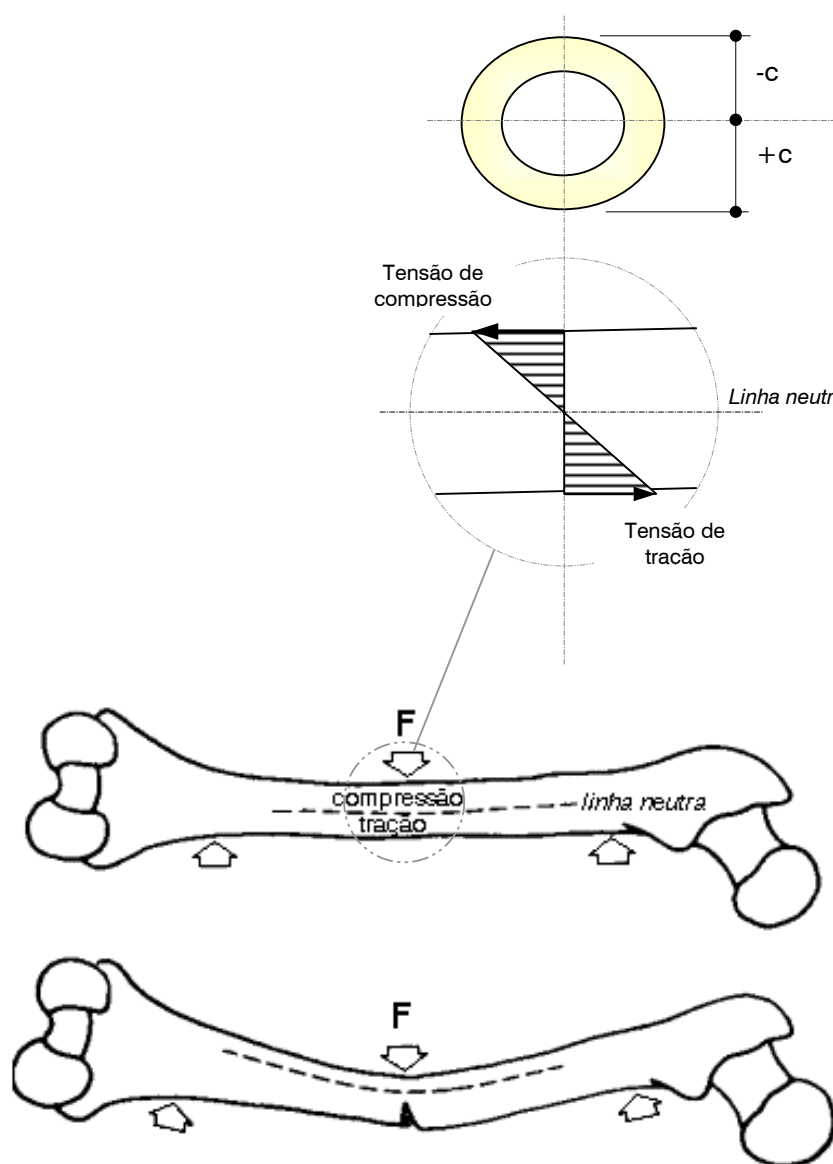


Figura 2.28 Diáfise femoral submetida a flexão.

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (2.4)$$

$\sigma$  - Tensão de flexão;

$M$  - Momento fletor;

$c$  - Distância do ponto de máxima tensão até a linha neutra;

$I$  - Momento de inércia.

Durante o ensaio, a flexão pode ser aplicada ao osso por três ou quatro cargas pontuais (Figura 2.29). A vantagem do carregamento de três pontos é a simplicidade, porém esta condição desenvolve cargas cisalhantes elevadas próximas à seção média do osso. O carregamento de quatro pontos produz flexão pura entre as duas cargas superiores, condição esta que garante cisalhamento nulo nesta região. Entretanto, a irregularidade dos ossos inteiros dificulta a condição necessária à flexão de quatro pontos, ou seja, as forças em cada ponto de carga sejam iguais.

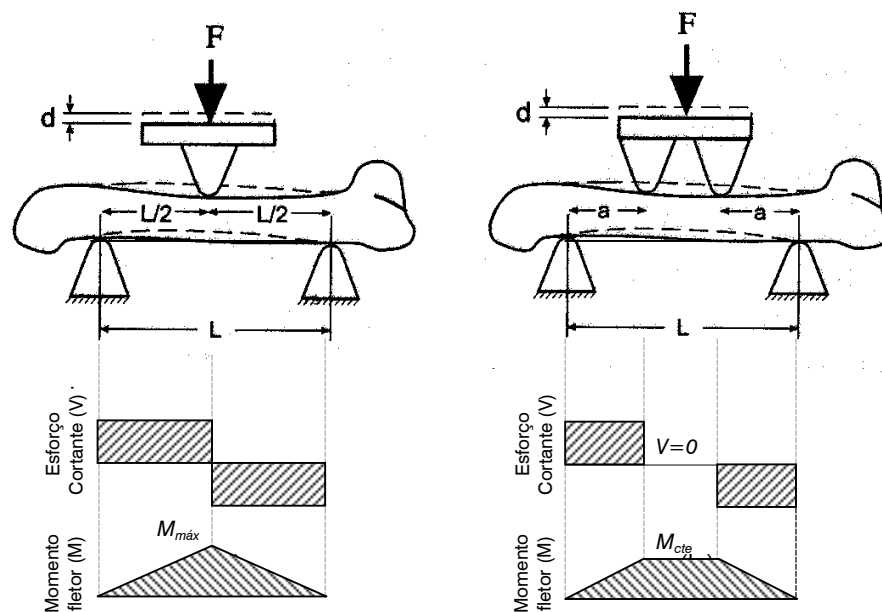


Figura 2.29 O ensaio de flexão pode ser aplicado em ossos de roedores e em amostras usinadas usando três (a) ou quatro (b) pontos de carregamento.  $F$  é a força aplicada e  $d$  o deslocamento resultante.

A tensão, a deformação, o módulo de elasticidade e o módulo de rigidez podem ser calculados a partir da força aplicada e do deslocamento resultante nas condições de carregamento da Figura 2.29. As equações para o carregamento de três pontos são

$$\sigma = F \left( \frac{Lc}{4I} \right) \quad (2.5)$$

$$\varepsilon = d \left( \frac{12c}{L^2} \right) \quad (2.6)$$

$$E = S \left( \frac{L^3}{48I} \right) \quad (2.7)$$

$$u = U \left( \frac{3c^2}{IL} \right) \quad (2.8)$$

e, para carregamento de 4 pontos,

$$\sigma = F \left( \frac{ac}{2I} \right) \quad (2.9)$$

$$\varepsilon = d \left( \frac{6c}{a(3L-4a)} \right) \quad (2.10)$$

$$E = S \left( \frac{a^2}{12I} \right) (3L-4a) \quad (2.11)$$

$$u = U \left( \frac{3c^2}{I(3L-4a)} \right) \quad (2.12)$$

onde  $\sigma$  é a tensão;  $\varepsilon$  a deformação;  $E$  o módulo de Young;  $S$  a constante de rigidez;  $u$  densidade de energia de falha;  $U$  energia de falha,  $c$  distância do ponto de máxima tensão até a linha neutra (centro de massa da seção transversal);  $I$  momento de inércia;  $F$  força aplicada;  $d$  deslocamento (deflexão); e  $a$  e  $L$  são os comprimentos apresentados na Figura 2.29 [Cowin, et al., 2000]. Entretanto, o cálculo indireto da deformação é impreciso devido aos seguintes fatores: (1) As equações para deformação são somente válidas para o comportamento elástico do material; (2) Uma deformação substancial da amostra se desenvolve na região de contato da carga com o osso; (3) o comprimento  $L$  da amostra deverá ser longo o suficiente para garantir a precisão do teste, caso contrário, o deslocamento induzido pela carga concentrada poderá ser devido a tensões cisalhantes e não de flexão. As



amostras submetidas aos ensaios de flexão devem apresentar uma relação de 20:1 entre comprimento e espessura para que o cisalhamento promovido seja desprezível. Porém para ossos longos, esta taxa é geralmente a metade do recomendável, e conseqüentemente as tensões de cisalhamento serão responsáveis por uma parcela do deslocamento resultante (15 a 20% em ossos inteiros de roedores, segundo Turner, C. H., 1989), provocando a determinação de uma deformação superestimada e módulo de Young subestimado. Este inconveniente pode ser evitado através da utilização de extensômetros fixados no eixo central dos ossos inteiros, ou ensaiando uma tira da diáfise do osso (Figura 2.30).

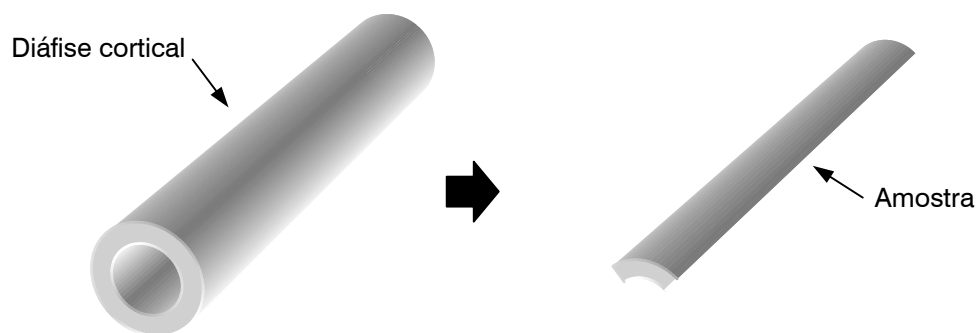


Figura 2.30 Obtenção de uma taxa comprimento/espessura maior que 20 numa amostra obtida da diáfise de osso longo.

O sucesso dos testes de flexão de três pontos para ossos inteiros está associado às dimensões dos dispositivos de ensaio, sendo a distância entre as cargas aplicadas e o raio de curvatura das superfícies de apoio os fatores mais importantes (Figura 2.31). A Tabela 2.7 apresenta dimensões utilizadas com sucesso em ensaios desta natureza. Para os ensaios de flexão, é importante distinguir a rigidez intrínseca da extrínseca do osso. A rigidez intrínseca é igual ao módulo de Young ( $E$ ), enquanto que a rigidez extrínseca é igual a  $EI$ , onde  $I$  é o momento de inércia da seção transversal.

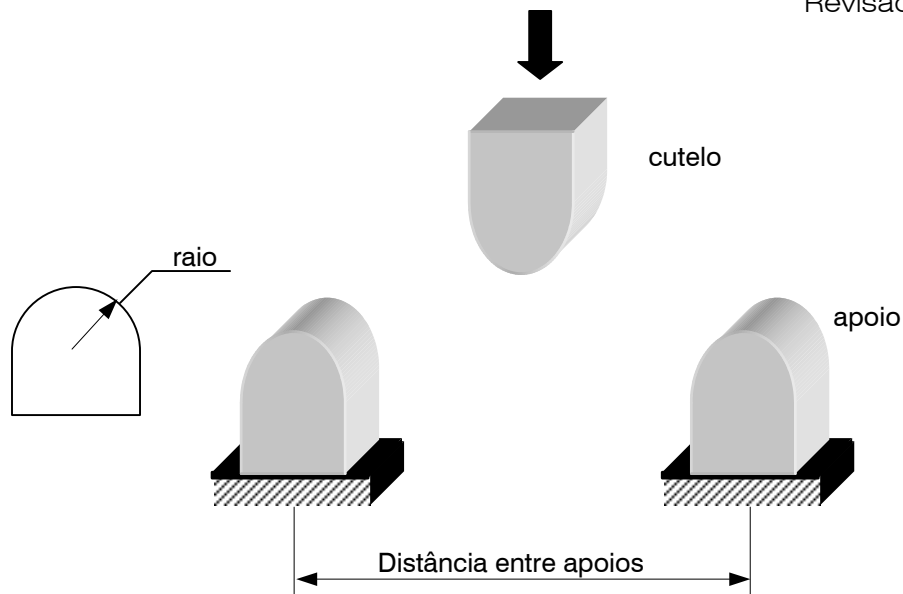


Figura 2.31 Características importantes nos dispositivos de ensaio de flexão de três pontos.

Tabela 2.7 Valores recomendados para as dimensões de ensaio de flexão de três pontos para ossos inteiros.

espécie	Peso do animal (g)	osso	Distância entre apoios (mm)	Raio(mm)
Camundongo	30	Fêmur	5	0,75
Rato (fêmea)	350	Fêmur	15	2
Rato (macho)	500	Fêmur	20	2
Coelho	2300	Fêmur	55	6
Macaco (cynomolgus)	2700	Úmero	55	6

Cristofolino, L. et al., (1999) investigaram o comportamento mecânico de modelos de tíbia humana fabricados em compósitos sintéticos comparados com ossos humanos através de diversos ensaios mecânicos, entre eles o ensaio de flexão de 4 pontos (Figura 2.32).

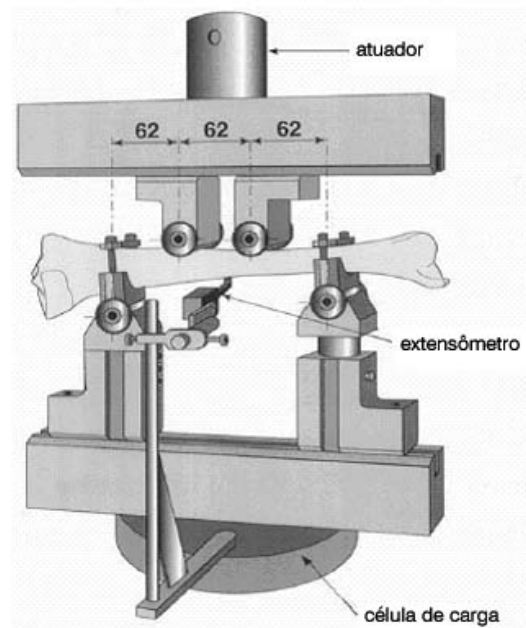


Figura 2.32 Flexão de quatro pontos para tíbias humanas [Cristofolini L. et al., 2000].

### Ensaio em Locais Anatômicos Específicos

Uma grande quantidade de métodos tem sido desenvolvida para medições de propriedades biomecânicas para uma variedade de locais anatômicos. Um exemplo deste tipo de aplicação é o ensaio biomecânico do fêmur (Figura 2.33). Para medir a deformação no colo femoral, a extremidade proximal do fêmur é montada num suporte de fixação, por imersão em resina plástica ou por sujeição local. A carga é aplicada à cabeça femoral até ocorrer a fratura no colo do fêmur. Este ensaio produz uma curva carga deslocamento para a qual os parâmetros biomecânicos podem ser calculados. Existem duas configurações comuns de carregamento para este tipo de ensaio, ambas simulam condições comuns de fratura neste tipo de osso: queda lateral e sustentação de peso do corpo durante o andar (principalmente nos casos de osteoporose). A simulação de queda fornece informações valiosas sobre o comportamento biomecânico do quadril humano sob condições realísticas de carga. Entretanto aplicações da técnica em pequenos comprimentos de osso introduzem erros experimentais devido à dificuldade em posicionamento de ossos pequenos. Para ossos de ratos (Figura 2. 34), por exemplo, a reprodução da configuração de carregamento axial é duas vezes melhor que a configuração de queda.

Keyak, J. et al. (1998), avaliaram o comportamento biomecânico de fêmures proximais humanos. Dezoito pares combinados destes ossos foram

examinados em duas configurações de carga: (1) carregamento resultante do andar durante a sustentação do peso sobre um único-membro e (2) em um impacto simulando uma queda lateral. Estes ensaios mecânicos foram executados (Figura 2.33) para avaliar o desempenho de modelos de elementos finitos no contexto de previsão da carga femoral da fratura. As cargas de fratura medidas experimentalmente e por elementos finitos foram correlacionadas para ambas as condições do carregamento, demonstrando a validade do modelo.

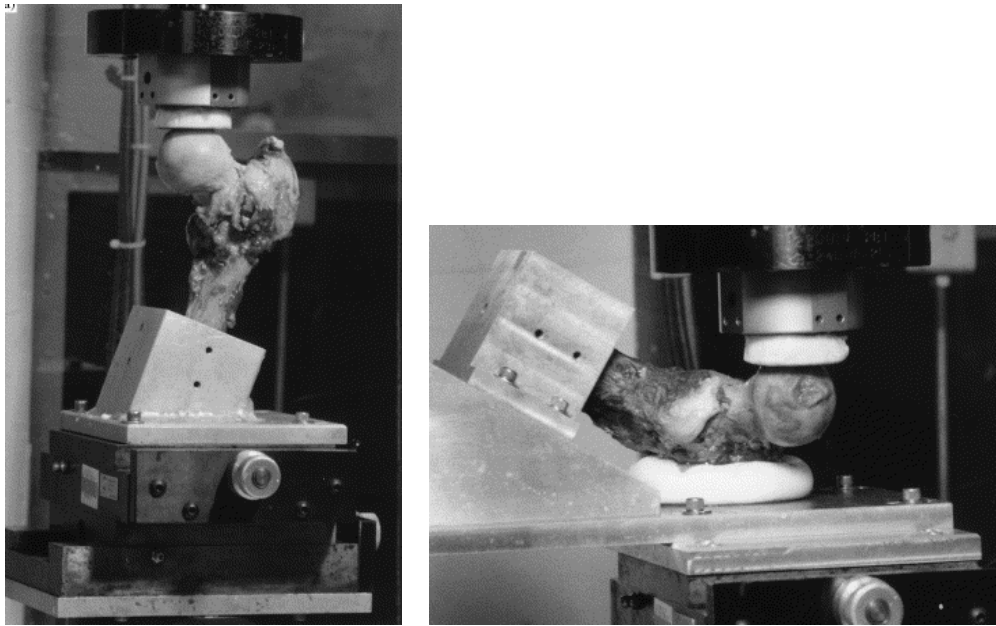


Figura 2.33 Ensaio mecânico simulando duas condições de carga em fêmur humano: a) durante o andar b) queda lateral [Keyak J., et al., 2002].

Jamsa, T. et al. (1998), avaliaram a resistência mecânica do colo femoral de ratos em duas configurações de carga. Foram medidas as tensões limites na configuração de carga axial, simulando a carga suportada por um membro durante o andar em humanos, e em uma segunda configuração simulando uma queda lateral. Os resultados obtidos foram correlacionados às respectivas densidades medidas BMC (bone mineral content), CtBMC (cortical bone mineral content), vCtBMD (volumetric cortical bone mineral density).

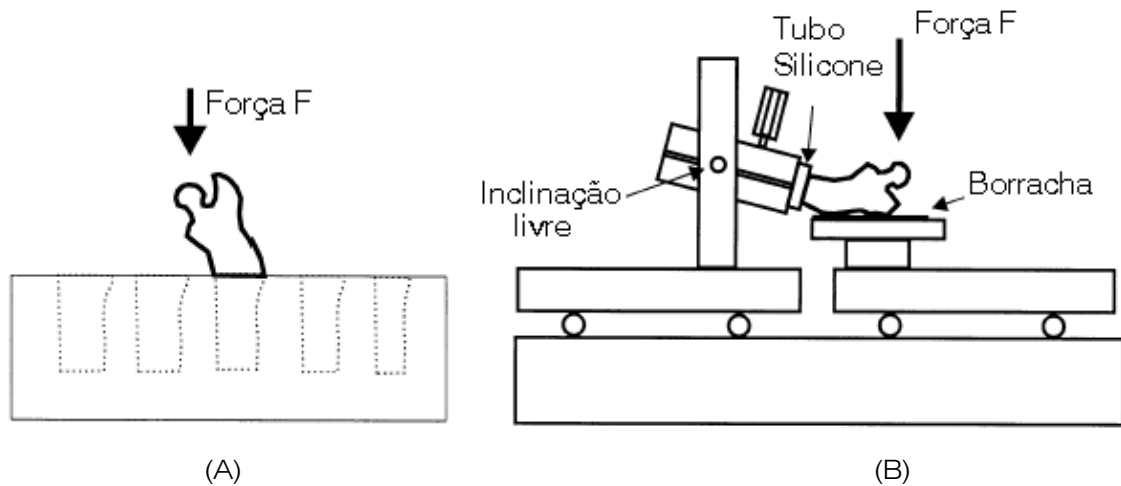


Figura 2. 34 Configurações de carregamento utilizadas no ensaio de resistência do colo femoral de ratos: (A) Configuração axial; (B) simulando queda lateral [ Jamsa, T. et al., 2001].

### Predição do Comportamento Mecânico do Tecido Ósseo pelo Método de Elementos Finitos

Como uma alternativa para teste mecânico, a análise por micro elemento finito ( $\mu$ FE) tem sido desenvolvido para calcular a constante elástica de espécies ósseas diretamente a partir de modelos computacionais representando a estrutura trabecular com alto grau de detalhamento. A reconstrução da estrutura trabecular é feita através de gráficos 3-D obtidos por imagens de alta resolução de seções transversais seqüenciais para uma dada região do osso cancelar. A estrutura original pode ser reconstruída em computadores a partir de uma rede de pixel 3D (voxel) fornecido por microtomografia computadorizada ( $\mu$ CT) ou microressonância magnética ( $\mu$ MR). Em ambos os casos pode-se obter uma resolução de 50  $\mu$ m ou melhor para uma região de osso cancelar de aproximadamente 1cm<sup>3</sup> de tamanho. Neste método, os voxels utilizados na reconstrução computacional da estrutura óssea, são diretamente convertidos em elementos hexaédricos regulares para o modelo de elementos finitos, os quais mantém a geometria (cubos) inicial e as propriedades elásticas relacionadas à distribuição de densidade no osso. Os voxels representando a medula óssea são deletados ou convertidos em elementos cúbicos com propriedades elásticas referentes a este material (Figura 2.35). Outro método desta natureza, recentemente desenvolvido, é a criação de um modelo de micro elementos finitos utilizando uma técnica que gera uma malha automática através de um algoritmo que subdivide os voxels

que representam o osso em elementos tetraédricos de vários tamanhos, com isso apresentam a vantagem de criar superfícies suaves. Estes modelos podem ser usados para calcular as constantes elásticas do osso cancelado pela simulação de testes experimentais na amostra de osso. Nestas simulações, muitas incertezas que ocorrem em testes reais podem ser eliminadas ou controladas. Ensaios que são difíceis ou impossíveis de realizar fisicamente no trabecular, também podem ser simulados por  $\mu$ FE. Por exemplo, através da simulação é possível aplicar condições de contorno que representam o estado de tensão ou deformação uniaxial ou ensaios com aplicação de carregamentos cisalhantes. Estes modelos de elementos finitos podem ser combinados com algoritmos de remodelamento ósseo para prever a reação do tecido em torno dos implantes [Cowin S. C., 2001].

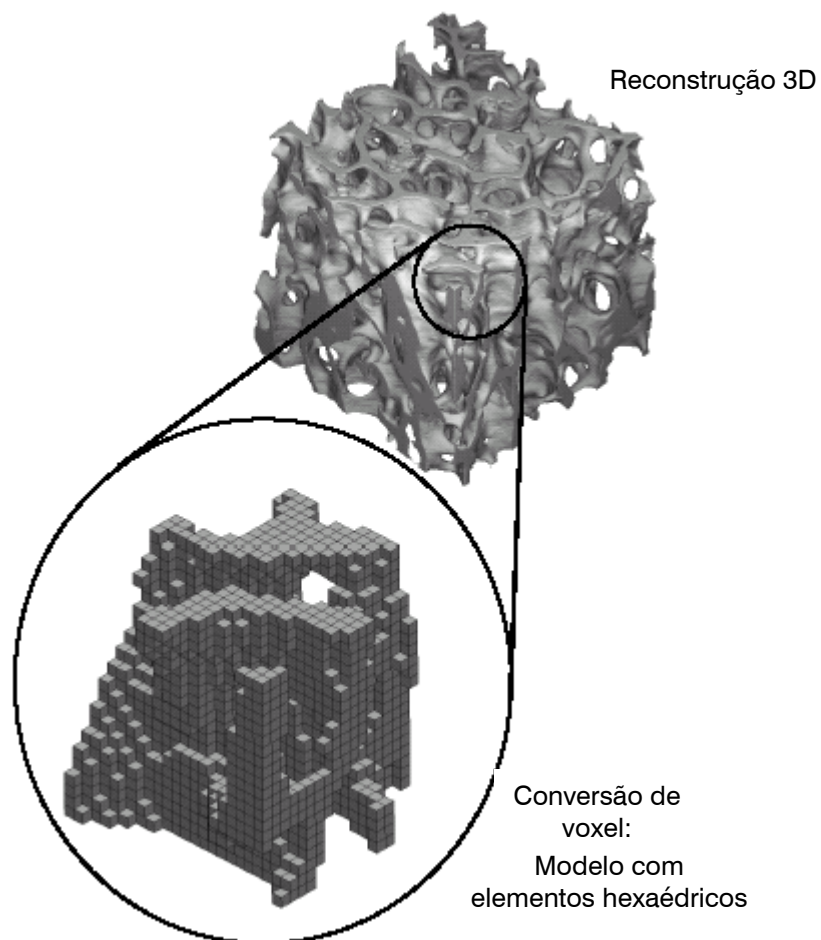


Figura 2.35 Micro modelamento por elementos finitos a partir de imagens de alta resolução por microtomografia computadorizada ou ( $\mu$ CT) ou microressonância magnética ( $\mu$ MR)

## 2.5 IMPLANTES

O projeto de próteses e implantes deve atender à diversos requisitos, entre eles: (1) Ajustar ao espaço anatômico do paciente; (2) Manter fixação mecânica sob carregamento cíclico; (2) Oferecer um campo funcional de movimento; (4) Prover estabilidade cinemática requerida.

Através de estratégias formuladas por engenheiros, diversas restrições impostas ao projeto de prótese e implantes são pesquisadas na busca de soluções eficientes, como por exemplo:

Tabela 2.8 Soluções alternativas para algumas restrições de projetos de próteses.

RESTRIÇÃO		ALTERNATIVA
a) A magnitude e a direção das cargas submetidas pelos implantes apresentam uma variação complexa, durante atividades diárias e rotineiras;	➔	Telemetria para obtenção de dados de carregamento “in vivo” em próteses.
b) O tecido reage ao novo comportamento mecânico imposto pelo implante;	➔	Algoritmos para previsão da diferenciação do tecido na interface do implante e previsões tridimensionais do remodelamento ósseo.
c) A cinemática de juntas fisiológicas é muito complexa, com interação sinérgica de superfícies da junta e que em muitos casos precisam ser eliminados para a inserção do implante;	➔	Desenvolvimento de novos mecanismos de restrição que permitem um campo funcional de movimento, enquanto mantêm estabilidade mecânica.
d) Fatores cirúrgicos como métodos para implantação de próteses	➔	Inovações tecnológicas cirúrgicas em instrumentação robótica e cirurgia minimamente invasiva.

## Osseointegração e Biocompatibilidade

Além destes requisitos, o projeto de próteses e implantes ósseos requer uma cuidadosa seleção dos biomateriais. Estes materiais devem ser biocompatíveis, isto é, devem permitir a aceitação biológica na resposta do osso receptor. Alguns implantes deverão sofrer osseointegração com o osso receptor (Figura 2.36), ou seja, o osso receptor desenvolve-se sobre a superfície do implante para criar uma ancoragem segura. A geometria do implante também é um fator crítico, pois determina a distribuição de tensão na interface osso-implante e na vizinhança do osso.

Em geral um implante deverá alterar o comportamento mecânico, químico e elétrico nas imediações da implantação (localmente) e por todo o corpo (sistematicamente). Quando qualquer material de implante é inserido no corpo torna-se rapidamente coberto por várias camadas de proteínas. Estas proteínas aderem-se à superfície do implante e presumidamente controlam a adesão inicial das células, determinam o tipo de interface com o implante. Após a utilização de implantes ósseos, existem três possíveis respostas que podem ocorrer no tecido hospedeiro:

1. Processo inflamatório agudo ou crônico que pode resultar na perda precoce do implante,
2. Encapsulação do implante por tecido conjuntivo fibroso, resultando em falha da ancoragem óssea,
3. Formação de tecido ósseo vivo em torno do implante, de forma previsível e duradoura, estabelecendo um contato mecânico que resulta na ancoragem do implante, denominada **osseointegração** (Albrektson, T., et al.,1981)

A biointegração, por sua vez, consiste na união bioquímica do tecido ósseo vivo à superfície de um implante, a qual é independente de qualquer mecanismo de união mecânica, e se torna identificável no microscópio eletrônico. O comportamento da biocompatibilidade pode se classificado da seguinte maneira:

1. Adsorção de proteína: Proteínas rapidamente cobrem a superfície de um implante e a sua interação com a superfície do biomaterial controla a resposta do receptor, incluindo o comportamento das células adjacentes ao implante;



2. Degradação material a nível atômico e molecular: O trauma da cirurgia de implante inicia com um processo inflamatório na vizinhança do tecido, seguido pelo processo de reparação que irá determinar a eventual estabilidade do implante. O tempo de curso para a reparação é influenciado pelas características químicas do biomaterial, e pelo fenômeno mecânico de atrito e micro-movimentação.
3. Efeito sistêmico: Ocorrendo distante do implante, estes são inicialmente mediados pelos fenômenos de transporte de massa e químico. Pequenas partículas soltas a partir do implante, por atrito ou degradação podem ser carcinogênico ou interferir com os sistemas metabólico e imunológico.

### 2.5.1 Biomateriais

Metais, cerâmicas e polímeros são usados na substituição do tecido ósseo no corpo humano. Os biomateriais metálicos apresentam resistência e rigidez que os tornam convenientes sob várias aplicações de carregamento. Porém, devido à restrição quanto à corrosão imposta a esta aplicação, somente três metais são comumente usados: aço, ligas de cobalto e cromo e ligas de titânio. Cerâmicas compostas de elementos metálicos e não metálicos apresentam um grande campo de propriedades que as tornam adequadas à implantação. Em particular, óxidos cerâmicos são altamente resistentes e fosfato de cálcio e cerâmica vítrea bioativa apresentam excelentes propriedades de osteocondução. Os polímeros são utilizados com mais frequência em próteses de substituição em juntas.

#### Metais

O aço inox cirúrgico de especificações ASTM F138 e F139 (graus 316 e 316L) desempenham resistência à corrosão devido ao óxido de cromo ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ) sobre a superfície do implante. O níquel confere resistência à corrosão e conformabilidade do metal para a fabricação pela estabilização da estrutura cristalina cúbica de face centrada. O molibdênio é acrescentado para aumentar a resistência à corrosão. Outros elementos são acrescentados para solucionar problemas referentes à manufatura. O carbono contido é pouco para impedir, a partir do cromo contido, a formação de carbeto de cromo próximo ao contorno de grão, o que poderá provocar corrosão intergranular. A desvantagem do aço inox comparado aos outros metais aplicados é sua baixa, mas finita taxa de

corrosão. Vestígios de corrosão também pode ocorrer se dois componentes de aço inox estão em contato. Portanto, a possibilidade de ocorrência de corrosão é o motivo pelo qual o aço inox é utilizado como implante temporário.

A liga cromo cobalto apresenta melhor resistência à corrosão que o aço inox. Ela pode ser fundida ou forjada, sendo que, nesta forma de liga contém tungstênio e níquel para conferir conformabilidade.

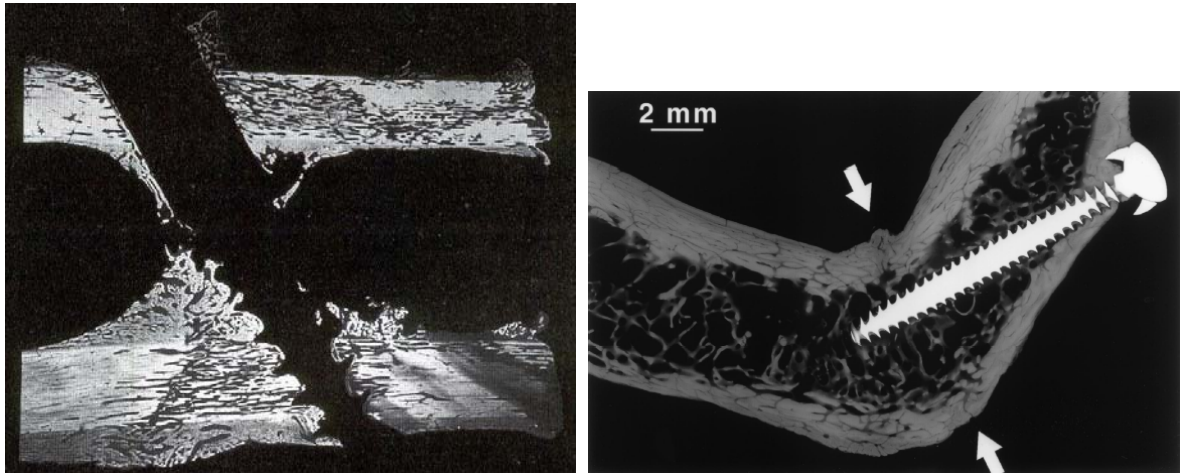


Figura 2.36 (a) Osteointegração de parafuso metálico inserido diagonalmente na região da diáfise ; (b) Seção transversal de uma mandíbula (ampliação 7X) recuperada de uma fratura (setas) com 19 meses de pós operatório. O parafuso e arruela estão totalmente integrados.

O titânio e suas ligas apresentam melhores condições de resistência à corrosão devido à uma camada de  $TiO_2$  sobre sua superfície e menor rigidez que os metais citados. Não existem evidências de corrosão, inclusive intergranular, com o titânio em aplicações biológicas. O titânio comercialmente puro é muitas vezes utilizado como revestimento superficial. A liga comumente utilizada é Ti-6Al-4V, embora a composição possa diferir um pouco disso, por exemplo, ASTM F-136.

O titânio sofre passivação em contato com o oxigênio do ar com os fluidos corporais. Albrektsson et al. (1981) observaram, ao microscópio eletrônico de transmissão, o contato direto entre tecido ósseo e implantes de titânio, sugerindo a possibilidade de uma união química, estabelecendo um contato direto entre o osso e o implante. A existência de uma camada eletrodensa, de aproximadamente 50 nm de espessura na superfície dos implantes, mostra-se um achado constante em vários estudos. A morfologia desta camada é semelhante ao material eletrodenso, observado no aspecto externo e nos canálculos dos osteócitos. Estas observações sugerem que a

origem deste material eletrodensso consiste em componentes celulares dos osteócitos e osteoblastos, observados na interface. A presença de cálcio e fósforo na camada de óxido pode ser o indicador de uma real integração entre implante e osso, já que o principal componente do osso – a hidroxiapatita – consiste principalmente de fosfato de cálcio. Alguns implantes utilizam uma subestrutura de titânio ou liga de titânio, recoberta por uma fina camada de fosfato de cálcio cerâmico ou hidroxiapatita, que são aplicados por uma técnica de *spray* de plasma. O fosfato tricálcio e a hidroxiapatita conferem ao implante uma superfície bioativa, que promove o crescimento ósseo, induzindo a uma união direta entre o implante e o tecido ósseo.

A ligação química entre o implante osseointegrável de titânio com superfície sem recobrimento e as moléculas do organismo ocorre por meio de forças fracas de van de Waals e pontes de hidrogênio. As primeiras apresentam energia de ligação inferior 10 kcal/mol, como por exemplo, a polarização molecular e os dipolos elétricos. As pontes de hidrogênio possuem energia de 1-10 kcal/mol. As forças fortes de ligação, do tipo covalente e iônica, com energia de ligação de 10-100 kcal/mol, dependem das características microestruturais da superfície, em escala atômica. Estas ligações ocorrem em defeitos como cátions e ânions e em átomos de impureza. A composição química do óxido, tamanho e contorno de grão e o teor de impurezas exercem grande influência na ocorrência das ligações fortes.

Tabela 2.9 Composição de uma liga de titânio Ti 6Al 4V (ASTM F135).

Elemento	%
Alumínio	5,5 – 6,5
Vanádio	3,5 – 4,5
Ferro	0,25 ( <i>máximo</i> )
Titânio	<i>Balanceado</i>
H, C O, N	<i>Pouquíssima quantidade</i>

Tabela 2.10 Propriedades mecânicas da liga de titânio Ti 6Al 4V

Módulo de elasticidade	E	110 GPa
Módulo de cisalhamento	G	43 GPa
Coeficiente de Poisson	$\nu$	0,3
Densidade	$\rho$	4,6 g/cm <sup>3</sup>

## Cerâmicas

Existem três categorias de cerâmicas utilizadas na reparação óssea. As cerâmicas estruturais (alumina,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , e zircônia,  $\text{ZrO}_2$ ), que formam a primeira categoria, são biomateriais bem mais rígidos, duros e resistentes ao desgaste que os metais. A zircônia pura pode sofrer transição de fase sob refrigeração, e que, para evitar isso, é ligada com  $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ , ou  $\text{Y}_2\text{O}_3$ , formando zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) ou zircônia tetragonal (TZP). Ambas alumina e zircônia são usadas em próteses para a cabeça e quadril. A segunda categoria de cerâmica para aplicações biomédicas é o fosfato de cálcio. Hidroxiapatita (HA),  $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$ , material encontrado naturalmente no osso e o fosfato de tricálcio (TCP),  $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6]$ , o qual biodegrada mais rapidamente que HA. O fosfato de cálcio apresenta propriedades úteis de osteocondutividade e são usadas como cobertura para implantes metálicos com a finalidade de fixá-los ao osso por osseointegração. A terceira categoria de cerâmica é o vidro bioativo. As biocerâmicas vítreas têm uma grande quantidade de  $\text{SiO}_2$ , seguido pelos seguintes compostos:  $\text{P}_2\text{O}_5$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{Ca}(\text{PO}_3)_2$ ,  $\text{CaF}_2$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{MgF}_2$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$ , e  $\text{Ta}_2\text{O}_5/\text{TiO}_2$ . Estes biomateriais são utilizados em superfícies de

implantação formando uma fixação química com o osso, resultando em uma interface rígida, porém de baixa tenacidade, podendo levar à falha no volume do material.

As cerâmicas bioativas, largamente utilizadas em outros países, têm esta característica singular. Implantadas no organismo, formam uma camada de hidroxiapatita carbonatada (fosfato de cálcio presente no tecido ósseo) na superfície do implante, o que possibilita a interação do biomaterial com o osso e permite a fixação permanente da prótese no meio ósseo sem a presença de tecido fibroso interposto, fato comum em outros tipos de implante. Os materiais bioativos mais usados são os vidros bioativos e a hidroxiapatita sintética. Com características semelhantes ao tecido ósseo, as cerâmicas bioativas têm se revelado uma boa alternativa em algumas situações clínicas, e podem ser usadas para recobrir próteses metálicas ou substituir um osso danificado, dependendo do caso.

As cerâmicas bioativas podem ser produzidas em várias formas, para atender à diferentes funções de reparo dos ossos. O pó, por exemplo, é usado para preencher espaço e participar do processo de regeneração natural do tecido. Implantes e próteses, recobrimento de materiais metálicos e os chamados compósitos bioativos - combinação da biocerâmica, na forma de partículas ou fibras, com um material polimérico, que mistura as características dos dois para torná-lo adequado a determinados tipos de implante - são também formas comuns de aplicação.

## Polímeros

Existe uma grande quantidade de polímeros para aplicações biomédicas, dentre eles temos os termoplásticos como, por exemplo, o polietileno (PE) e o polimetilmetacrilato (PMMA). O polietileno de alta densidade molecular (UHMWPE), assim chamado por apresentar uma longa cadeia molecular, é muito resistente ao atrito e por isso usado como mancais para superfícies de articulações em várias juntas artificiais. A esterilização radioativa e o tempo de estocagem subsequente podem afetar as propriedades do PE. O poliacetal, "polyetheretherkeytone" (PEEK), e o politetrafluoretileno (PTFE) têm sido usados como componentes em próteses de quadril. Polímeros bioabsorvíveis são usados para pinos e parafusos no tratamento de doenças musculoesqueléticas (poly-L-lactite, PLLA) e como modernos cimentantes para implantes. A segunda categoria de polímeros apresenta cadeia polimérica

pesada e são chamados termofixos. O poliéster (PET) é usado no aumento do tecido leve do sistema musculoesquelético. Elastômeros, como o polidimetil siloxane (comumente chamado de silicone), são caracterizados pela alta deformabilidade elástica. Esta característica é apropriada para determinadas partes de próteses que atuam como mancais para juntas, sob baixos valores de cargas, tais como metacarpofalangeal e metatarsfalangeal<sup>11</sup>.

O PMMA é usado como uma espécie de cimento ortopédico em fixações de próteses no osso (Figura 2. 37). Este cimento é injetado na cavidade de implantação enquanto ainda está no estado pastoso, sendo que o progresso da reação de polimerização e a solidificação do material ocorrem no osso, para que a prótese seja fixada na sua posição final. Existem desvantagens da aplicação do PMMA, tais como a necrose térmica do osso devido a reação de polimerização exotérmica e o acúmulo de falha com carregamento cíclico durante o tempo de vida do paciente.

A produção de compósitos de matriz polimérica dotados de uma fase bioativa é uma forma de se minimizar as desigualdades mecânicas entre materiais bioativos e tecidos vivos. Nesse caso, a combinação entre polímeros e agentes de reforço específicos permite a produção de materiais com grande bioatividade e comportamento mecânico comparável ao de tecidos vivos.

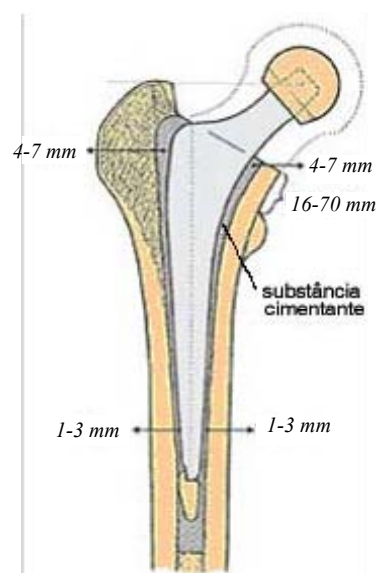


Figura 2. 37 Espessuras de cimento aplicadas em prótese intramedulares.

---

<sup>11</sup> Ossos das mãos.

## Materiais Bioativos

Uma das principais causas de falha em materiais implantados é a fratura interfacial implante-tecido. A introdução de materiais no organismo leva a um processo inflamatório caracterizado por uma série de fenômenos: dilatação de capilares, fluxo de leucócitos para área afetada, entre outros (Figura 2.38A). O processo de reparo do tecido é caracterizado pela produção de uma malha de colágeno fabricada por fibroblastos. No caso de materiais que provocam uma mínima resposta do organismo (Figura 2.38B), há a formação de uma cápsula fibrosa que impede o contato do material com o tecido e também restringe a adesão deste no tecido receptor. A presença de tal cápsula não aderente é responsável pelos altos índices de falhas interfaciais observadas. Materiais que promovem esta mínima resposta do organismo são denominados praticamente inertes (casos do polimetilmetacrilato, alumina, polietileno, etc.). Quando o nível de toxicidade do material é maior, é comum a presença de células gigantes multinucleadas (CGM), tecido necrosado e aumento da espessura da cápsula fibrosa (Figura 2.38C).

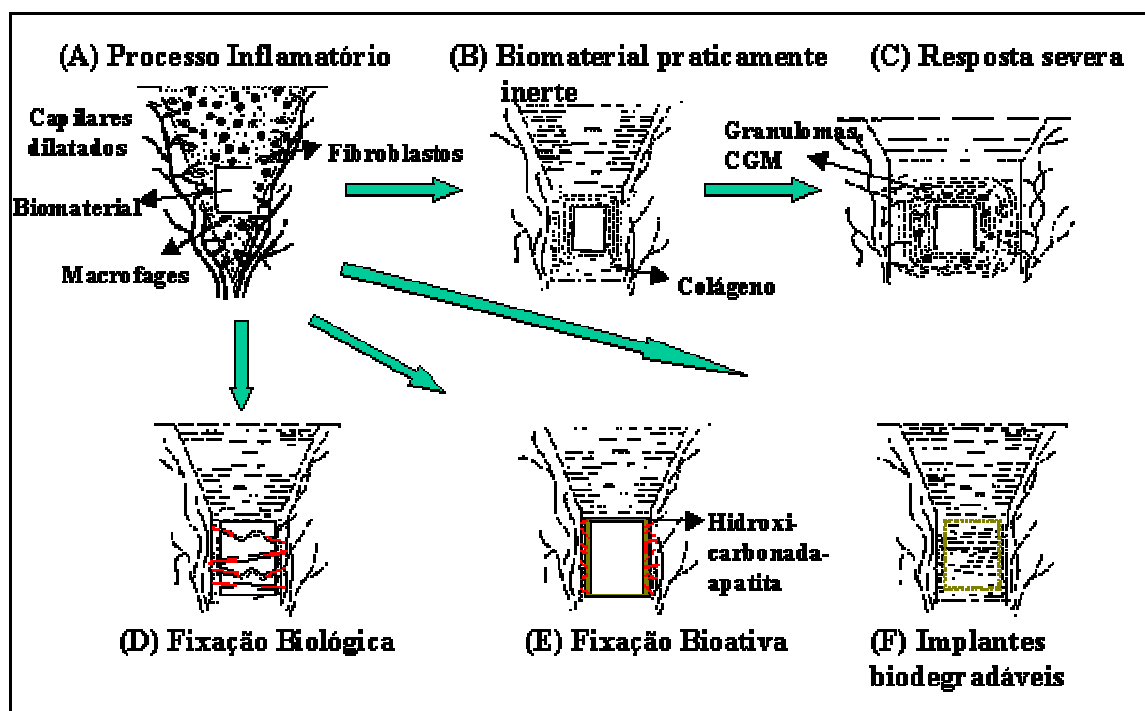


Figura 2.38 Interações biomaterial-tecidos

Um dos métodos de fixação de implantes junto à tecidos vivos está relacionado ao uso de materiais bioativos (Figura 2.38E). Materiais bioativos são capazes de induzir a formação de uma interface com grande resistência entre implante e material. A formação de tal interface envolve inicialmente a liberação

pela superfície do material bioativo de íons de cálcio, fosfato, sódio e silicato. A superfície do implante, após a liberação desses íons, apresenta uma grande área superficial e outras características que permitem a precipitação de uma camada rica em cálcio e fósforo na superfície do biomaterial. Tal camada em seguida se cristaliza na forma de hidróxi-carbonada-apatita que é muito semelhante ao componente mineral do osso humano. A precipitação dessa camada na presença de componentes biológicos como colágeno leva a formação de uma interface tecido-material de alta resistência.

Materiais biodegradáveis também são usados como métodos de fixação. Neste caso o biomaterial se desintegra com o tempo e dá lugar ao tecido recuperado. O grande desafio nesse caso é de se desenvolver materiais que apresentem taxas de degradação compatíveis com taxas de recuperação de tecidos (Oréfice, R.L., 1995).

## Enxertos ósseos

Devido a alta capacidade de regeneração espontânea do osso, fraturas ou defeitos ósseos são reparados com a produção de novo tecido ósseo com a mesma alta organização estrutural do tecido original. No entanto, esta capacidade regenerativa é limitada pelo tamanho da lesão. O fato de que defeitos ósseos extensos provocados por traumas, infecções, neoplasias e anomalias de desenvolvimento não se regeneram espontaneamente, representam um problema atual na medicina e odontologia. Um dos principais fatores que atua impedindo a regeneração é a rápida formação de tecido conjuntivo de origem não óssea, que invade a área do defeito, dificultando ou impedindo parcial ou totalmente a neoformação óssea no local (Frame, 1980; Schimtz & Hollinger, 1986).

Os enxertos ósseos são utilizados para preenchimento de espaços em cirurgias de reconstrução. Como materiais disponíveis para esta aplicação tem-se: os enxertos ósseos autógenos, obtidos do próprio paciente; os enxertos ósseos alógenos, doados de outro humano ou de outra espécie; materiais sintéticos como a hidroxiapatita e materiais extraídos de corais (Cowin, S.C., 2000).

O enxerto ósseo autógeno apresenta características mais favoráveis a formação de novo tecido ósseo, mas que exibe vários inconvenientes, tais como: tamanho da área doadora limitada, risco de infecção na área doadora, intensa reabsorção, incorporação do material durante o processo de



cicatrização e principalmente, no caso de crianças portadoras de grandes defeitos ósseos a necessidade de uma segunda intervenção cirúrgica para obtenção do enxerto, aumentando o tempo de cirurgia e o risco de mortalidade.

A utilização de matriz óssea alogênica humana preparada por procedimentos especiais para a eliminação de antígenos matriciais, apresenta propriedades biológicas suficientes na zona do reparo ósseo favorecendo a diferenciação de células ósseas e a ocorrência da osteogênese. A matriz óssea desmineralizada é outra alternativa para este tipo de enxerto. Devido a sua capacidade osteoindutora aliada ao fato de ser facilmente preparada e estocada, a matriz óssea desmineralizada alogênica, obtida de bancos de ossos, e a xenogênica, de origem bovina, têm sido considerados excelentes materiais de enxerto ósseo principalmente na área de cirurgias periodontais ou associadas a implantes osteointegrados (Herculiani, P. P. et al., 2000).

### Propriedades biológicas do enxerto ósseo

Através de processos de osteogênese o osso pode ser remodelado por condições biomecânicas e bioquímicas normais ou não. Quando o osso trabecular é usado como enxerto ósseo, a capacidade para formação de osso ocorre em maior grau em osso nativo bem vascularizado. Este fenômeno é conhecido como **osteoidução**, ou seja, capacidade do enxerto ósseo em estimular a formação de osso novo por recrutamento de células mesequimais nas proximidades do leito receptor. Esta propriedade do osso é mediada por várias proteínas solúveis (proteínas morfogenéticas) derivadas da matriz óssea. A função destas proteínas não requer células vivas no enxerto ósseo e sua atividade é acionada pela remoção de mineral ósseo. Outra propriedade dos enxertos ósseos que permite o sucesso da formação óssea é a **osteocondução**, referente à capacidade do enxerto ósseo funcionar como um acionador para o crescimento de tecido perivascular e capilares, e para conseqüente proliferação de células osteoprogenitoras a partir do leito hospedeiro. Em relação às propriedades de osteoidução e osteocondução, os enxertos autógenos são os que mais contribuem com a osteogênese, devido à presença de algumas células viáveis, enquanto que os enxertos alógenos possuem apenas a propriedade de osteocondução. Sendo assim, a incorporação do enxerto nos tratamentos com autógeno ocorrem mais rapidamente do que com alógeno.

O sucesso clínico do tratamento com enxertos depende do tipo de osso em que é implantado. No caso de osso cancelar como enxerto para correção

de osso cancelar hospedeiro, o remodelamento e incorporação ocorre enquanto este suporta carregamentos fisiológicos. No caso de utilização de osso cortical, por exemplo, na correção de artroplastia da pélvis, tem-se observado em resultados clínicos a ocorrência da união do enxerto com o receptor, porém, estes não se incorporam ou remodelam completamente.

O fato mais importante para a incorporação de enxertos alográficos é condição do leito receptor. Do ponto de vista biológico, o comportamento ideal para o receptor consiste na boa vascularização do leito. Esta condição auxilia na incorporação do enxerto através de revascularização, osteocondução e remodelamento. Nos casos em que a junção entre o enxerto e o receptor é de córtex para córtex, como por exemplo, na reposição de diáfise, grande maioria do enxerto está em contato com tecido mole. Nestas situações tem-se observado que o enxerto pode unir-se com o receptor, mas o remodelamento interno será muito limitado, ocorrendo sempre depois de períodos prolongados.

Enxertos alógenos frescos têm sido rejeitados pelo sistema imunológico do receptor, com uma resposta inicial na forma de inflamação, seguida pela completa resorção ou marcante atraso na incorporação. Por causa da resposta imunológica à inserção, estes tipos de enxertos são anteriormente processados para aplicações clínicas. Os métodos comumente usados para o processamento de enxertos alógenos são: congelamento, congelamento à seco (liofilização) e irradiação. Estas técnicas permitem um longo tempo de preservação de enxertos ósseos e têm sido usadas para reduzir a imunogenicidade dos enxertos, mas, conseqüentemente, decrescem sua atividade biológica devido à morte de todas as células.

Estudos do comportamento de enxertos alógenos congelados em humanos demonstraram que a união ocorre lentamente na junção receptor-enxerto, em cortical para cortical, pela formação de calo ósseo externo. Além disso, a reparação interna (remodelamento) localizou-se nas extremidades do enxerto, envolvendo-o menos do que 20%. Uma observação clínica importante foi que os tecidos moles estavam firmemente anexados ao enxerto, por uma espécie de “solda” de osso novo. Enxertos autógenos, sendo inerentes, são particularmente susceptíveis a fratura por fadiga. Quando submetidos ao processamento de radiação tornam-se mais frágeis, devido a danificação da sua estrutura colágena [Kerry, R. M., et al. (1999)].

Mora, F. A. R. (2000) desenvolveu implantes de uso ortopédico e odontológicos, manufaturados por usinagem em osso humano cortical

liofilizado. A vantagem do uso destes implantes é a redução da invasividade do tratamento ósseo, sendo que, uma vez inseridos no esqueleto atuam como os enxertos autógenos, ou seja, são reabsorvidos pelo osso receptor. Em relação aos parâmetros de usinagem, observou-se que durante o processo apresenta o comportamento clássico de materiais frágeis: superfície usinada arrancada e cavacos recalcados, ou seja, de difícil usinagem sob o ponto de vista de acabamento superficial. Entretanto, a rugosidade superficial é um aspecto positivo e desejável para a osseointegração de um implante.

## 2.5.2 Sistemas de fixação óssea

Todos os sistemas de fixação, de prática em tratamentos ortopédicos e ortodônticos, alteram a carga mecânica transferida ao calo ósseo. As cargas mecânicas transmitidas para esta região influenciam a regeneração óssea durante o tratamento da fratura. Beaupré et al. (1983), propôs que a deformação intrafragmentária no osso determina o tecido formado: baixas deformações ( $< 2\%$ ) permite formação de osso; altas deformações causam cartilagem; e deformações excessivas mantêm a granulação do tecido (Cowin S. C., et al., 2001). Portanto, a carga de compressão (Figura 2.39), suficiente para gerar pequenas deformações, na região da fratura pode ser uma das considerações mais importantes na determinação dos dispositivos de tratamento.

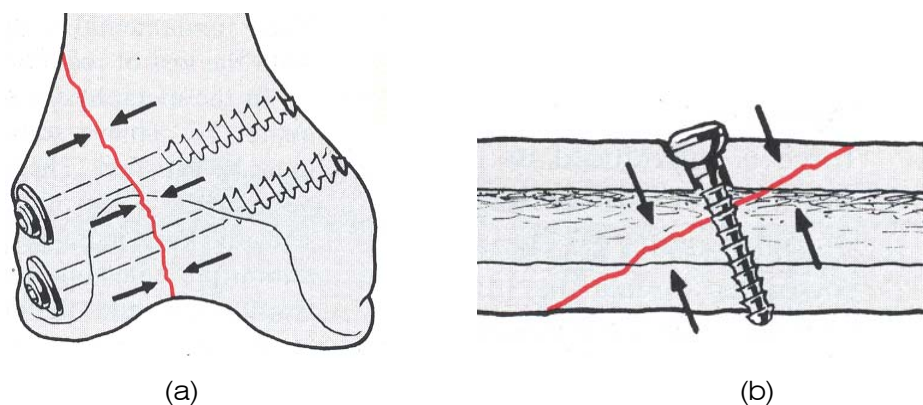


Figura 2.39 Cargas de compressão induzidas à região da fratura por parafusos ortopédicos. (a) Parafusos trabeculares na reparação de fraturas na região distal. (b) Parafuso cortical inserido na diáfise fraturada.

Os principais dispositivos empregados para a fixação óssea são: (1) parafusos ósseos; (2) placas ósseas, (3) hastes intramedulares e (4) fixadores externos. Existe um grande número destes dispositivos empregados em

ortopedia, refletindo a específica necessidade de cada osso em relação ao tratamento de uma fratura particular. Todos os sistemas de fixação alteram a transferência de carga mecânica para o calo ósseo. As cargas mecânicas aplicadas ao calo ósseo influenciam a regeneração óssea durante o tratamento da fratura. Os implantes para fixação interna, deverão desempenhar sua função provendo fixação da fratura temporariamente para permitir um tratamento funcional.

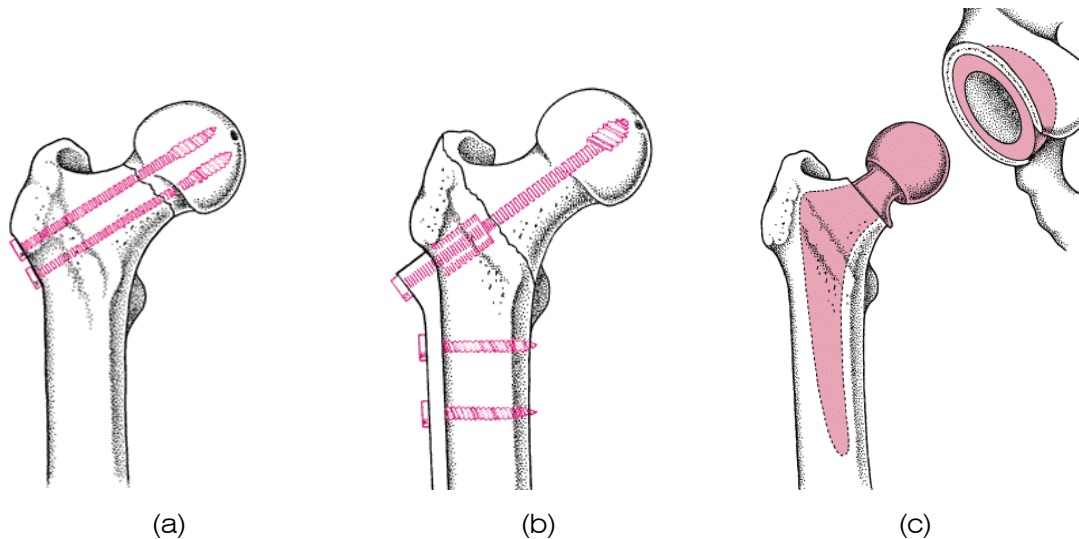


Figura 2. 40 Implantes de fixação: (a) parafusos e (b) placas, e de substituição: (c) prótese intra medular e mancal acetabular.

## Parafusos

Em aplicações ortopédicas, os parafusos ósseos são utilizados em tratamento de fraturas, mantendo a união de fragmentos de osso. São diferenciados de acordo com a maneira que são inseridos no osso, função, tamanho e tipo de osso a ser tratado. Os parafusos ortopédicos podem ser classificados em parafuso auto-roscante ou não, parafuso cortical (para pequenos e grandes fragmentos) e parafuso cancelar. De acordo com a ferramenta utilizada para a inserção (chave de parafuso), pode apresentar a cabeça na forma de fenda, fenda cruzada, quadrada ou com sextavado interno.

A inserção de parafusos em ossos requer duas operações de usinagem preliminares: furação e rosqueamento. As ferramentas utilizadas para estas operações (broca helicoidal e macho), são similares às utilizadas em metais, porém, são geralmente fabricadas em aço inoxidável, para evitar contaminação

durante o uso, e podem apresentar adaptações que facilitem seu manuseio durante a cirurgia.

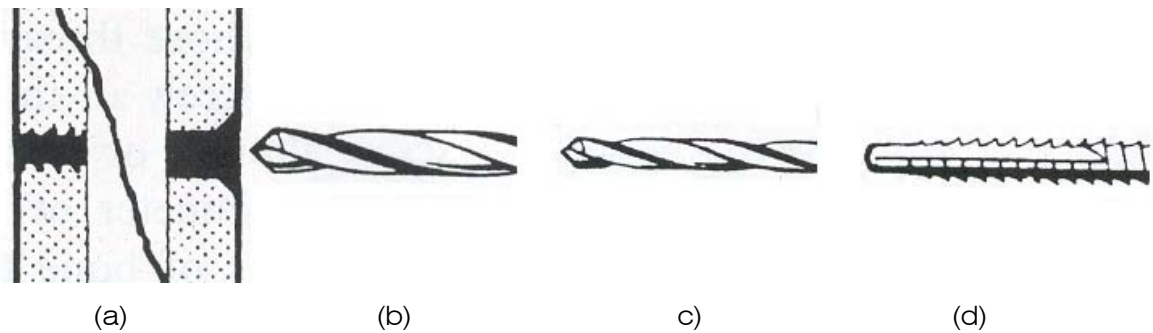


Figura 2. 41 Etapas de operações de usinagem no osso para inserção de parafusos. (a) osso fraturado; (b) e (c) furação; (d) rosqueamento.

O efeito da estabilidade de um parafuso é aparente, especialmente nas superfícies ósseas (Figura 2.42). A resorção óssea induzida pela instabilidade na interface implante-osso pode comprometer os resultados da fixação interna quando a técnica é aplicada com o objetivo de manter a estabilidade absoluta da fixação.

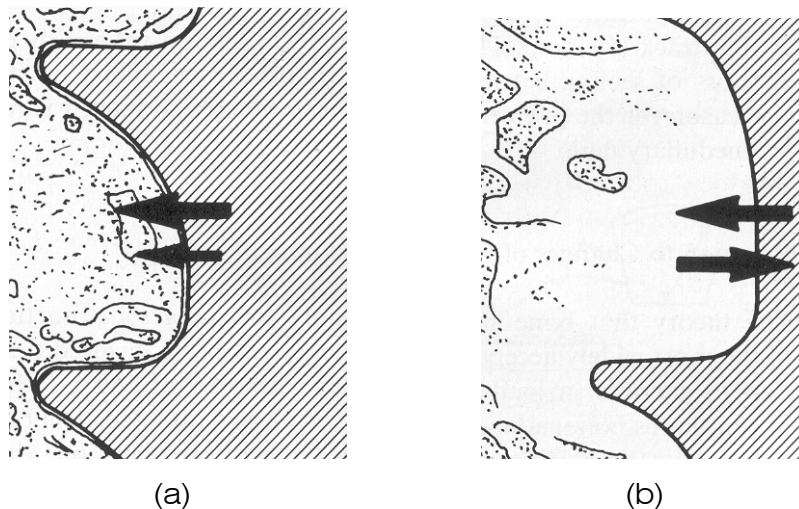


Figura 2.42 Condições de resorção óssea na interface de um parafuso metálico: (a) Interface estável; (b) interface instável (alargamento biológico).

Os parafusos ósseos podem ser classificados em parafusos corticais e trabeculares. As variáveis de projeto para estes parafusos são o diâmetro, passo e perfil da rosca. Parafusos para osso cancelar apresentam roscas e passos maiores que parafusos de osso cortical, pois é necessária uma extensão de aperto na estrutura trabecular.

Os parafusos auto-roscentes são projetados para serem inseridos logo após a furação do osso, evitando a operação adicional de rosqueamento. Porém, o calor gerado durante a inserção deste parafuso pode provocar a necrose do osso receptor, prejudicando o tratamento da fratura. Por este motivo, o parafuso simples (não auto-roscante) é o mais indicado para maiores espessuras no osso cortical. Para osso cancelado e osso cortical fino, tais como os ossos da face, crânio e pélvis, o auto-roscante é o mais indicado.

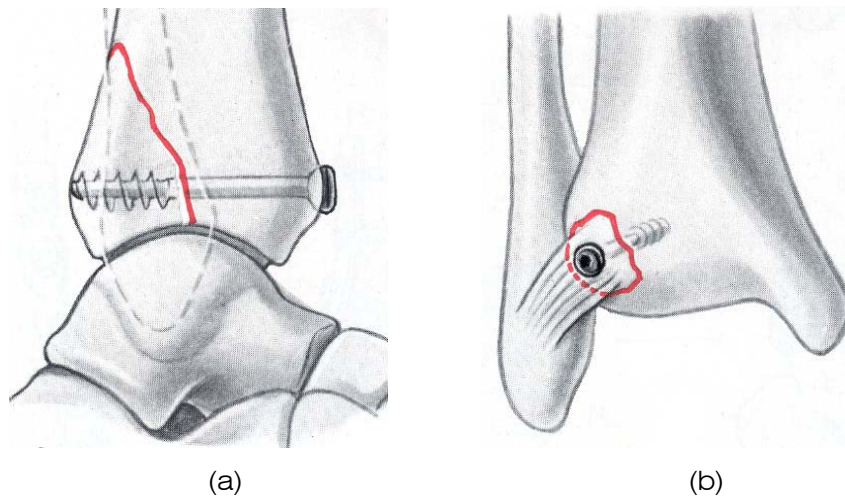


Figura 2. 43 Parafusos ósseos utilizados em (a) fraturas próximas às juntas e (b) na fixação de ligamentos.

Os parafusos para osso cortical apresentam rosca rasa, a qual permite uma área de contato suficiente para manter a fixação, devido à densidade do cortical, sem agredir em demasia o tecido receptor. O diâmetro do núcleo destes parafusos são maiores devido aos esforços de flexão, torção e cisalhamento aos quais são submetidos em determinadas aplicações. Ao contrário, os parafusos trabeculares são caracterizados pelo núcleo fino e rosca profunda, que permitem maior aderência no tecido trabecular poroso.

O implante odontológico (Figura 2.44c) é um dispositivo estrutural inserido no osso da mandíbula ou maxila, com o objetivo de substituir uma ou mais raízes dentais que se perderam. Sobre este implante é confeccionada uma prótese dental. Apesar de seu uso não estar associado a um tratamento de fratura, este tipo de parafuso, em relação a osseointegração, apresenta características similares aos ortopédicos.



Figura 2.44 Parafusos de uso ortopédico (a) cortical, (b) cancelar; e (c) implante dental.

Os perfis de rosca dos parafusos de uso em ortopedia e ortodontia foram projetados para otimizar a função mecânica e biológica, diferindo, neste ponto, dos parafusos de uso comum em engenharia. Para que estes parafusos atendam às exigências referentes à fixação e estabilidade mecânica ao mesmo tempo em que promovam o reparo da fratura óssea, foram desenvolvidas geometrias especiais, tanto de corpo quanto de rosca, para esta classe de dispositivos de fixação. (Mora, F. A. R., 2000).

As especificações dos parafusos ósseos e dos instrumentos para sua manipulação, assim como os de uso em engenharia, são regidas por um conjunto de normas específicas. As normas em vigor relacionadas a estes dispositivos são:

- NBR ISO 5835 e 9268: Roscas;
- ISO 6475: Requisitos mecânicos (torque de ruptura e ângulo de rotação);
- NBR ISO 8319-1 e 8319-2: Chaves;
- ISO 9714-1: Brocas, escareadores e machos.

## 2.6 APLICAÇÕES DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS EM BIOMECÂNICA ORTOPÉDICA

Os métodos comumente empregados na avaliação do risco de fraturas são baseados na suposição de que a redução de resistência óssea está relacionada à redução de densidade óssea e emprega técnicas de densitometria<sup>12</sup>, como raios X e tomografia computadorizada, para obter estimativas da densidade mineral do osso. Estes métodos, porém, apresentam limitações devido à sua inabilidade em esclarecer a geometria complexa e heterogeneidade do osso, condições de carregamento e localização possível da fratura. No início da década de 70, o método de elementos finitos (MEF), até então utilizados somente em aplicações de engenharia, chamou a atenção dos pesquisadores devido à sua habilidade em modelar estruturas complexas e condições de contorno arbitrárias, o que representava sua grande potencialidade em análise de problemas biomecânicos ortopédicos (Hollister, S. J. et al., 1993).

### Análise da Estrutura Óssea

As primeiras aplicações do MEF em biomecânica ortopédica, como notado por Huiskes e Chao (1983), focaram a análise contínua da estrutura óssea, aplicações de dispositivos de fixação e próteses. A maioria destas análises eram bidimensionais, estáticas e lineares, assumindo o osso como um material sólido contínuo. O MEF permitiu uma melhor compreensão sobre o comportamento macroscópico da estrutura, incluindo a interação entre implantes e osso receptor.

Historicamente, os estudos relacionados à distribuição de tensões nos ossos iniciados por Wolff, Koch, Von Meyer e Culmann, baseavam-se em observações no fêmur proximal, onde o tecido trabecular tende a se alinhar com a direção das tensões principais. As primeiras análises deste modelo (Brekelmans W. A. M., et al, 1972), foram feitas em 2-D, com o objetivo de apresentar representativamente a distribuição de tensões do fêmur. Em 1981, Hayes e Snyder realizaram um estudo unificado no qual combinaram a análise

---

<sup>12</sup> Medição da densidade óssea.



por elementos finitos do osso com medições estereológicas para fornecer uma avaliação quantitativa mais rigorosa da relação entre as tensões principais direcionais e a estrutura trabecular. Com este trabalho, estabeleceram uma relação significativa entre as tensões de Von Misses e a densidade trabecular. O MEF, na primeira década de aplicações em biomecânica ortopédica, permitiu um método detalhado para testar teorias sobre distribuição de tensões e deformações da estrutura tecidual estabelecidas desde o século XIX.

## Geração de malha

Diversos autores empregaram o método de elementos finitos para a análise da tensão e deformação em biomecânica ortopédica. O uso de elementos finitos 2D é freqüentemente comprometido, pois, mesmo oferecendo a possibilidade de alto refinamento da malha, não é capaz de representar a complexidade e a natureza tridimensional do campo de tensões desenvolvidos num osso solicitado. Infelizmente, a definição de modelos tridimensionais é um processo moroso, no caso de geração manual de malha 3D e conseqüentemente, o número das análises a serem executadas desta forma fica limitado. A complexidade geométrica e não padronização da sua forma, o processo então manual do modelo geométrico e numérico para um osso qualquer exige um gasto de tempo relativamente alto. Atualmente, as ferramentas disponíveis utilizadas em engenharia reversa seriam uma boa solução para o problema geométrico, mais ainda não seria o suficiente para a representatividade do modelo. Seria necessário que a consideração da não-homogeneidade do osso (distribuição de densidade), altamente determinante no estado de tensão do osso, também estivesse inserida. Portanto, o método ideal deveria automaticamente determinar a geometria do osso, gerar os elementos do modelo e especificar suas propriedades.

Um método automático para modelamento por elementos finitos a partir de dados produzidos por escaneamento através de tomografia computadorizada foi proposto por Keyak et al. (1990). Neste método, elementos em cubo são automaticamente definidos e suas propriedades materiais são individualmente atribuídas pelo escaneamento derivado dos dados fornecidos pela tomografia computadorizada.

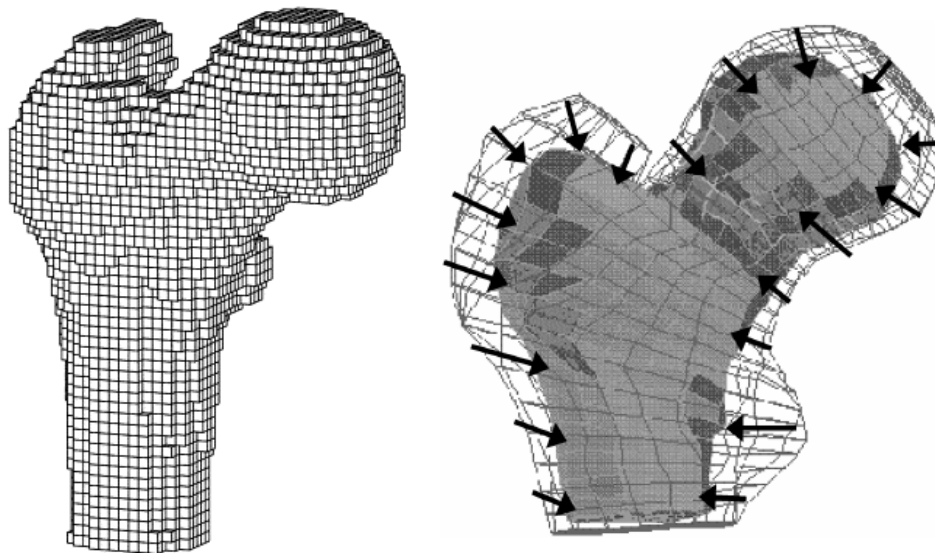


Figura 2.45 (a) Modelo FE obtido a partir de scaneamento por tomografia computadorizada do osso humano (Keyak J., et al.) (b) malha 3D gerada a partir de uma referência representada na forma de malha de arame.(Couteau B. et al., 2000).

Couteau B. et al. (2000), investigaram um novo método permitindo a geração automática de malha 3D para as estruturas tão complexas quanto o osso, por exemplo. Este método consiste num algoritmo, então chamado de M-M (mesh-matching), o qual gera uma malha 3D a partir de um modelo já existente de estruturas anatômicas. Uma malha de referência 3D foi construída com a ajuda do software mecânico (MSC/Patran). A complexidade da geometria do fêmur não permitiu que o processo para geração de malha pudesse ser obtido automaticamente. Esta malha que foi previamente baseada no contorno compreendido pelos elementos hexaédricos (8 nós) e elementos prismáticos de base triangular (6 nós), também chamados de cunha. Comparando com o método automático apresentado por Keyak et al. (1990), a vantagem do método M-M consiste numa representação suave a qual permite determinar a deformação em pontos específicos da superfície, porém em relação a variação no módulo de elasticidade calculado, não houve diferenças significativas.

Posteriormente, Keyak et al. (1999) examinaram nove teorias da falha baseadas na tensão e deformação, seis das quais poderiam esclarecer diferenças na resistência à tração e à compressão. As teorias de falha de máxima energia da distorção, Hoffman e deformação baseada em Hoffman, máxima tensão normal, máxima deformação normal, máxima tensão cisalhante, máxima deformação cisalhante, Coulomb-Mohr, e Mohr modificada,

foram avaliadas através de modelos de elementos finitos utilizados em suas pesquisas sobre comportamento mecânico de fêmures proximal humano. As teorias de máxima energia de distorção e máxima tensão cisalhante foram as mais robustas das examinadas, fornecendo um desempenho do modelo de elementos finitos o mais consistentemente forte para duas condições de carregamento muito diferentes. O desempenho relativamente forte das teorias de máxima energia de distorção e máxima tensão cisalhante suporta a hipótese que o cisalhamento e a distorção são modalidades de falha importante durante a fratura femoral.

Pietruszczak, S., et al. (1999) proporam um critério de fratura para o tecido ósseo. Neste conceito, o material é considerado anisotrópico e suas propriedades são descritas invocando o conceito da variação direcional da porosidade. O critério de fratura é expresso como uma função avaliada no tensor tensão e incorpora uma distribuição de orientação da estrutura dependente das forças de compressão e/ou tração (Figura 2.46). A estrutura matemática proposta é aplicada a uma análise numérica da fratura no fêmur proximal devido a uma queda da altura ereta. O risco da fratura é avaliado em duas distribuições diferentes de porosidade, simulando um osso saudável e outro com osteoporose.

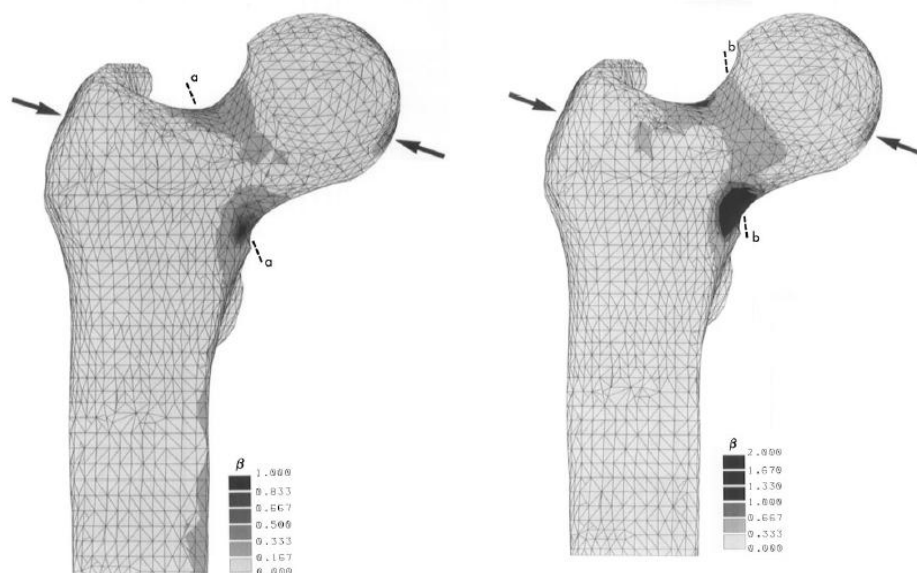


Figura 2.46 Gráficos de modelos de elementos finitos representando a distribuição de um fator de falha  $\beta$  sobre um fêmur proximal. Baseado no critério de fratura proposto,  $0 \leq \beta \leq 1$ . Quando  $\beta \rightarrow 1$  significa que a falha local do material osseo está associada com formação de macro ou micro trinca (fratura de trabéculas individuais, por exemplo).

Para  $\beta > 1$  viola o critério, indicando que a queda lateral para este osso levará a fratura transcervical.

## Modelo de adaptação óssea

Na segunda década de aplicações em biomecânica ortopédica, o MEF foi também aplicado para prever as variáveis na estrutura óssea macroscópica com base em regras que descrevem o comportamento mecânico dinâmico da estrutura tecidual. Desta forma o MEF foi utilizado num método iterativo no qual foi utilizado para calcular o comportamento mecânico do osso, auxiliado por um programa auxiliar que atualizava as propriedades materiais e a malha geométrica conforme a função de adaptação óssea.

A capacidade de adaptação do tecido ósseo em resposta a alteração das condições de carregamento mecânico representa uma função crítica no comportamento ortopédico. Próteses ou implantes inseridos no osso variam o seu comportamento mecânico, e conseqüentemente sua estrutura. Muitos casos, essa adaptação pode levar à fratura do implante. Portanto a previsão quantitativa da variação do tecido ósseo pode levar a melhorias de design de equipamentos ortopédicos. Alguns grupos de pesquisa têm desenvolvido modelos computacionais para prever a adaptação óssea.

O método de elementos finitos é usado em um ciclo iterativo para calcular a condição mecânica corrente. A estrutura é então adaptada em resposta a atual condição mecânica, a qual produz uma nova distribuição de tensões no tecido. O modelo de elementos finitos é então utilizado para calcular a distribuição de tensões e deformações em resposta a uma nova condição de carregamento. Este loop é feito até que qualquer critério de convergência seja aceito.

Hazelwood et al. (2001), proporam um algoritmo para o remodelamento ósseo, o qual é desativado pelo desuso (baixa deformação). A porosidade óssea é determinada a partir da ativação da história da freqüência. Este sistema contém dois loops de retorno pelos quais a taxa de remodelamento afeta o dano. Em um o remodelamento resulta na remoção do dano. Em outro, o aumento do remodelamento resulta no aumento da porosidade, deformação e formação de dano.

## Modelamento micromecânico do tecido

As pesquisas realizadas utilizando modelos contínuos do tecido ósseo eram limitadas pois o processo biológico de adaptação óssea ocorre em escalas inferiores as quais a teoria do contínuo é apropriada. Então, o modelo micromecânico do osso, combinado com escaneamento por tomografia computadorizada (CT) digitalizada, proporcionou uma representação precisa da geometria complexa. Os voxels da imagem tomografada podem gerar automaticamente um modelo para análise por elementos finitos associada à resolução interativa das equações.

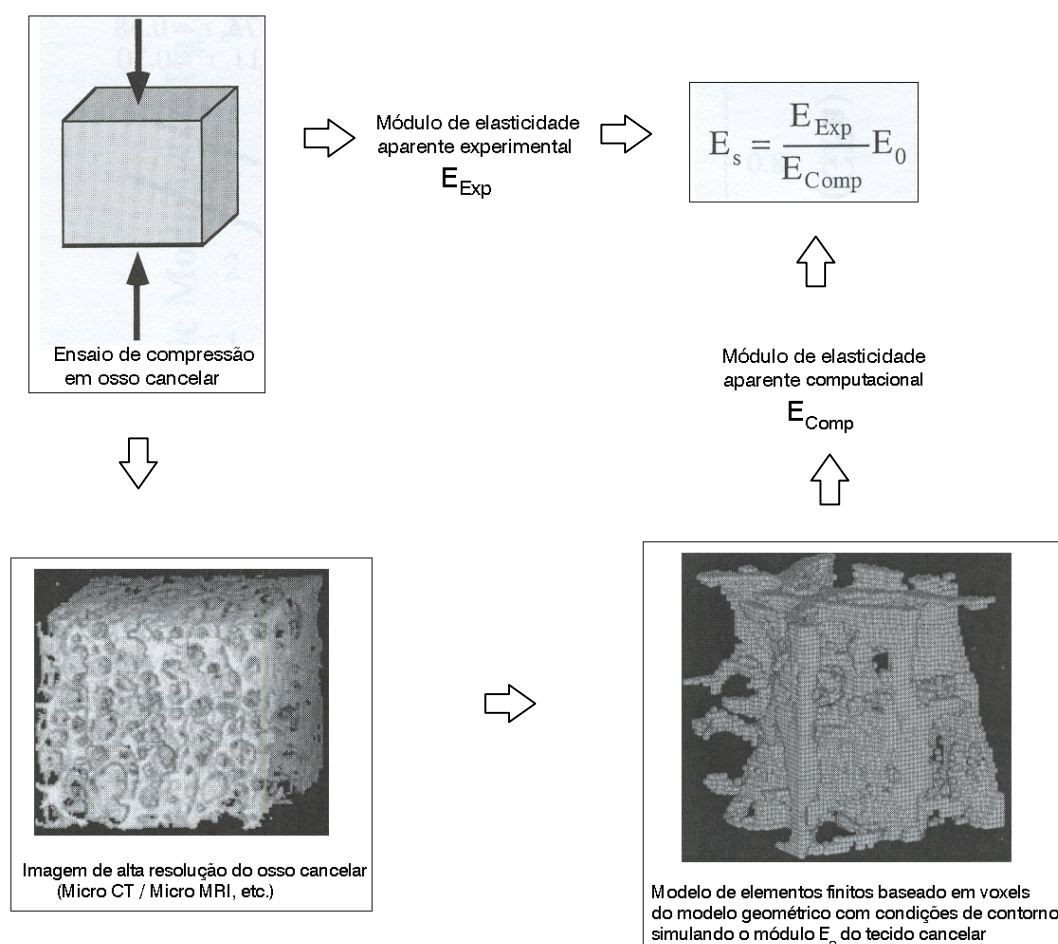


Figura 2. 47 Estimativa do módulo de elasticidade do tecido cancelar utilizando o método de elementos finitos baseado em micro imagem.

Bagge, Mette (2000) considerou a adaptação interna fêmur proximal por um modelo tridimensional de elementos finitos. O remodelamento do osso neste trabalho foi numericamente descrito por um esquema de remodelamento evolutivo, com parâmetros anisotropia material e carregamento dependente do

tempo. A memória do carregamento passado foi incluída no modelo para esclarecer o atraso na resposta do osso com as mudanças da carga. A equação da taxa de remodelando é derivada da tarefa estrutural de otimização para maximização da rigidez para cada passo no tempo. O parâmetro de equilíbrio do remodelamento associado à não ocorrência de deposição ou resorção do osso foi definido como condição de otimalidade do elemento e a forma otimizada foi usada como um design inicial para o início de outro ciclo de remodelando.

A maioria de algoritmos da adaptação do osso busca explicar a conexão entre a morfologia do osso e as cargas por ele suportadas, e assumem que o osso é efetivamente isotrópico. Miller, Z. et al. (2002) propôs um modelo material ortotrópico para prever a estrutura trabecular do fêmur proximal. As hipóteses para determinar a orientação local e as propriedades materiais de cada elemento no modelo, primeiramente, sugeriam que os sentidos do trabecular, que correspondem aos eixos de ortotropia, eram determinados localmente pelas direções das máximas tensões principais devido aos múltiplos carregamentos para os quais o fêmur é sujeito e que as propriedades materiais em cada direção do material podem ser determinadas usando estímulos direcionais, estendendo assim algoritmos de adaptação existentes para incluir a direcionalidade. Os resultados mostram que as direções materiais locais correspondem com o conhecido arranjo trabecular, com boa reprodução dos principais grupos de trabéculas. A rigidez direcional local, o grau de anisotropia e a distribuição da densidade são apresentados em conformidade à morfologia real do fêmur.

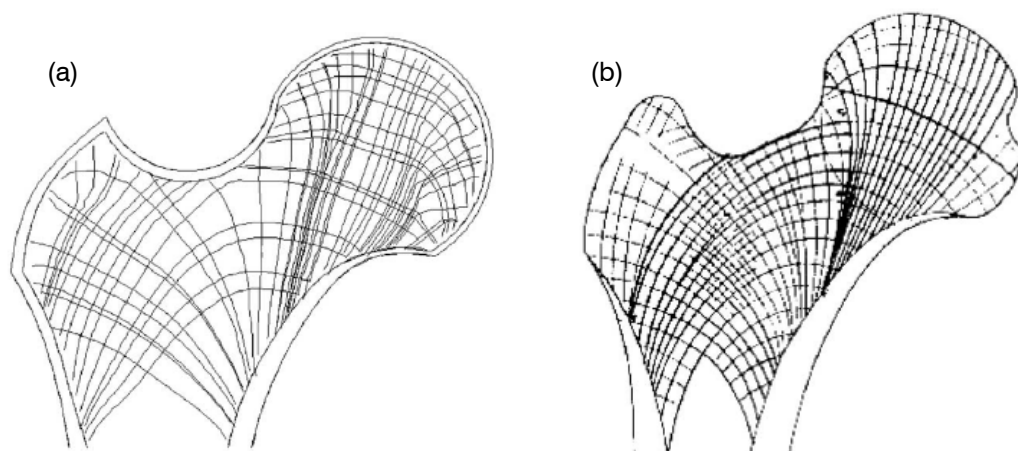


Figura 2.48 (a) Arranjo trabecular predito no fim das iterações do modelo apresentado por Bagge, Mette (2000) (b) Arranjo no fêmur proximal, como descrito no esboço de Von Meyer. Adotado por Wolff (1870).

## Implantologia

Um aspecto muito importante do MEF em biomecânica ortopédica é a habilidade em modelar a estrutura de materiais heterogêneos. Isto ocorre não somente devido à microestrutura do tecido ósseo, mas também nos casos de implantação de dispositivos de união de fragmentos ósseos, tais como placas e parafusos para fixação e reparação óssea e de substituição de tecido defeituoso, como no caso de próteses, utilizadas para melhorar a estabilidade mecânica do tecido o qual tenha perdido sua integridade devido a doenças ou ferimentos. O método permite variação paramétrica nos parâmetros de projeto substituindo os métodos experimentais por simulações computacionais, permitindo verificar os efeitos da geometria do implante rapidamente. Pode ser previsto, por exemplo, se a rigidez de um determinado implante gera baixos níveis de tensão no cimento ósseo ou o quanto a superfície final afeta as interfaces de movimentos.

Um dos caminhos para avaliação do melhor dispositivo a ser utilizado no tratamento de fraturas, no que diz respeito ao estado de tensões gerado pelo ferimento ósseo, é a aplicação do método de elementos finitos para modelar um tipo de fratura com um determinado sistema de fixação ou prótese. Com um modelo computacional é possível executar um número de parâmetros de estado para determinar o quanto as diferentes variáveis de design pode afetar a estabilidade mecânica para um certo tipo de fratura.

Uma das mais populares aplicações da análise por elementos finitos, até hoje, é a avaliação do design do implante. Um dos casos mais comuns de falhas nestes dispositivos é imprecisão dos fatores mecânicos, tais como propriedades mecânicas do material ósseo e as condições de contorno do modelo. No entanto, estes dados são de vital importância para o entendimento do quanto o design da prótese afeta a transferência de carga desta para o osso que a envolve.

Schuller-Götzburg, P., et al. (1999), avaliaram a eficiência de dois tipos de parafusos para tratamento de pacientes com tumor no maxilar (Figura 2.49). Utilizando a análise por elementos finitos 2D (Figura 2.49), as tensões de Von Mises e as tensões circunferenciais induzidas no osso subjacente por este parafuso são analisadas e comparadas aquelas sob um parafuso convencional de retardação. As distribuições das tensões desenvolvidas pelos parafusos foram correlacionadas com as reações histomorfologia do osso após a

osteosíntese. Como previsto pela análise por elementos finitos, a histologia mostrou a formação de micro-trincas, mas então após uma mínima resorção, ocorreu o remodelamento do osso próximo à cabeça. A osteosíntese estável foi demonstrada pela união óssea após 12 semanas, enquanto o osso em remodelamento continuou na cura do osteoma<sup>13</sup>. Após 19 meses o calo ósseo havia decrescido em torno dos parafusos.

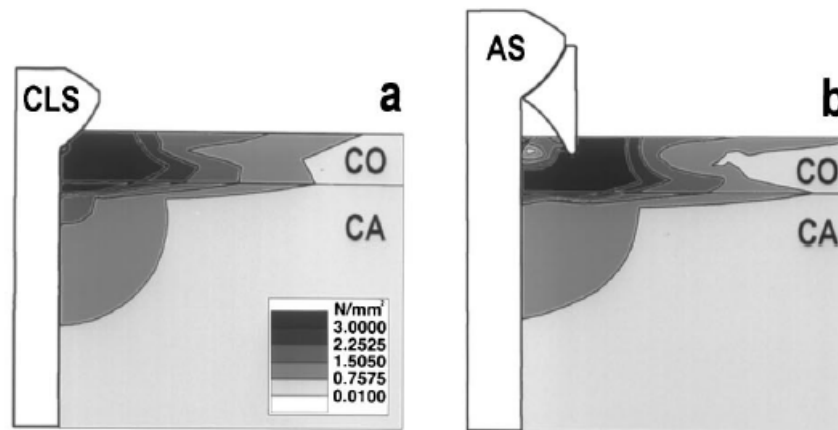


Figura 2.49 Distribuição de tensões de v. Mises em torno dos parafusos do tipo (a) de retenção convencional e (b) de retenção com ancoragem.

### Problemas de Contato

A descrição de um modelo de elementos finitos para um problema de contato deslizante significativo, requer, dependendo do tipo de algoritmo de contato utilizado, a definição de muitos parâmetros numéricos tais como rigidez de contato, norma de convergência e tolerância, fatores de sobre relaxamento, etc. Todos estes parâmetros não têm um significado físico e não podem ser medidos experimentalmente, o que faz sua identificação um tanto complexa. Bernakiewicz, M. e Viceconti, M. (2002) investigaram a importância da identificação do parâmetro na precisão dos resultados produzidos por modelos de elementos finitos representando o contato com atrito entre osso e implante, quando o método de penalização é utilizado. Foi realizada análise de sensibilidade de diversos parâmetros numéricos que podem governar o estado dos resultados. Dois parâmetros, tensão de contato e tolerância da

<sup>13</sup> Osteotoma: Tumor benigno derivado do tecido ósseo. Não produz metástases e sua manifestação clínica consiste em dor e deformidade óssea.



convergência, apresentaram um papel crucial na exatidão dos resultados por elementos finitos.

---

# MATERIAIS E MÉTODOS

## 3.1 PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO

Neste trabalho, será avaliado o desempenho mecânico de fêmures de coelhos submetidos à implantação de um parafuso fabricado em osso cortical bovino [Mora F.R., 2000], em comparação a outros grupos com implante de titânio e sem implante. Assim como no trabalho desenvolvido por Schüller P. et al. (1999), esta análise consiste na verificação da distribuição e intensidade de tensões sob o implante e a região afetada pelo mesmo, de modo a verificar a sua integridade estrutural sob determinadas condições de carregamento.

Segundo Cowin S. C. (2000), uma das principais causas de falha em materiais implantados é a fratura interfacial implante-tecido ósseo, provocada principalmente devido ao nível de tensões promovidas pela rigidez do implante, como no caso de implantes de titânio. A utilização de um material bioativo, como o osso cortical bovino liofilizado, para a fabricação de implantes, poderá permitir a formação de uma interface resistente entre implante e osso receptor, sendo que, devido à alta capacidade de regeneração espontânea do osso, este biomaterial se desintegra com o tempo e dá lugar ao tecido ósseo recuperado. Este mesmo material, de acordo com Herculiani, P. P. et al. (2000), devido à sua capacidade osteoindutora, têm sido considerado excelente material de enxerto ósseo principalmente na área de cirurgias periodontais ou associadas a implantes osteointegrados.

A finalidade da análise que será desenvolvida neste trabalho é verificar, após o processo de reestruturação do implante e osso cortical bovino, se o sistema implante-osso está mecanicamente próximo do parâmetro inicial (osso sem implante). A proximidade entre estes estados de tensões medirá a eficiência deste tipo de implante. A comparação do desempenho do parafuso de osso em relação ao parafuso de titânio visa destacar as vantagens, do ponto

de vista mecânico, na utilização destes implantes, para que posteriormente possa ser pesquisada sua utilidade em aplicações específicas.

A fim de prever o comportamento biomecânico do componente implante atuando como sistema estrutural artificialmente introduzido no esqueleto, serão verificadas as condições limites das amostras, com e sem implante, através de dados experimentais de carga e deslocamento limite, caracterização do material, análise de falha e desenvolvimento de modelos para análise numérica pelo método de elementos finitos onde serão verificadas as distribuições de tensões e deformações no implante e região próxima a este. Desta forma, o trabalho será dividido em duas etapas: análise experimental e análise numérica.

O procedimento experimental utilizará 10 coelhos da raça Nova Zelândia dos quais 8 sofrerão intervenção cirúrgica, na qual cada animal receberá um parafuso de osso implantado na diáfise de um fêmur, e um parafuso de titânio no outro. Após um período aguardado para o processo de reestruturação implante-osso, todas as cobaias serão sacrificadas para a remoção de seus fêmures. Estes ossos serão então separados em três grupos de amostras: com implante de osso, com implante de titânio e sem implante. Nesta etapa as amostras serão testadas e avaliadas mecanicamente, na região da diáfise, através de ensaios mecânicos destrutivos, de flexão por quatro pontos, pelos quais serão obtidos os valores limites de carga e deslocamento, rigidez e trabalho de falha, de acordo com as referências apresentadas por Cowin S. C. (2000).

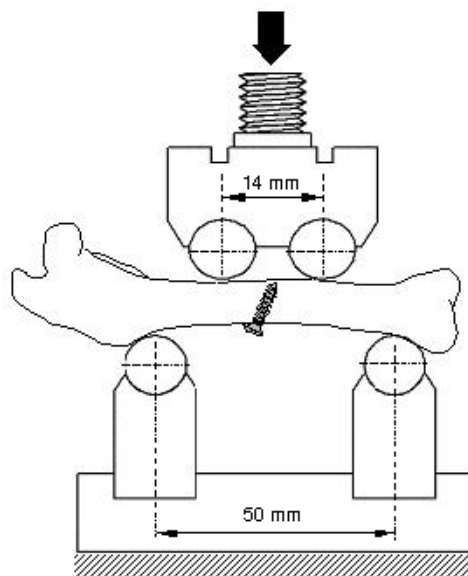


Figura 3.1 Esquema do ensaio de flexão de quatro pontos.

O objetivo destes ensaios é a obtenção de dados experimentais que forneçam os limites e modo de falha para cada grupo nas condições de carregamento mencionadas. Estas informações serão relevantes para o estudo do comportamento dos implantes analisados durante o tratamento de determinadas fraturas por fixação interna. A comparação entre os resultados obtidos nas três amostragens permitirá avaliar a eficiência e o desempenho mecânico do osso como material para próteses ortopédicas e/ou ortodônticas.

As fraturas resultantes dos ensaios mecânicos serão analisadas com o objetivo de verificar a interferência dos implantes no modo de falha dos ossos. Esta verificação será realizada pela comparação de imagens obtidas por microscopia eletrônica das superfícies fraturadas e das trincas resultantes do processo de ruptura dos ossos com imagens apresentadas por Owen R. et al. (1980) e Cowin S. C. (2000), apresentadas no Capítulo 2, as quais caracterizam os tipos de fratura no osso cortical.

A análise numérica será realizada através de modelamento 3D, por elementos finitos, dos grupos amostrais submetidos às cargas de ensaio. Neste trabalho, a aplicação de elementos finitos tem como objetivo determinar a distribuição e intensidade de tensões e deformações, sob o implante e a região afetada pelo mesmo, desenvolvidas durante as condições de carregamento descritas, permitindo assim, o estudo da sua influência aos tipos de fraturas obtidas experimentalmente. A simulação computacional visa verificar os efeitos da presença dos implantes conforme a sua condição de osseointegração, desta forma, os parâmetros de contato entre as interfaces implante-osso serão variados para a verificação do nível de tensões provocado pela rigidez dos implantes sob estas condições. Através deste modelo, também será possível prever a carga da fratura para o espécime com implante, conforme as condições de reestruturação do parafuso ao osso. Os resultados desta análise, uma vez determinados, serão comparados aos obtidos experimentalmente para a validação do modelo.

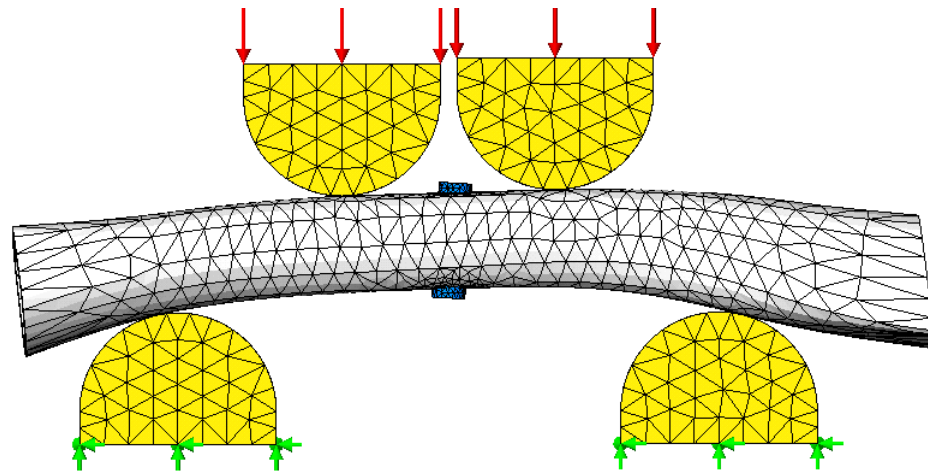


Figura 3.2 Modelo 3D da diáfise do fêmur com implante

Os resultados obtidos em ambas análises visam acrescentar na verificação da hipótese quanto à viabilidade de utilização de implantes de osso em humanos, contribuindo com pesquisas em desenvolvimento sobre esta nova técnica de implante para determinados tratamentos.

## 3.2 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

### 3.2.1 Cobaias

Para a avaliação do comportamento mecânico dos implantes de integrados no osso receptor, foram utilizados 10 pares de fêmures de coelhos da raça Nova Zelândia, machos, com oito meses de idade e cujos pesos variaram entre 1800 a 3600 gramas. Estes animais, obtidos na Escola Agrícola de Camboriú, foram separados individualmente em gaiolas e armazenados nas dependências do laboratório de técnica operatória e cirurgia experimental do curso de medicina da UNIVALI, onde foram alimentados com ração (Agro Supra Coelhos - SUPRA) e água a vontade antes e após a implantação dos parafusos.

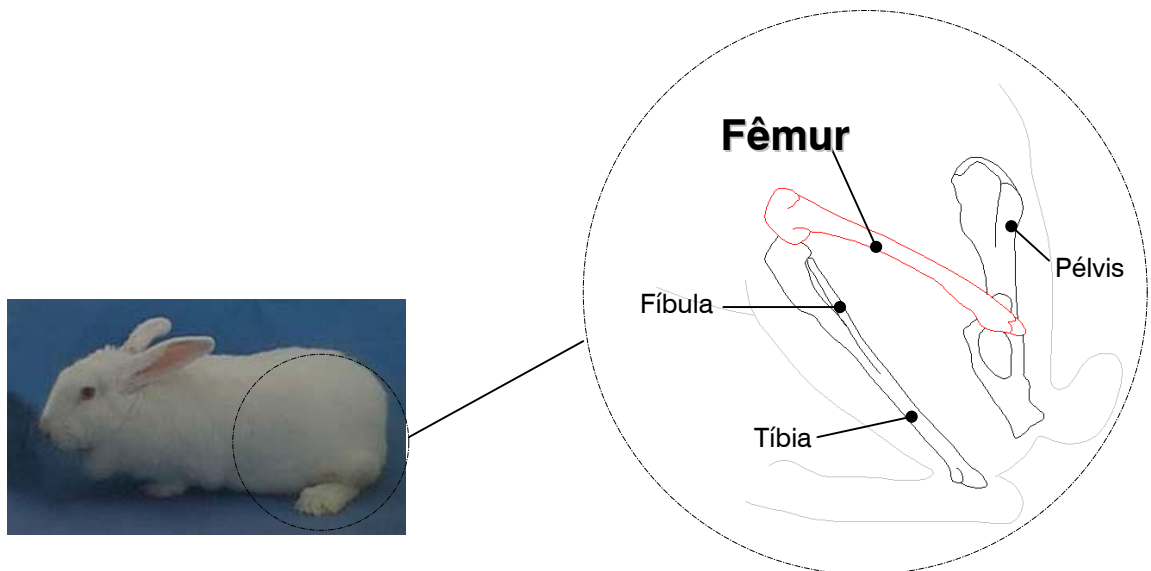


Figura 3.3 Coelho Nova Zelândia e localização anatômica do fêmur.

Em relação às cobaias, 8 foram submetidas à intervenção cirúrgica para implantação, sendo que cada animal recebeu um parafuso de osso em um fêmur e um parafuso de titânio no outro. As 2 cobaias restantes foram utilizadas para fornecimentos dos fêmures sem implantes.

Tabela 3.1 Distribuição dos implantes de osso e titânio nas 10 cobaias (20 fêmures).

Cobaias	Implante no fêmur direito	Implante no fêmur esquerdo
4	Osso	Titânio
4	Titânio	Osso

### 3.2.2 Implantes: Parafusos

Os implantes utilizados foram parafusos corticais de liga de titânio Ti 6Al 4V ELI , ou seja Titânio - Alumínio- Vanádio, segundo normas ISO 5832-3 ou ASTM F138 (Baumer S. A.) e parafusos usinados a partir de osso bovino (Figura 3.4). Estes parafusos apresentam as mesmas dimensões, correspondentes à rosca HA 2,0 mm x 10 mm (NBR ISO 5835).



Figura 3.4 Parafusos utilizados na implantação em fêmures de coelhos.

Os parafusos de osso foram fabricados no Laboratório de Mecânica de Precisão da UFSC, seguindo as especificações de usinagem estabelecidas por Mora, F. R. (2000). A ferramenta utilizada no processo foi construída em função do perfil da rosca do parafuso metálico (Figura 3.5), determinada com auxílio do projetor de perfil do CEFETSC.

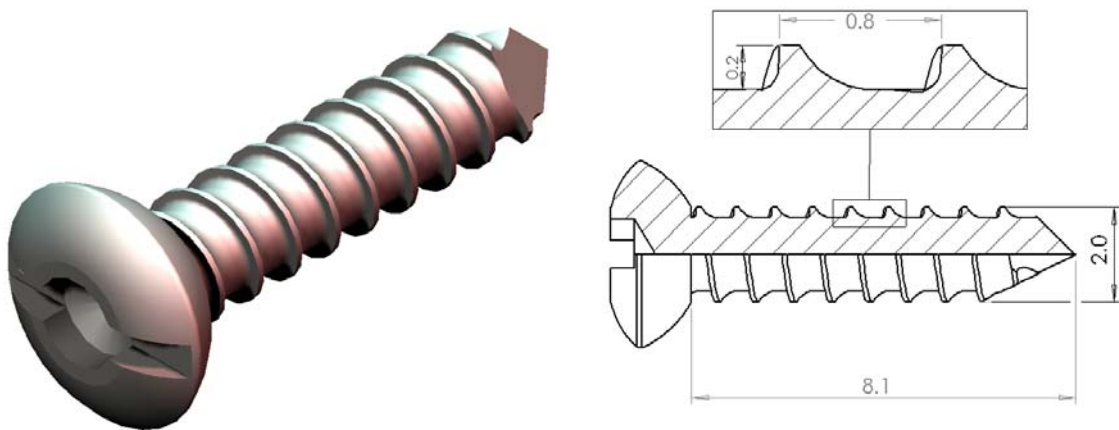


Figura 3.5 Parafuso cortical de titânio fabricado pela empresa Baumer S.A.

O material utilizado na fabricação dos parafusos de osso foi fornecido pelo Grupo Gênus, divisão de biomateriais da empresa Baumer S. A. O osso fornecido foi do tipo cortical bovino das regiões do fêmur e tíbia, parcialmente desmineralizado, proveniente de animais fêmeas da raça Nelore e abatidos com 18 meses. Estes animais foram criados confinados e alimentados somente

com ração verde, não recebendo alimentos ou suprimentos que contenham anabolizantes ou hormônios. A água fornecida era tratada p/ evitar a ingestão de metais pesados. O material antes de ser usinado passou por tratamentos bioquímicos p/ remoção de gorduras e sangue.

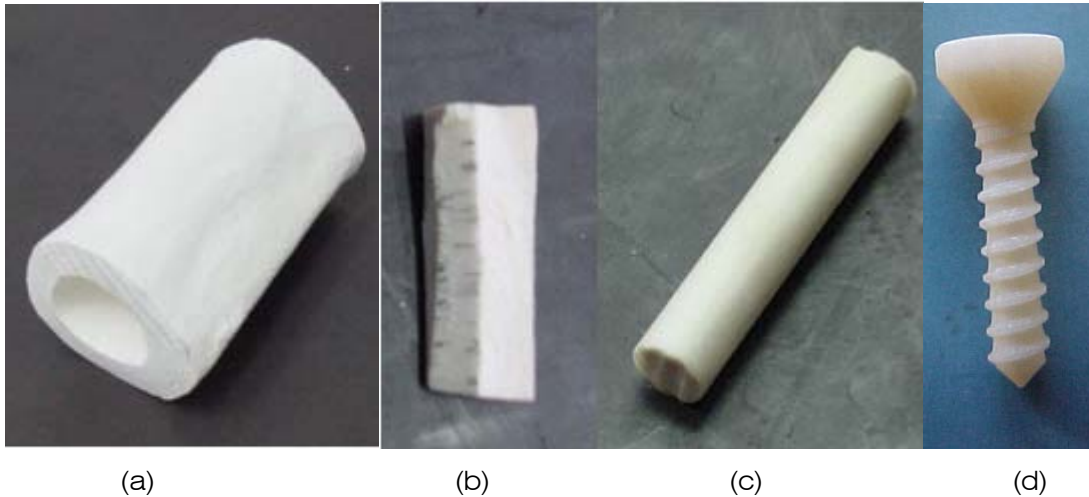


Figura 3.6 (a) O osso cortical bovino parcialmente desmineralizado (b) foi cortado em firas na direção longitudinal do osso (c) a partir das quais foram usinados pequenos cilindros e (d) posteriormente os parafusos.

Após a fabricação, estes parafusos retornaram ao Grupo Gênus, onde passaram por processos bioquímicos p/ remoção de outros contaminantes e de resíduos do processo de usinagem. Inicialmente os parafusos foram submetidos à liofilização, para a remoção de toda água existente no material, por congelamento prévio em “freezer” a  $70^{\circ}\text{C}$  negativos, seguindo posteriormente para uma câmara a vácuo, onde a água em estado sólido é transformada por sublimação em estado gasoso, ficando armazenada na parte inferior do aparelho. No processo de esterilização o material foi armazenado em dupla embalagem grau cirúrgico e submetido à esterilização de raio gama com potência de 20 kGy para eliminação de todos os microorganismos, tornando-o estéril e pronto para a implantação.





Figura 3.7 Dupla embalagem grau cirúrgico dos parafusos de osso liofilizados e esterilizados.

### 3.2.3 Procedimentos Cirúrgicos

A cirurgia para a implantação dos parafusos de osso e metálico foi realizada no Laboratório de Técnica Operatória e Cirurgia Experimental do curso de medicina da Universidade do Vale do Itajaí (UNIVALI), pela equipe médica da própria universidade composta de dois médicos (ortopedista e anestesista) e três enfermeiras. Os coelhos foram inicialmente pesados e pré-medicados com acepromazina 1% na dose de 5 mg/kg. Após a sedação (aproximadamente 15 minutos), foi realizada a tricotomia (raspagem) na região coxo-lateral direita e esquerda (Figura 3.8a). Em seguida os animais foram encaminhados à sala de operação onde receberam anestesia endo venosa por puncionamento da veia marginal da orelha e estabelecimento de infusão contínua de solução salina (0,9%) e de ketamina com xilazina em doses intermitentes, conforme plano de anestesia (Figura 3.8b).

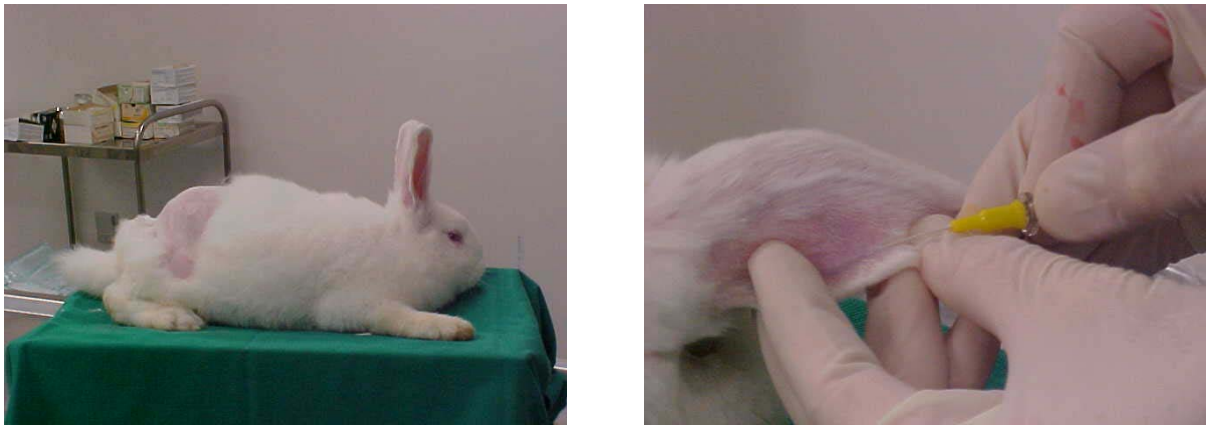


Figura 3.8 (a) Cobaia após tricotomia; (b) Puncionamento da veia marinal da orelha para a anestesia.

Os animais já anestesiados foram limpos com solução antiséptica (rifocina) e em volta da região a ser operada foram colocados campos cirúrgicos para garantir a assepsia do local.

Foi feita uma incisão retilínea na região lateral da coxa, e a porção central da diáfise do fêmur foi exposta para realização das etapas de implantação dos parafusos: perfuração, rosqueamento e inserção do implante (Figura 3.9 e Figura 3.10).

A perfuração para o alojamento do parafuso foi realizada na região da diáfise do fêmur, com orientação diagonal em relação ao eixo longitudinal do osso. Para esta operação foi utilizada uma broca de 1,5 mm (Baumer S. A.) numa furadeira de uso odontológico acoplada a um motor de baixa rotação, na tentativa de reduzir a necrose na região do tecido ósseo manipulado, provocada pelo aquecimento do osso. A abertura da rosca no furo foi realizada com auxílio de um macho de uso específico em ortopedia, referente à rosca dos parafusos (NBR ISO - HA 2,0mm). Até este momento, as operações de usinagem foram intermediadas com irrigação constante com solução fisiológica mantendo a refrigeração constante do sítio cirúrgico. Em seguida o parafuso correspondente ao fêmur operado foi inserido no furo rosqueado com auxílio de uma chave de fenda, também de uso ortopédico (BAUMER, S.A.). Finalizada a implantação, foi feita a sutura da região operada, o coelho foi reposicionado para a cirurgia do outro fêmur, onde as etapas citadas foram repetidas.

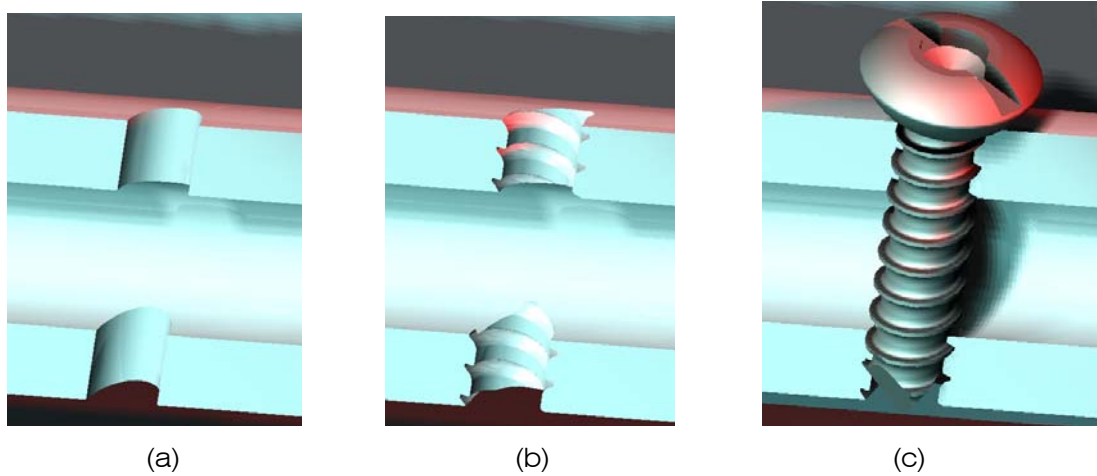


Figura 3.9 Etapas do procedimento de implantação do parafuso no osso receptor. (a) furação ( $\varnothing = 1,5$  mm); (b) rosqueamento (HA 2,0); (c) inserção.

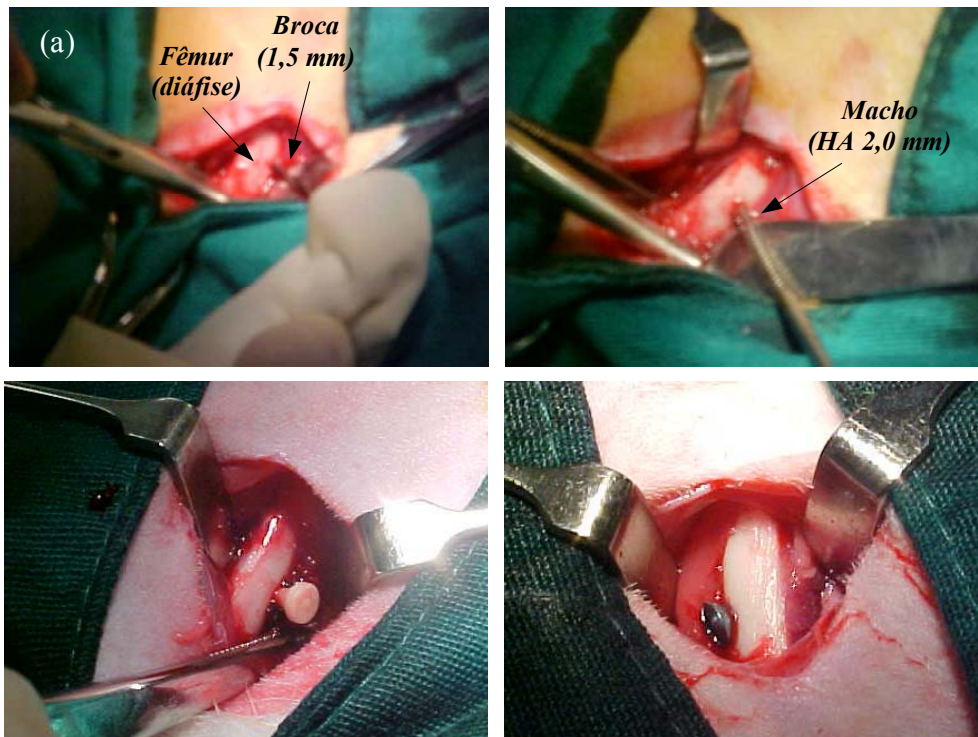


Figura 3.10 Etapas da implantação dos parafusos: (a) Furação; (b) Abertura da rosca; (c) Parafuso de osso implantado; e (d) Parafuso de titânio implantado.

Após o ato cirúrgico, cada animal recebeu uma única dose de analgésico (flunixin meglumini) e antibiótico (trimetoprim sulfadiazina), ambos de uso veterinário, e em seguida foram encaminhados às gaiolas individuais onde permaneceram durante o período de 18 dias, estipulado para a provável osseointegração dos parafusos de osso e de titânio.

O sacrifício, após este período, deu-se por meio de sedação seguida por aplicação de medicamento para eutanásia T-61 endo-venosa. Após o óbito, os fêmures foram removidos e limpos das partes moles. Em seguida, estes ossos foram envolvidos em gaze embebida em solução salina (fisiológica), identificados e armazenados em recipientes onde foram conservados a  $-20^{\circ}\text{C}$ , conforme as recomendações indicadas em Cowin, S. C. (2000).

### 3.2.4 Grupos Experimentais

Os grupos experimentais foram divididos em fêmures com e sem implantes (Figura 3.11), os quais foram posteriormente encaminhados à tomografia computadorizada e em seguida submetidos aos ensaios mecânicos.

Tabela 3.2 Amostras (fêmures) removidos 18 dias após a implantação.

Amostras	fêmures direitos	fêmures esquerdos	Total
GRUPO I Com implantes de osso	4	4	8
GRUPO II Com implantes de titânio	4	4	8
GRUPO III Sem implante	2	2	4
			20 fêmures

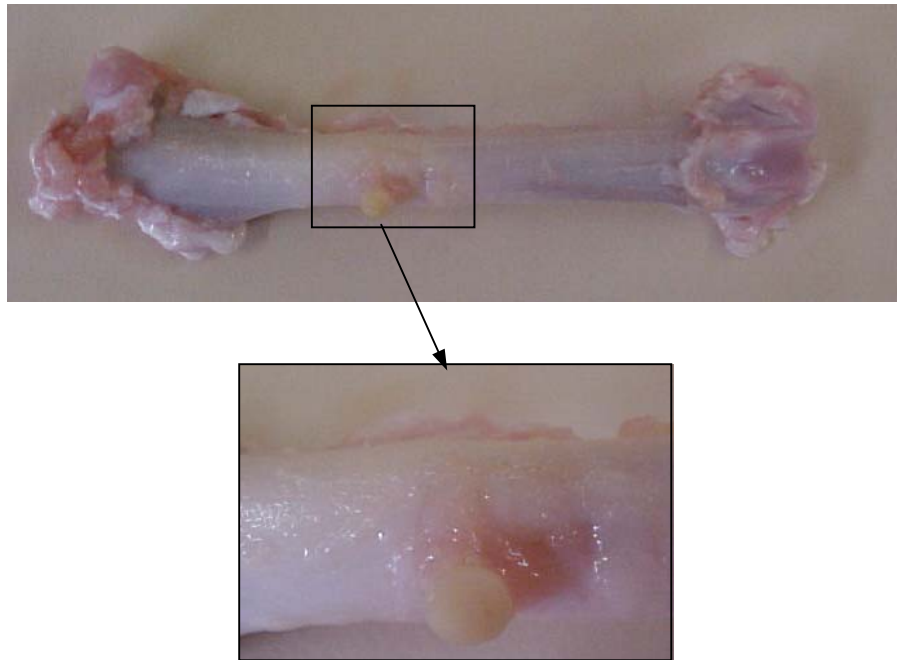


Figura 3.11: Amostra do GRUPO II: fêmur com implantes de osso.

Os grupos I e II (fêmures com parafuso) foram separados em dois subgrupos: um destinado à realização de teste mecânico e outro à análise histológica (tabela). As análises histológicas serão realizadas pela equipe de pesquisa em implantes do curso de odontologia da UNIVALI, para a constatação do grau de osseointegração dos implantes. Estes resultados não constam neste trabalho.

Tabela 3.3 Distribuição de grupos experimentais em relação aos ensaios mecânicos e análise histológica

Amostras	Ensaio Mecânico	Análise Histológica
GRUPO I Com implantes de osso	6	2
GRUPO II Com implantes de titânio	6	2
GRUPO III Sem implante	4	X

Antes da realização dos ensaios mecânicos os ossos foram retirados do freezer com 24 horas de antecedência, mantidos em refrigeração e expostos

ao ambiente de ensaio por 01 hora para que pudessem entrar em equilíbrio com o meio térmico, sempre mantidos em soro fisiológico.

### 3.3 ENSAIOS MECÂNICOS

Para avaliar o desempenho dos parafusos de osso na condição implantes submetidos à cargas mecânicas transmitidas pelo osso receptor, em relação aos parafusos de titânio, foi escolhido o ensaio mecânico de flexão de quatro pontos (Figura 3.12), cujas condições foram adaptadas de acordo com as recomendações para ensaios desta natureza em ossos inteiros (Cowin, S.C. (2000)).

Neste ensaio, os fêmures foram apoiados, com a parte convexa para cima, sobre dois suportes distanciados 50 mm entre si. A carga de ensaio foi aplicada por meio de dois cutelos eqüidistantes aos apoios e com um espaçamento equivalente a 14 mm (Figura 3.12), entre os quais foi posicionada a região da diáfise com o implante. Tanto os cutelos quanto os apoios foram lubrificados para reduzir o atrito na região de contato. Todos os componentes deste dispositivo foram usinados no Laboratório de Máquinas Operatrizes do CEFETSC.

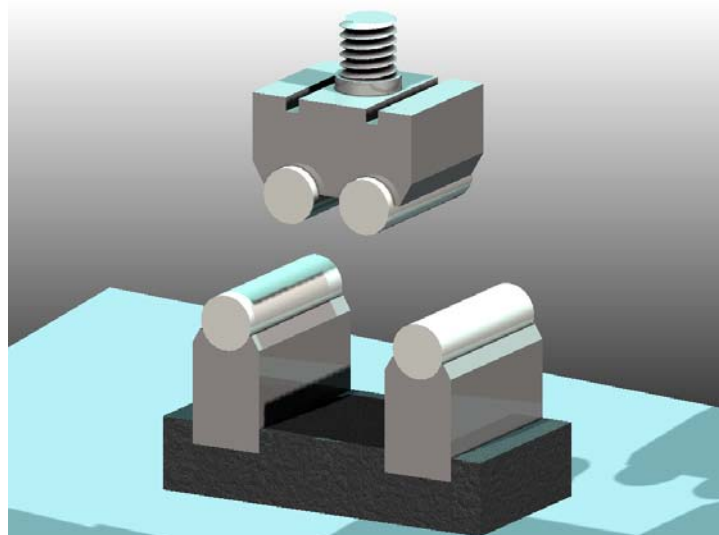


Figura 3.12 Dispositivo do ensaio de flexão.

Para minimizar as possíveis folgas existentes no sistema: máquina, dispositivo de ensaio e osso, foi utilizada uma pré carga de 0,5 kgf com tempo de acomodação de 1 minuto. A máquina foi então setada para um campo de

carregamento de 5 kN, com uma taxa de deflexão constante de 1mm/min, até o momento de ruptura do osso. Os mesmos parâmetros de ensaio foram mantidos para os fêmures direitos e esquerdos de todos os grupos.

O equipamento utilizado para estes experimentos foi uma máquina de ensaio universal modelo DL500, marca EMIC, com capacidade de carga de 500 kgf (5kN), instalada no Laboratório de Pré Clínica e apoio à pesquisa da UNIVALI. Os dados referentes à intensidade de carga aplicada e o deslocamento do cabeçote foram registrados pelo software Mtest 2.0 interligado à máquina de ensaio, o qual forneceu uma curva Força x Deslocamento para cada ensaio realizado.



Figura 3.13 Máquina de ensaio universal modelo DL500, marca EMIC.

### 3.3.1 Determinação das propriedades mecânicas

Os gráficos Carga x Deslocamento obtidos em cada ensaio, forneceram diretamente os valores de:

- Carga limite de resistência [ $F_{máx}$ ];
- Deslocamento máximo (do cabeçote da máquina de ensaio) [ $d_{máx}$ ];
- Rigidez equivalente [ $S$ ];
- Trabalho de Falha [ $U$ ].



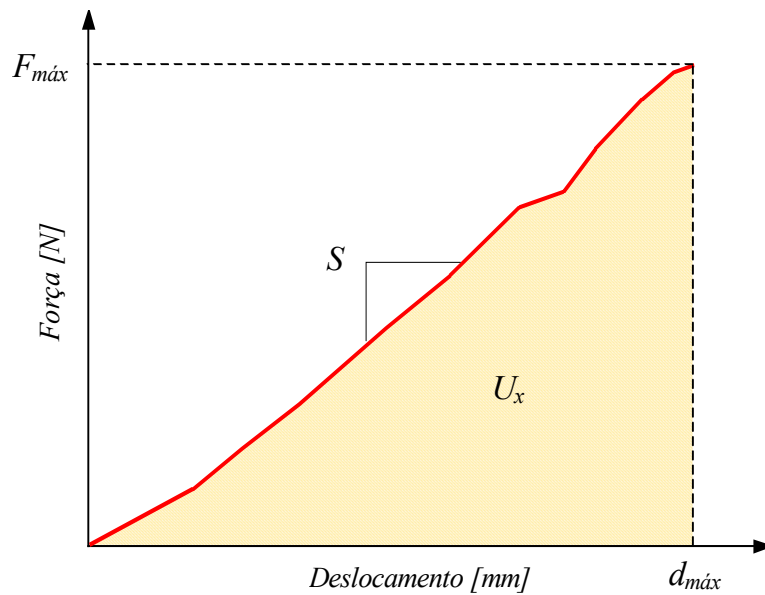


Figura 3.14 Curva Carga-Deslocamento obtida em ensaio de flexão de quatro pontos

Para determinar a influência da forma e do tamanho dos ossos ensaiados, foi calculada a tensão de flexão nas seções referentes à aplicação de carga, pelo cálculo de flexão pura. Entretanto, as fórmulas de flexão apresentadas no item 2.4.3, estão limitadas às seções que possuem pelo menos um eixo de simetria, submetidas a momentos fletores que atuam no plano deste eixo, como por exemplo, para a aproximação da seção do osso a uma seção elíptica vazada (Figura 3.15).

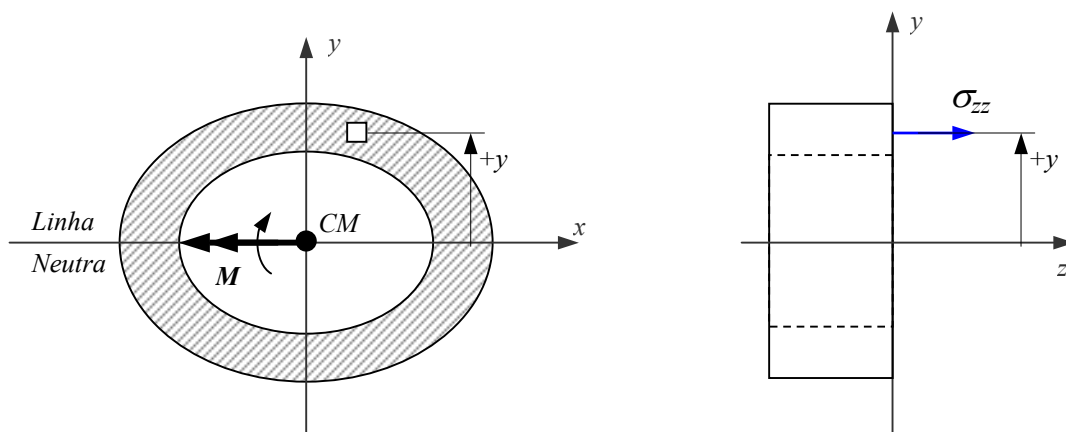


Figura 3.15 Simplificação geométrica através da aproximação da seção transversal da diáfise para uma seção elíptica vazada.

$$\sigma_{zz} = \frac{My}{I_{xx}} \tag{3.1}$$



Onde:

- $M$ : momento fletor;
- $y$ : distância do ponto de cálculo da tensão até a linha neutra ;
- $I_{xx}$ : momento de inércia da seção em relação a  $x$ .

Considerando que as seções dos fêmures analisadas neste trabalho não possuem nenhum plano de simetria, não se pode supor que a flexão irá ocorrer no plano de ação dos momentos, ou que a linha neutra irá coincidir com o eixo conjugado. Neste caso, nenhum dos eixos coordenados ( $x$  e  $y$ ) é um eixo de simetria da seção (Figura 3.16) e também que nenhum deles é um eixo principal de inércia. Assim, como o momento  $M$  não é dirigido segundo o eixo principal, a linha neutra (L.N.) não vai coincidir com o eixo carregado.

O vetor  $M$  que representa o esforço que atua na seção transversal estudada vai formar um ângulo  $\theta$  com um dos eixos principais ( $x'$  ou  $y'$ ). Decompondo o vetor principal  $M$  nas direções principais e aplicando a Equação 3.1 para determinar as tensões provocadas pelos momentos  $M_{x'}$  e  $M_{y'}$ , obtém-se a distribuição de tensões devidas a aplicação do conjugado original  $M$ .

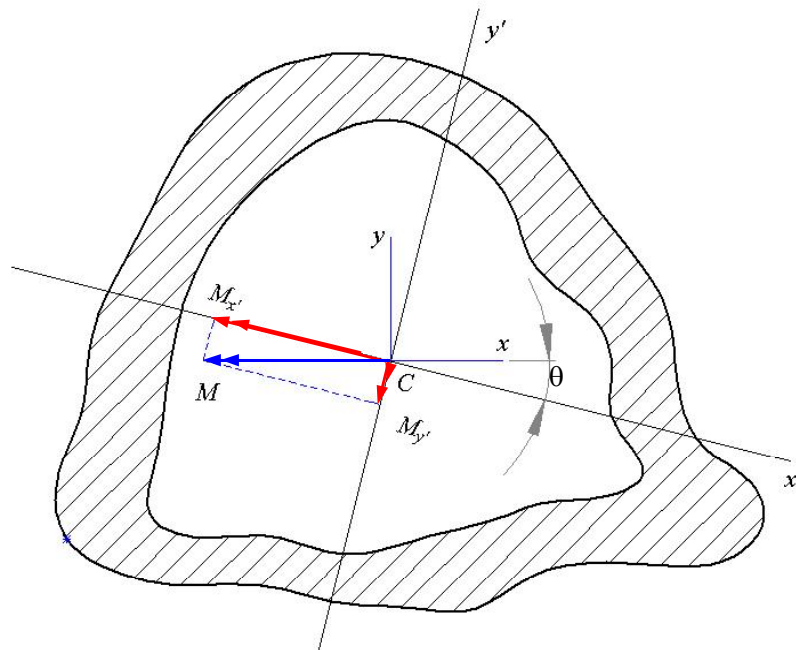


Figura 3.16 Representação do vetor principal  $M$  que atua na seção transversal, decomposto nas direções principais  $x'$  ou  $y'$ . O ângulo que o vetor momento forma com o eixo principal  $x'$  é representado por  $\theta$ .

$$\sigma_z = \frac{M_{x'}y'}{I_{x'}} - \frac{M_{y'}x'}{I_{y'}} \quad (3.2)$$

A equação 3.2 mostra que a distribuição de tensões é linear. Entretanto, como já mencionado, a LN da seção não vai coincidir com o eixo conjugado. O ângulo  $\phi$  que a linha neutra forma com o eixo  $z$ , obtido através da equação da linha neutra ( $\sigma=0$  para a equação 3.2), é definido por:

$$\operatorname{tg}\phi = \frac{I_{x'}}{I_{y'}} \operatorname{tg}\theta \quad (3.3)$$

onde  $\theta$  é o ângulo que o vetor momento forma com o eixo  $x$  (Figura 3.16). Os cálculos realizados para a determinação da tensão de flexão foram baseados na hipótese de flexão pura e nas condições impostas para a aplicação do princípio da superposição [Beer, F.P., et al., 1989].

O momento fletor máximo (vetor principal  $M$ ), para o ensaio de 4 pontos (Figura 3.17) foi aplicado na direção negativa eixo  $x$  (Figura 3.16) e suas respectivas componentes nos eixos principais  $x'$  e  $y'$  corresponde a:

$$M = \frac{Fa}{2} \quad (3.4)$$

$$M_{x'} = M \cos \theta \quad (3.5)$$

$$M_{y'} = M \operatorname{sen} \theta \quad (3.6)$$

onde:

- $F$ : carga aplicada pelo cabeçote da máquina de ensaio;
- $a$ : distância entre o apoio e o cutelo;

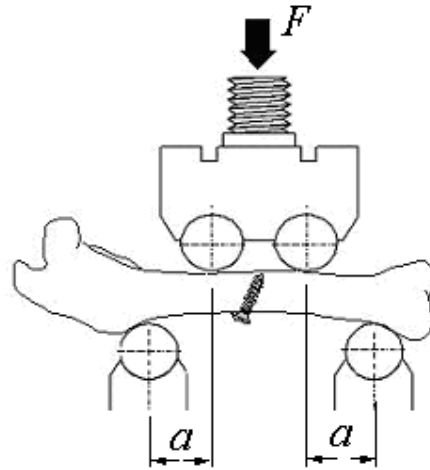


Figura 3.17 distância entre apoios e pontos de aplicação de carga.

Os fêmures ensaiados foram submetidos aos cortes das seções transversais próximas à região de aplicação de carga através de um disco abrasivo de 1 mm de espessura, da máquina de corte de amostras metalográficas do Laboratório de Metalografia do Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina. Por este método foram obtidas duas seções de cada fêmur (Figura 3.18), uma de cada ponto de aplicação de carga, com espessuras de aproximadamente 1 mm, as quais foram lixadas e posicionadas sobre uma lâmina de vidro, coladas com plástico auto adesivo transparente e, então, escaneadas.

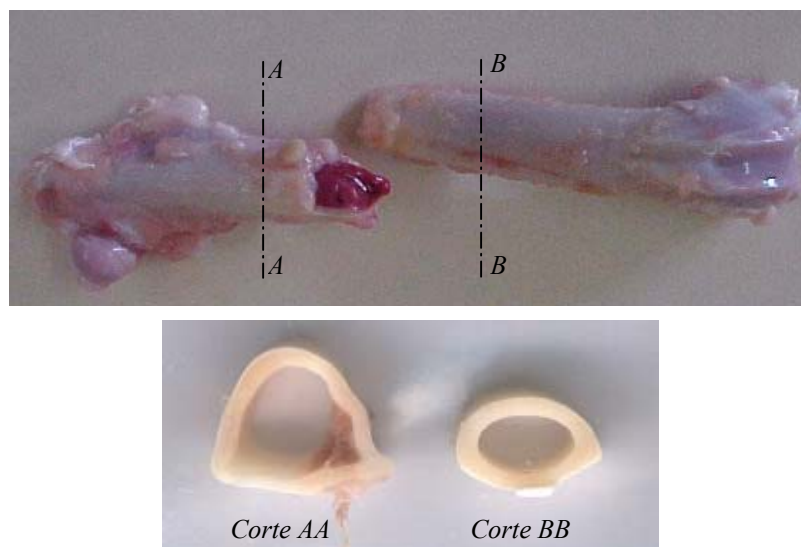


Figura 3.18 Seções transversais representativas do fêmur (O1) próximas do ponto de aplicação da carga.

A partir do tratamento destas imagens por intermédio de ferramentas específicas do software de CAD SolidWorks®, foram obtidos os contornos interno e externo das seções transversais dos ossos. No próprio programa foram determinadas a área, os momentos de inércia dos eixos principais, posição da linha neutra e as distâncias  $x'$  e  $y'$  da linha neutra referentes ao ponto de maior tensão de compressão (Figura 3.19).

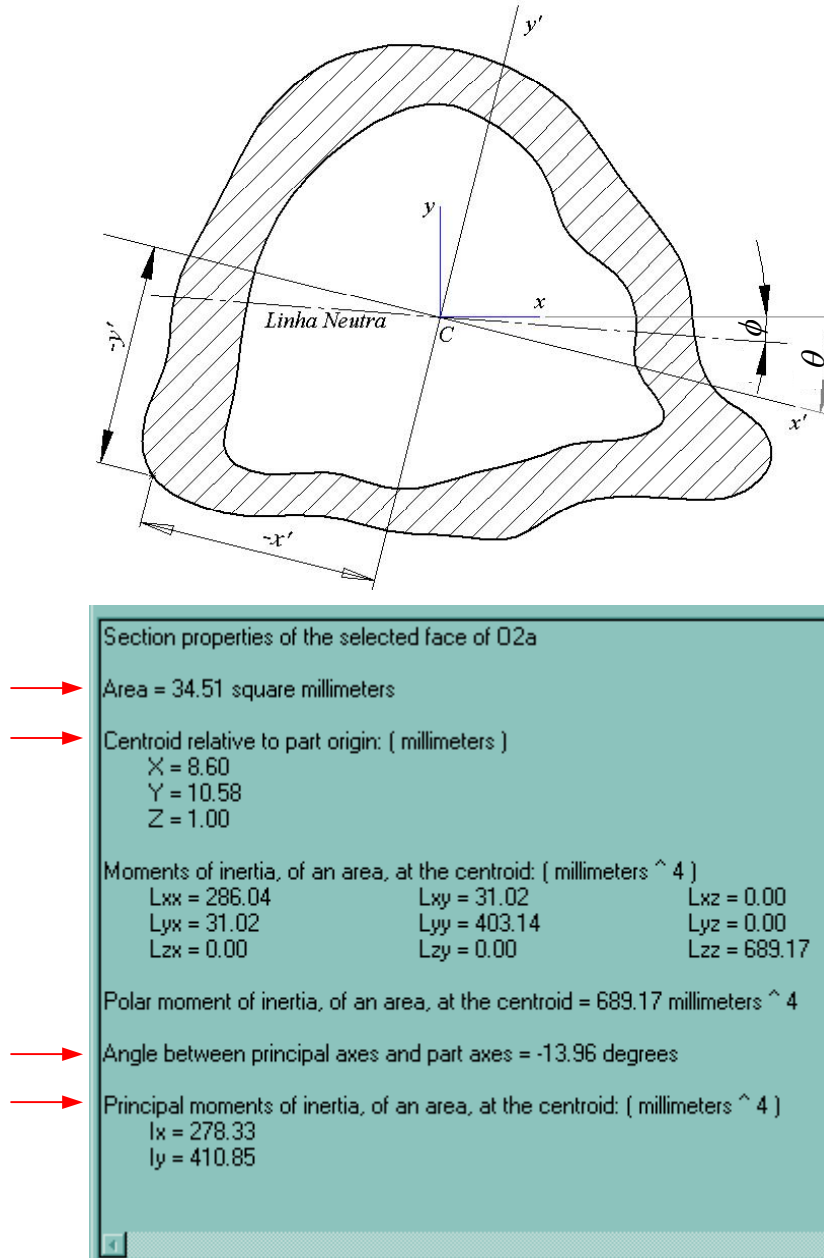


Figura 3.19 Ilustração das definições geométricas do osso submetido à flexão através da superfície gerada no SolidWorks.

A determinação destas propriedades foi baseada na hipótese de que os ossos foram carregados com uma distribuição de tensão linear ao longo de sua seção transversal devido ao momento fletor  $M$  aplicado. Este tipo de carregamento simula a condição fisiológica que induz à tensões paralelas aos canais osteonais. Dado as dimensões das amostras em função do carregamento aplicado, foi considerado um problema de flexão pura, de acordo com a aproximação de St. Venant, (Wang, L. et al., 1999).

### 3.4 MODELAMENTO POR ELEMENTOS FINITOS

O processo de análise auxiliado por elementos finitos foi aplicado para análise e verificação do comportamento do sistema osso implante sob as condições do ensaio experimental. Para esta análise foi desenvolvido um modelo representando cada grupo de amostras em condições variadas de osseointegração, através dos quais foi calculada a distribuição de tensões e deformações no implante e na região óssea próxima à este.

Esta análise seguiu o ciclo estabelecido por Bathe (1996) de acordo com o fluxograma apresentado na Figura 3.20. Neste ciclo, o problema foi dividido nas etapas de pré-processamento, solução e pós-processamento.

#### 3.4.1 Pré-processamento

##### Modelo Geométrico

Como todo material de origem biológica, os ossos apresentam uma grande complexidade em sua geometria e variabilidade entre suas dimensões. Para obtenção do modelo geométrico dos fêmures foi necessário, logo após serem removidos das cobaias, o escaneamento destes por tomografia computadorizada. Este procedimento, aplicado em um fêmur de cada grupo de amostras, foi realizado na Clínica de radiologia IMAGEM pelo Tomógrafo Computadorizado Helicoidal Picker, modelo PQ 5000, o qual forneceu uma seqüência de imagens da seção transversal destes ossos, a cada 1mm.

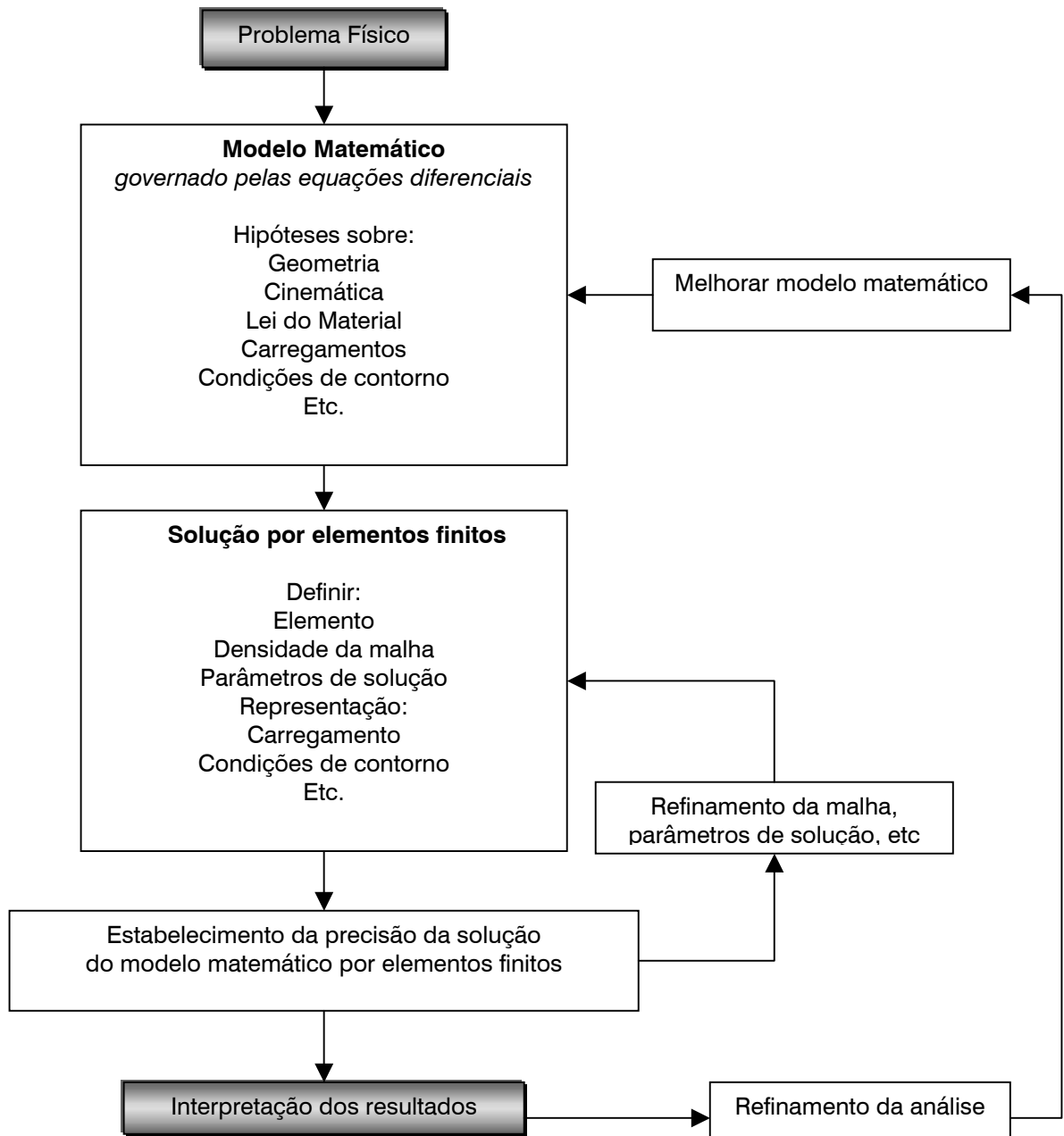


Figura 3.20 O processo de análise auxiliado por elementos finitos.



Figura 3.21 Sequência de algumas seções do fêmur tomografado.

Entretanto, os dados fornecidos pelo tomógrafo, linguagem DICOM, não permitem tratamento direto numa interface CAD, necessária à geração do modelo. Foi, então, utilizado o software MIMIC'S® (Materialise Inc.), para o tratamento das imagens fornecidas pela tomografia computadorizada. Este

tratamento consistiu na obtenção de curvas (formato IGES) referentes aos contornos (externo e interno) de seções transversais equidistantes e subseqüentes da região do osso submetida ao ensaio de flexão (diáfise), como apresentado na Figura 3.22.

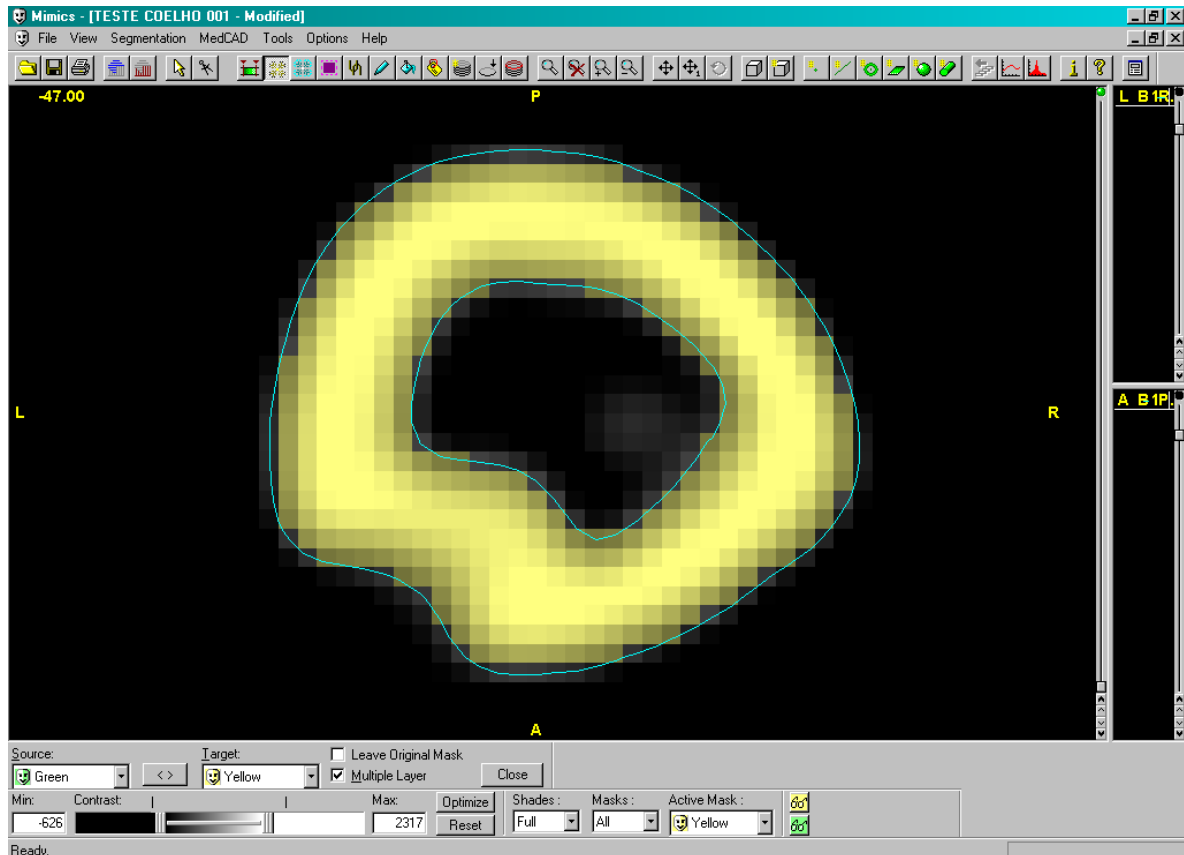


Figura 3.22 Obtenção de curvas formato IGES a partir das seções transversais do osso obtidas pelo tratamento das imagens tomográficas

Estas curvas foram importadas para o software de CAD SolidWorks® 2001 Plus, onde através da seleção e manipulação das curvas referentes ao trecho de interesse, foi obtido o modelo geométrico sólido 3D da diáfise do fêmur (Figura 3.23). Para simplificar o modelo numérico, os implantes foram representados por um cilindro regular de 2 mm de diâmetro por 8 de comprimento, referentes às dimensões do diâmetro externo e comprimento do parafuso, respectivamente. Os apoios e os cutelos também foram modelados simplificadaamente para representarem a condição de contato deslizante durante a simulação.

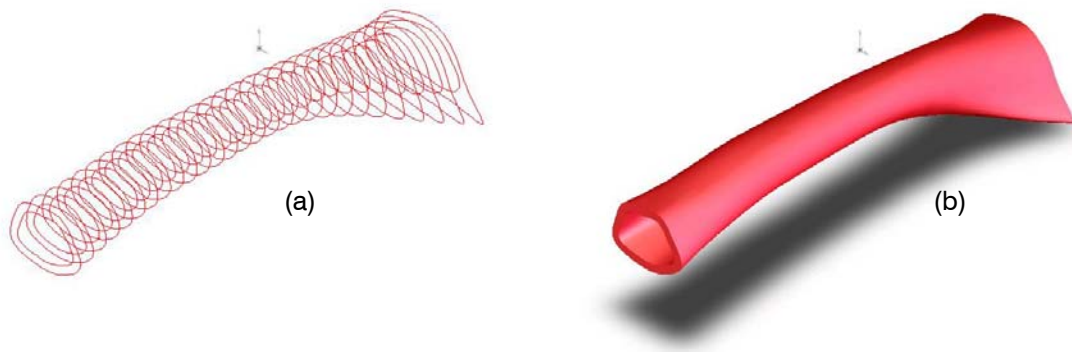


Figura 3.23 (a) Curvas obtidas a partir do tratamento de imagens médicas (b) utilizadas na construção do modelo geométrico em CAD.

### Definição do Tipo de Análise

O software CAE utilizado para análise por elementos finitos foi o COSMOS/WORKS® 7.0. Uma análise estática linear foi escolhida para representar o problema físico, baseada nas seguintes hipóteses:

- O carregamento foi aplicado lenta e gradualmente até atingir sua magnitude total;
- Todos os materiais neste modelo obedecem à Lei de Hooke, ou seja, a relação entre o carregamento e a resposta induzida é linear;
- Os deslocamentos induzidos foram pequenos o suficiente para que a variação na rigidez provocada pelo carregamento seja ignorada;
- As condições de contorno não variaram durante a aplicação da carga.

### Propriedades dos materiais:

O osso modelado foi como sendo constituído apenas de cortical. Esta hipótese é razoável, sendo que a região da diáfise, referente ao modelo, a quantidade de tecido trabecular é muito pequena. O tecido cortical foi considerado um material homogêneo e isotrópico. Os demais materiais do modelo numérico também foram considerados linear-isotrópicos. As



propriedades dos materiais utilizadas na modelagem foram obtidas através do ensaio experimental e de pesquisa bibliográfica (Tabela 3.4).

Tabela 3.4 Propriedades mecânicas dos materiais envolvidos na análise.

Material	Componente	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Osso Cortical	Fêmur coelho	6,2	0,30	Média dos valores encontrados no ensaio.
Osso Cortical Bovino Liofilizado	Parafuso	11,7	0,35	Capítulo 2
Titânio	Parafuso	110	0,33	Biblioteca de Materiais <i>CosmosWorks 7.0</i>
Latão	Apoios e Cutelo	100	0,33	Biblioteca de Materiais <i>CosmosWorks 7.0</i>

### Condições de contorno

Na base dos apoios foi aplicada a restrição do tipo fixa, ou seja, impede translações e rotações em qualquer direção. Nas faces laterais do cutelo foi restrito o deslocamento nas direções x e z, conforme sistema de coordenadas global, mas livre em y, direção de aplicação da carga (Figura 3.24). A carga equivalente à falha obtida no ensaio mecânico experimental foi distribuída na face superior do cutelo, na direção negativa de y. Cada modelo foi analisado sob a condição mínima e máxima de carga obtida nos ensaios mecânicos.

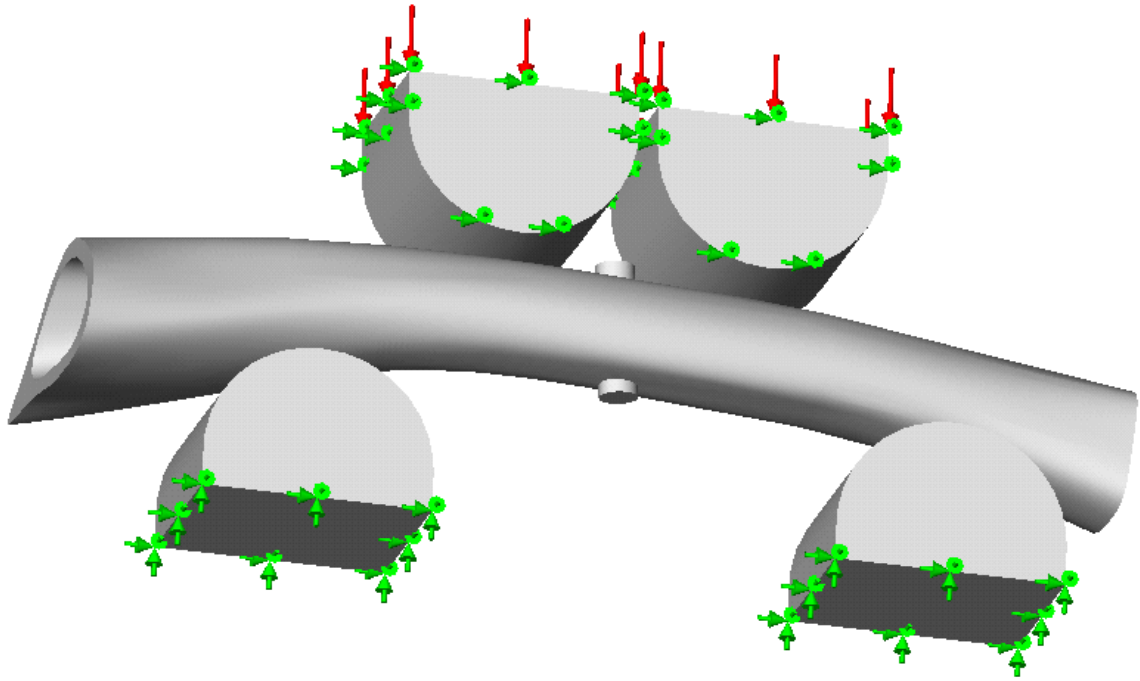


Figura 3.24 Condições de contorno utilizada nos modelos: restrição de deslocamento nos apoios, deslocamento livre em Y para os cutelos sob pressão equivalente a carga de falha dos ensaios.

Nos modelos envolvendo problema de contato, caracterizados por condições de contorno variáveis, a análise procedida foi não linear. As regiões de contato do osso com as superfícies dos apoios e cutelos foram modeladas com a condição de *node-to-face*, ou seja, cada nó de uma face é associado com a área definida pelos nós da face adjacente, permitindo um pequeno deslizamento entre si. Em cada modelo, a região de implantação do osso foi modelada em duas configurações de contato diferentes: com e sem osseointegração total. Na condição osseointegrada foi aplicada a opção *bonded*, na qual as faces são “coladas” pelos seus nós. Na condição não osseointegrada, foi considerado contato *node-to-node*, no qual o programa gera uma relação entre os nós das faces de contato, permitindo que estes possam afastar-se uns dos outros. Nesta última condição, as interfaces entre o parafuso e o osso foram representadas por contato de fricção com um coeficiente de 0,05 a fim de simular a condição de restrição imposta pela rosca no modelo real. Desta forma somente tensões normais de compressão (esmagamento) podem ser transmitidas e a formação de espaçamentos (alargamento) do furo foram permitidas.

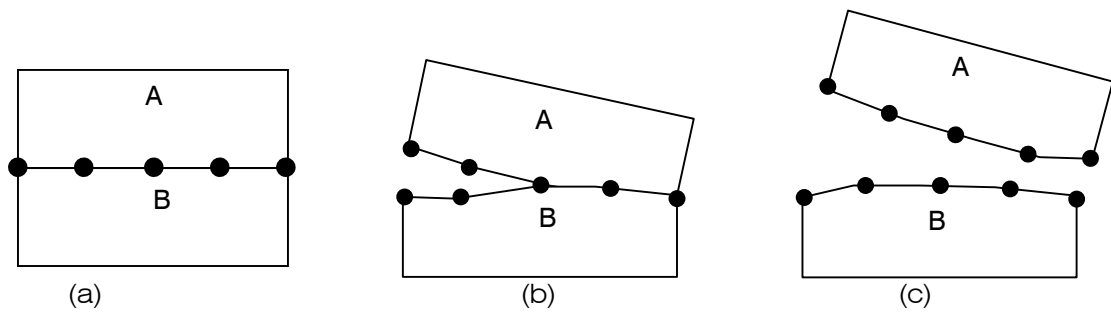


Figura 3.25 Condições de contato utilizadas no modelo: (a) nós “colados” (*bonded*); (b) nó-a-nó; (c) nó-à-superfície.

### Discretização do modelo

A malha foi gerada a partir de elementos sólidos tetraédricos isoparamétricos quadráticos (10 nós), devido à complexidade da geometria envolvida no modelo. A região do implante, de maior interesse na análise, foi refinada (Figura 3.26). Na modelagem, o fêmur foi dividido em 6079 elementos e o implante em 4274 elementos.

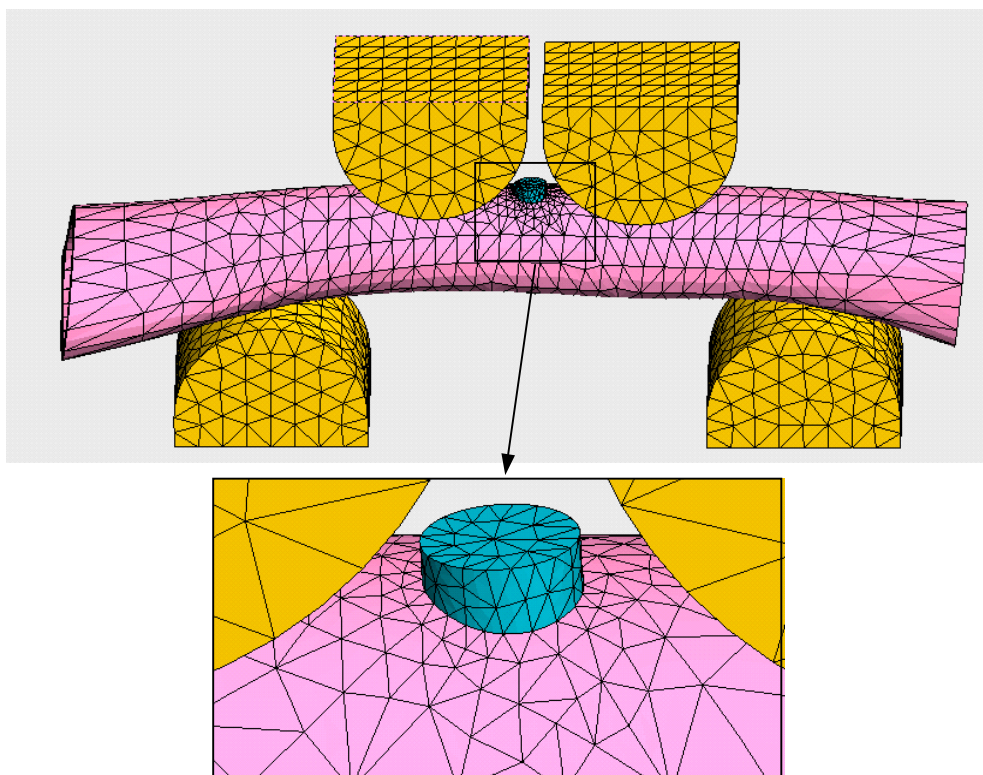


Figura 3.26 Malha gerada a partir de elementos sólidos tetraédricos. Detalhe no refinamento da malha na região do implante

### 3.4.2 Solução

Para a resolução numérica do problema, foi utilizado o método P, no qual a cada “loop”, o programa aumenta a ordem dos elementos nas regiões onde o erro é maior que um determinado nível estabelecido.

### 3.4.3 Pós-processamento

Foram calculados os campos de deformações e tensões em regiões individuais, assim como a configuração de espaçamento ao longo da interface do implante devido ao deslocamento nodal promovido na configuração de contato de fricção. As tensões foram representadas pela tensão nodal efetiva de von Mises. A distribuição de tensões para cada modelo foram graficamente plotadas, e as áreas de tensões elevadas foram quantificadas para comparação entre os parafusos de osso e titânio.

## RESULTADOS

### 4.1 ANÁLISE EXPERIMENTAL

#### 4.1.1 Propriedades Mecânicas

O comportamento mecânico dos fêmures com implantes de osso, com implantes de titânio e sem implantes, pertencentes respectivamente aos grupos I, II e III, quando submetidos ao ensaio de flexão de quatro pontos até a fratura (Figura 4.1), está representado pelas curvas carga e deslocamento apresentadas na Figura 4.2 e no Apêndice 1. Os valores máximos de carga, deflexão, rigidez relativa e trabalho de falha medidos no ensaio mecânico, estão apresentados na Tabela 4.1.

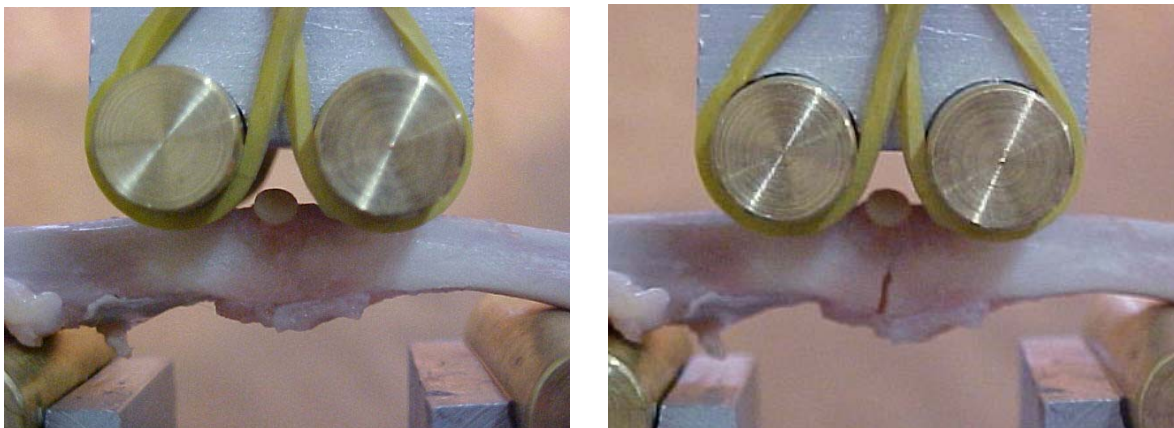


Figura 4.1 Posicionamento da região do implante durante o ensaio de flexão de 4 pontos. (a) Sistema osso implante pré-carregado; (b) Momento da fratura.

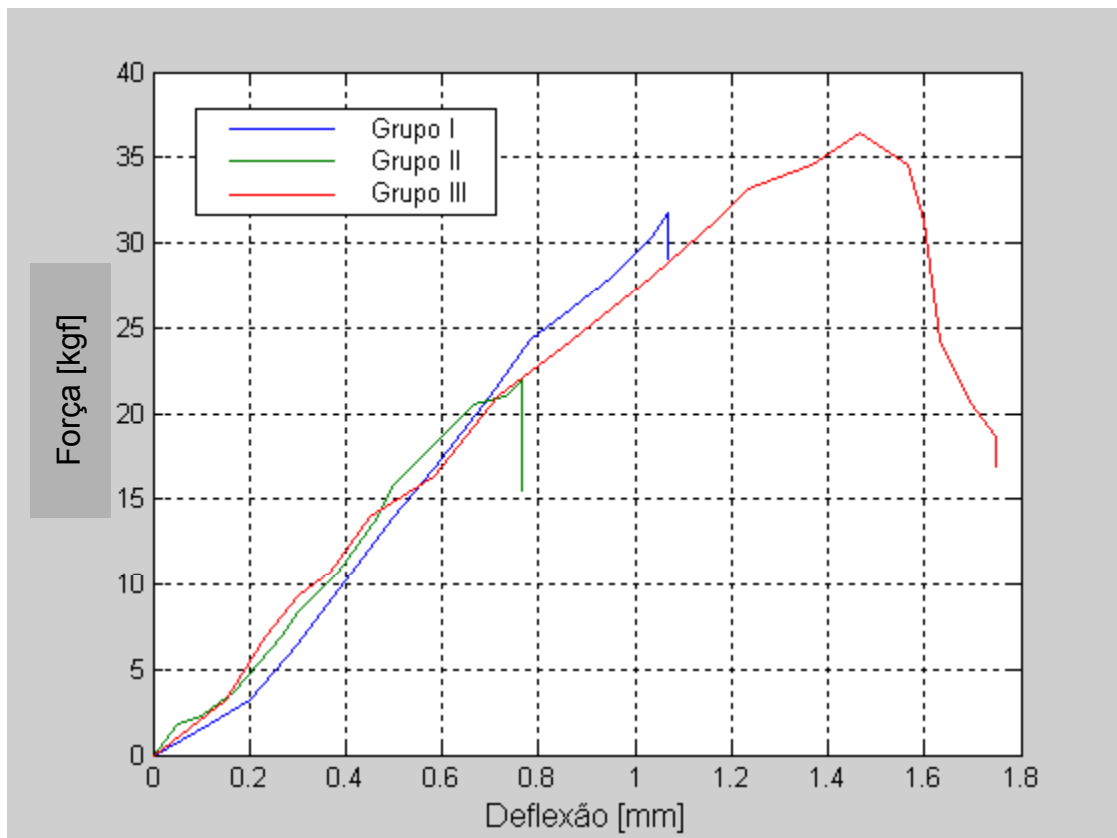


Figura 4.2 Curvas Força x Deflexão (deslocamento do cabeçote) obtidas no ensaio de flexão de um fêmur de cada grupo com dimensões semelhantes (O3,T6 e S3).

As curvas Força x Deflexão (deslocamento do cabeçote da máquina universal), ilustradas na Figura 4.2 e o anexo, demonstram que todos os ossos ensaiados, apresentam um comportamento predominantemente linear até o limite de resistência à ruptura, exibindo fratura frágil. Este comportamento está associado à fatores que interferem na resistência mecânica dos ossos, tais como a taxa de deformação aplicada no ensaio e idade das cobaias, como apresentado no Capítulo 2. Outro fator responsável por este comportamento é a concentração de tensão imposta pela presença dos parafusos nos grupos I e II, os quais fraturaram num limite inferior a carga de falha ocorrida nos fêmures do grupo III. Desta forma, observa-se que os fêmures que não receberam implantes (grupo III) apresentam uma pequena parcela de não linearidade anterior à fratura, configurando as propriedades viscoelásticas do osso cortical.

Durante o ensaio, devido à irregularidade geométrica dos fêmures, houve um pequeno deslizamento de alguns ossos sobre os apoios, próximo ao momento de ruptura. Estes deslocamentos podem ser percebidos nos fêmures 4 e 5 com implantes de osso e no fêmur 1 sem implante (Apêndice 1).

Tabela 4.1 Valores obtidos no ensaio mecânico de flexão por quatro pontos.

Grupo Amostral	Fêmur	Carga Máxima [N]	Deslocamento máximo [mm]	Rigidez [N/mm]	Trabalho de Falha [N.mm]
GRUPO I Com implantes de osso	O1	390,80	1,12	348,93	234,30
	O2	542,60	1,64	330,85	419,80
	O3	299,80	1,07	280,19	160,90
	O4	249,50	2,07	120,53	177,50
	O5	276,20	2,05	134,73	234,50
	O6	287,50	1,57	183,12	172,50
GRUPO II Com implantes de titânio	T1	402,80	1,08	372,96	194,90
	T2	370,70	1,37	270,58	302,90
	T3	399,20	1,27	314,33	207,50
	T4	257,50	1,22	211,07	201,40
	T5	398,00	1,02	390,20	247,10
	T6	22,80	0,77	29,61	120,10
GRUPO III Sem implante	S1	339,70	2,00	169,85	256,40
	S2	523,00	1,33	503,76	445,50
	S3	364,10	1,75	208,06	315,70
	S4	524,00	1,57	333,76	387,50

A Figura 4.3 apresenta a distribuição dos resultados obtidos no ensaio de flexão para os grupos amostrais. Os resultados apresentados na Tabela 4.1, 4.2 e 4.3 foram submetidos a análise de variância (ANOVA) para determinação de diferenças estatisticamente significativas das propriedades mecânicas em relação aos grupos I, II e III.

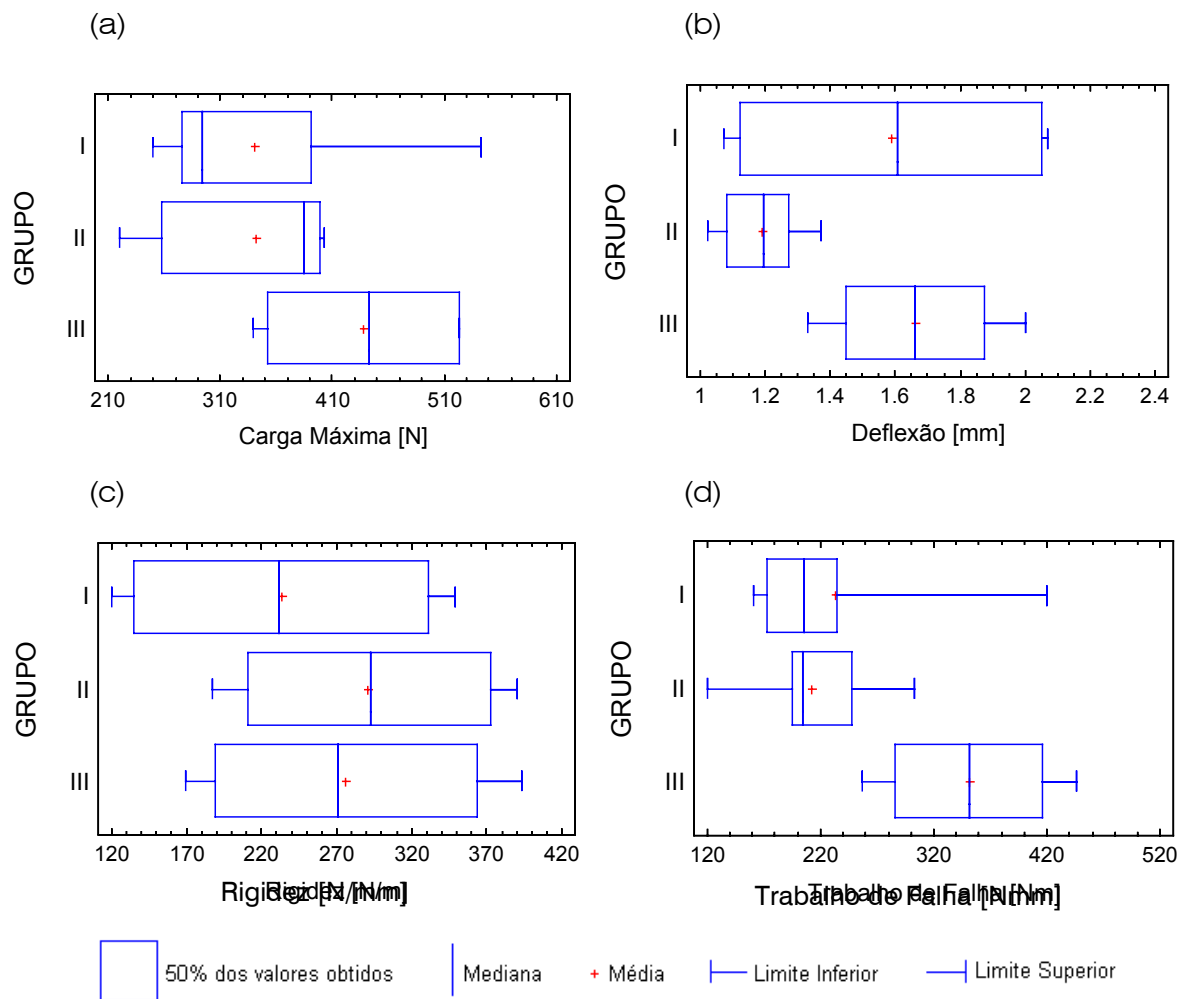


Figura 4.3 Gráficos Box-Whisker para as propriedades medidas para os grupos I, II e III no ensaio de flexão. Correlação entre os grupos e (a) carga máxima aplicada, (b) deflexão (deslocamento do cabeçote da máquina de ensaio), (c) rigidez aparente e (d) Trabalho de falha.

No gráfico (a) da Figura 4.3 observa-se, em média, menores valores de carga de falha para os fêmures com implantes. Estes ossos, devido a concentração de tensões provocada pelos parafusos, são mais suscetíveis à falha que os sem implante.

A deflexão média para o grupo com implantes de titânio é menor que nos demais, como pode ser observado no gráfico (b) da Figura 4.3. Os fêmures com implantes de osso, embora possuam grande variabilidade, apresentaram valores médios próximos aos do grupo sem implantes. O processo de absorção e reposição óssea em estágio avançado pode ser responsável por este comportamento.



Na análise de variância, coeficiente de correlação para o trabalho de falha foi inferior a 0,05 ( $p < 0,05$ ), sendo então as diferenças entre os grupos consideradas estatisticamente significativas. Os fêmures com implantes apresentaram menor trabalho de falha que os sem implante (Figura 4.3d). Esta característica pode ser observada nos gráficos do Apêndice 1 e também está associada à concentração de tensões na região dos parafusos.

A tensão máxima para cada fêmur, de acordo com a aproximação ao modelo de flexão pura, foi calculada a partir da carga máxima apresentada na Tabela 4.1 e das propriedades geométricas (Tabela 4.2) medidas nas seções transversais do osso próximas ao ponto de aplicação da carga de flexão (Figura 3.20).

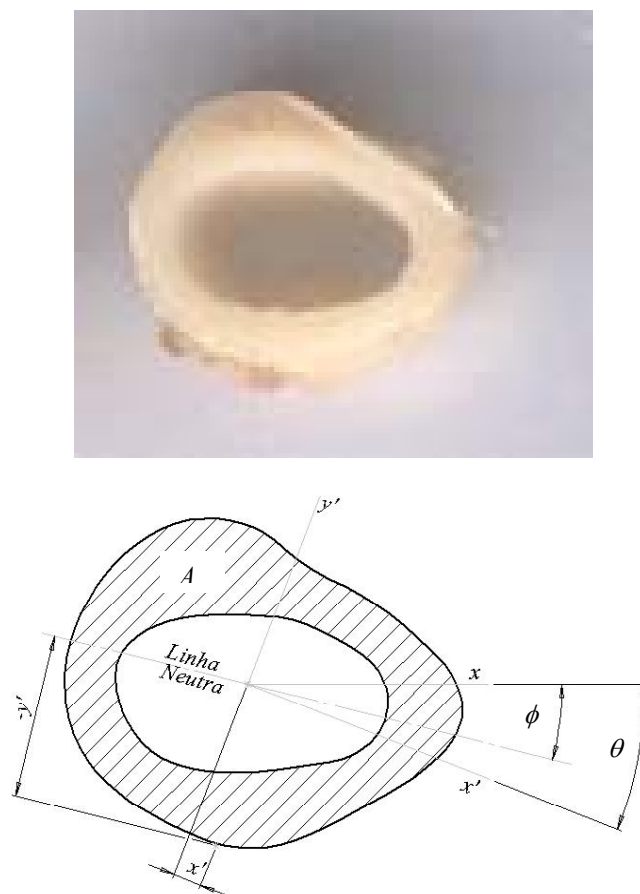


Figura 4.4 Seção transversal escaneada e posterior obtenção das propriedades geométricas a partir da obtenção dos contornos interno e externo da seção.

Tabela 4.2 Propriedades geométricas das seções dos fêmures ensaiados cortadas próximas à região de aplicação de carga.

Grupo Amostral	Seção	$A [mm^2]$	$\theta [graus]$	$I_x [mm^4]$	$I_y [mm^4]$	$x' [mm]$	$y' [mm]$
GRUPO I Com implantes de osso	O1a	34,51	-13,96	278,33	410,85	-2,80	-4,51
	O1b	23,77	0,25	75,64	173,53	0,15	-3,13
	O2a	44,13	-11,11	505,55	637,87	-4,40	-4,80
	O2b	30,61	-8,04	190,27	400,76	0,81	-3,96
	O3a	21,79	-21,91	86,72	106,16	-0,56	-3,34
	O3b	27,24	-21,04	105,24	163,17	0,64	-3,47
	O4a	42,22	0,71	340,48	678,59	1,87	-3,80
	O4b	38,56	-0,75	188,09	285,42	1,21	-3,85
	O5a	31,55	0,45	121,55	301,45	0,38	-3,77
	O5b	31,05	-1,33	131,20	253,12	-0,49	-3,44
	O6b	40,07	-10,22	259,77	373,25	1,02	-4,75
	O6a	29,75	-7,59	125,33	232,55	0,12	-3,87
GRUPO II Com implantes de titânio	T1a	27,88	4,64	161,14	306,77	-0,42	-4,14
	T1b	29,15	4,50	164,18	282,91	-0,33	-3,90
	T2a	28,81	-8,50	105,72	128,45	-0,75	-3,55
	T2b	31,63	12,37	128,68	174,74	-1,56	-3,69
	T3a	45,19	-12,17	270,69	377,96	-1,39	-4,26
	T3b	28,78	-7,46	116,75	204,99	1,06	-3,48
	T4a	22,20	2,58	79,83	117,00	0,11	-3,12
	T4b	18,28	2,85	44,30	77,58	1,09	-2,53
	T5a	22,68	4,39	87,40	167,35	-0,36	-3,30
	T5b	24,55	-16,66	106,97	128,64	-0,85	-3,64
T6a	25,45	-39,08	87,75	112,53	1,11	-3,25	
T6b	20,47	-1,07	75,03	135,36	-0,09	3,20	
GRUPO III Sem implante	S1a	21,16	-4,23	63,75	124,71	0,20	-2,96
	S1b	26,57	1,10	142,87	172,68	-3,36	-2,78
	S2a	31,00	-1,48	131,56	244,42	-0,58	-3,45
	S2b	37,69	0,01	326,47	360,68	2,01	-4,62
	S3a	20,00	-1,14	64,88	137,87	0,01	-3,17
	S3b	25,87	-7,07	94,02	130,08	0,42	-3,44
	S4a	29,34	-6,77	113,92	202,10	0,24	-3,55
	S4b	31,55	0,57	120,39	303,27	-0,52	-3,58

A Tabela 4.2 apresenta as medições realizadas em duas seções transversais de cada fêmur, referentes ao ponto de aplicação de carga de flexão (Figura 3.18), sendo que a mais próxima da cabeça (proximal) foi identificadas pela letra “a” e a mais distante (distal) pela letra “b”,. Os ossos do grupo I foram identificados pela letra “O”, do grupo II pela letra “T” e do grupo III pela letra “S”.

Devido à dificuldade encontrada pelo ortopedista em implantar os parafusos na mesma posição em todos os ossos, alguns fêmures tiveram posicionamento sobre os apoios um pouco diferenciado, para que o implante pudesse ficar entre os dois cutelos durante o ensaio (Figura 4.1), implicando na variação de área de seção transversal apresentada na Tabela 4.2. Nos cálculos efetuados para obtenção das propriedades apresentadas na Tabela 4.2, foi considerado o valor médio das propriedades geométricas das duas seções medidas em cada fêmur.

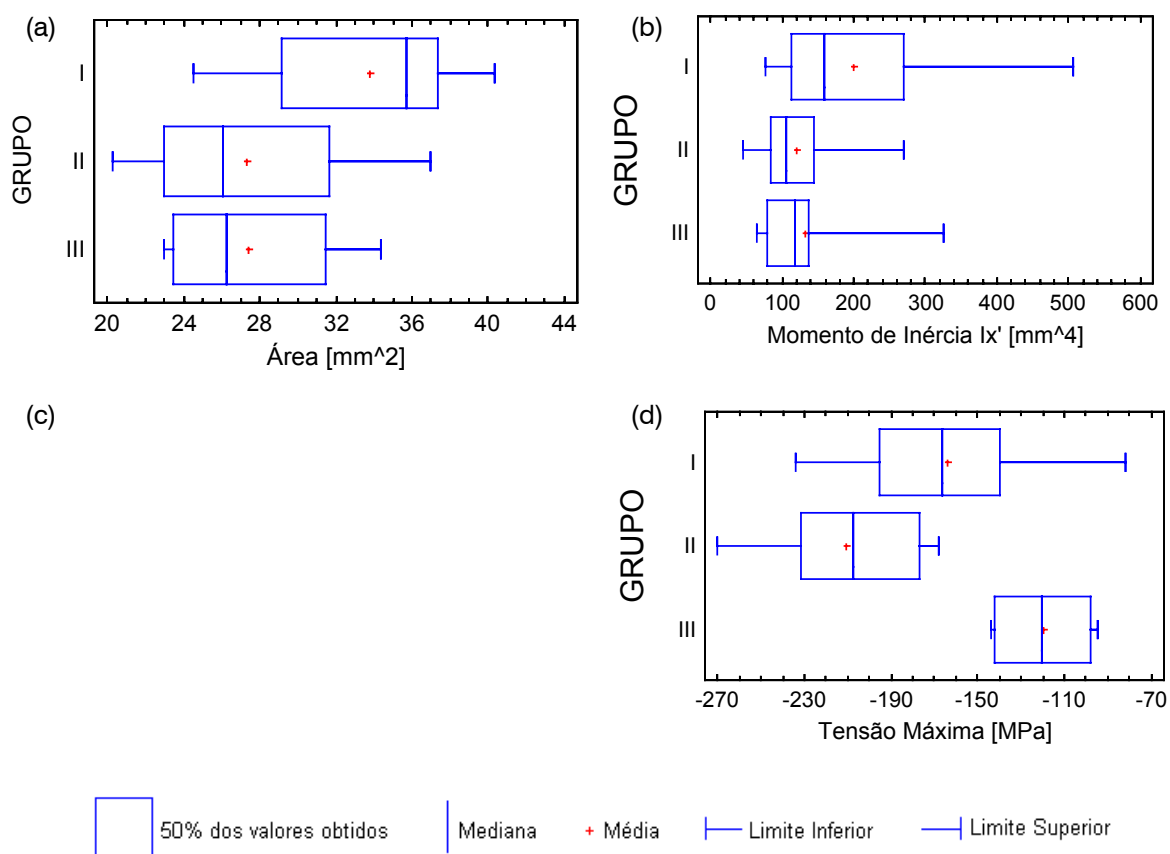


Figura 4.5 Gráficos Box-Whisker para as propriedades geométricas medidas nas seções transversais dos ossos referentes à aplicação de carga do ensaio mecânico. Correlação entre os grupos e (a) área, (b) momento de Inércia referente ao eixo principal x', (c) momento de Inércia referente ao eixo principal y' e (d) tensão máxima de compressão.

Apesar de pertencerem a um mesmo grupo (espécie e idade), os ossos ensaiados apresentaram pequena variabilidade em suas propriedades geométricas (Tabela 4.2), no entanto, o valor médio de área e distância da linha neutra assumiram valores bem próximos, um pouco maior para o grupo I devido ao ganho de massa óssea provocado pelo processo de cura.

O gráfico (b) e (c) da Figura 4.5 mostram que o momento de Inércia nas direções principais para os ossos do grupo I apresentam valores superiores aos demais grupos. A formação de calo ósseo na periferia da região implantada (periósteo) e desenvolvimento de tecido trabecular na superfície da cavidade medular (endeósteo) observados na Figura 4.6, provocaram o aumento do momento de inércia e do momento polar de inércia, maximizando a resistência e rigidez do osso durante a flexão e torção. Entretanto, a presença do parafuso provoca concentração de tensões devido a fatores geométricos, tais como furo e rosca, e também pela diferença de rigidez na interface implante/osso, reduzindo a resistência mecânica do osso. Nos fêmures do grupo I este efeito é menos agressivo devido à proximidade de rigidez do material do parafuso e do osso receptor e devido à evolução no processo de reabsorção, sendo que, após o período de cura o implante seria totalmente absorvido e o osso retornaria à sua condição inicial.

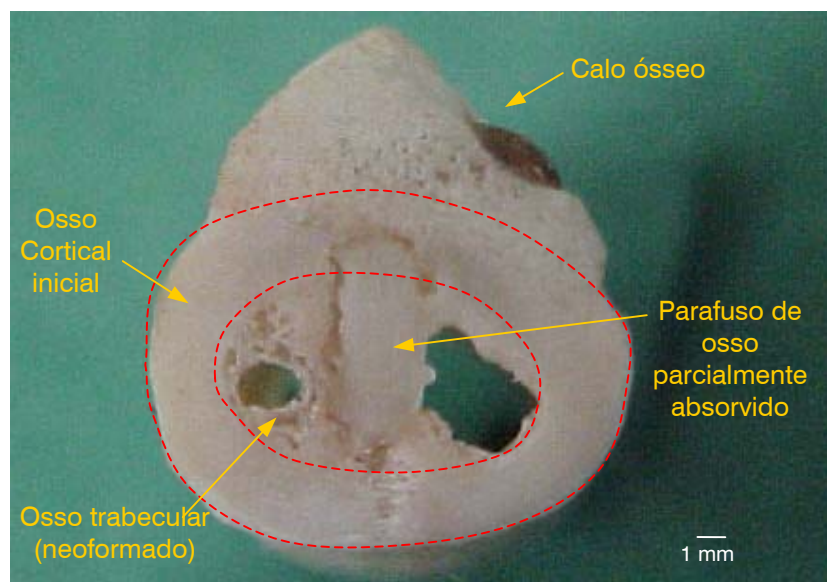


Figura 4.6 Corte transversal na região de implantação de um fêmur do grupo I. A formação de calo ósseo envolveu toda a cabeça do parafuso, a qual foi totalmente absorvida. As linhas tracejadas em vermelho indicam a geometria inicial do cortical. Na cavidade medular observa-se o desenvolvimento de tecido trabecular indicando o processo de neoformação óssea devido à presença do implante.

Para os ossos do grupo II, o período de permanência com os implantes não foi suficiente para o desenvolvimento suficiente do processo de osseointegração capaz de fixar o implante ao osso. Ao contrário do grupo I, houve apenas a formação de tecido não mineralizado de baixa rigidez e que, portanto, não pode ser considerado como alteração geométrica significativa. Também observa-se perda de massa óssea na região próxima à cabeça do parafuso, provocando a redução das propriedades geométricas. Este fator associado ao efeito acentuado de concentração de tensões, devido a grande diferença entre a rigidez do parafuso e do osso receptor, levaram os fêmures deste grupo à fratura sob cargas inferiores ao limite de falha dos demais grupos.



Figura 4.7 Seção de fratura de um fêmur do grupo II. A cabeça do parafuso apresenta-se coberta por uma capa de tecido não mineralizado. Indícios de perda de massa óssea na superfície externa (periósteo) próxima à cabeça.

Tabela 4.3 Tensão máxima de tração devido à flexão.

Grupo Amostral	Fêmur	$\sigma$ [MPa]	$\sigma_{máx}$ [MPa]
GRUPO I Com implantes de osso	O1	97,53	234,06
	O2	70,51	162,18
	O3	88,97	195,73
	O4	35,49	81,62
	O5	71,06	170,54
	O6	63,60	139,91
GRUPO II Com implantes de titânio	T1	89,71	197,36
	T2	103,88	218,14
	T3	80,54	177,19
	T4	110,48	232,00
	T5	122,71	269,97
	T6	79,80	167,59
GRUPO III Sem implante	S1	101,28	
	S2	94,86	
	S3	140,18	
	S4	143,45	

A tensão de tração máxima devido à flexão, para cada seção referente à região de aplicação de carga, foi calculada a partir dos dados fornecidos pelo ensaio e medições das propriedades geométricas aplicados no modelo de flexão pura (Equação 3.2). Os resultados apresentados na terceira coluna da Tabela 4.3 correspondem ao valor médio obtido entre as duas seções analisadas para cada fêmur. Nestes cálculos não foi considerado o efeito de concentração de tensão promovido pelos implantes, portanto os valores de tensões obtidas para os grupos I e II estão subestimados.

Por exemplo, para o fêmur 4 do grupo II (T4), a tensão calculada para a seção proximal (T4a) foi -90,39 MPa e para a seção distal (T4b) foi -130,57MPa. Aproximando estas duas seções para uma geometria circular vazada e obtendo um valor médio entre elas, tem-se uma representação aproximada da seção onde está localizado o implante (Figura 4.8). Para esta geometria pode-se determinar o fator de concentração de tensão  $K_t$  aproximadamente igual a 2,2, através do gráfico apresentado no Apêndice 2, equivalente ao problema de tubo sob flexão com orifício transversal. Sendo assim, a tensão para este fêmur

seria 2,2 vezes maior que o valor apresentado para  $\sigma$  na Tabela 4.3, ou seja, 243,06 MPa. Com base nesta consideração, foram determinados os valores para tensão máxima considerando a concentração de tensão para os fêmures com implantes e apresentados na quarta coluna da Tabela 4.3. Os resultados referentes às medições de diâmetro médio externo e interno para cada seção e fator de concentração de tensão para a seção média aproximada estão apresentados no Apêndice 3. Entretanto, esta aproximação ainda desconsidera a presença dos parafusos, os quais apresentam rigidez diferente para cada grupo, também responsáveis pela intensidade e distribuição de tensão na região de interesse. A análise numérica no item 4.2 apresenta resultados mais detalhados sobre esta condição para cada grupo.

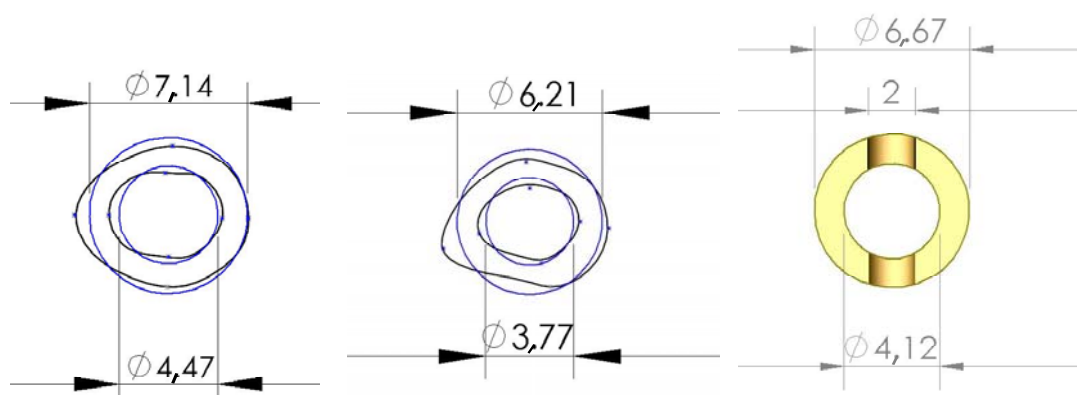


Figura 4.8 (a) e (b) Aproximação das seções proximal e distal analisadas do fêmur 4 pertencente ao grupo II (T4a e T4b) para a forma circular vazada. (c) Representação da seção com implante pela média das aproximações em (a) e (b).

Desta forma, as variações de tensão entre os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ). O gráfico (d) da Figura 4.5 mostra que as tensões desenvolvidas nos fêmures com parafuso atingiram maiores níveis que os fêmures sem parafuso, refletindo o efeito de concentração de tensões provenientes da condição de implantação. Os ossos do grupo I apresentam valores mais próximos à condição de controle (sem implantes).

O módulo de elasticidade utilizado nos modelos numéricos foi determinado a partir da média dos valores calculados para os fêmures do grupo 3 que apresentaram os eixos principais de inércia ( $x'$  e  $y'$ ) muito próximos dos eixos de simetria da seção ( $x$  e  $y$ ), ou seja, pequenos valores de  $\theta$  (Tabela 4.2). Desta forma o problema pode ser representado (aproximadamente) pelas Equações 2.6, 2.7 e 2.8 apresentadas no capítulo 2. As seções transversais S2a

e S3a apresentaram valores distantes da média devido à rigidez e momento de inércia associados à estas (Tabela 4.2). Segundo Cowin S. C. (2000), os valores obtidos para o módulo de Young em ensaio de flexão em ossos inteiros são pouco precisos. Neste caso, o mais indicado seria ensaiar uma amostra usinada de osso cortical da diáfise, como apresentado no item 2.4.3 do Capítulo 2.

Tabela 4.4 Valor médio do módulo de Elasticidade na flexão.

Seção	$\theta$	$E$ [MPa]
S1b	1,10	2071,49
S2a	-1.48	3388,22
S2b	0,01	2296,08
S3a	-1,14	3178,13
S4b	0,57	2317,72
Média		2650,33

#### 4.1.2 Aspectos da fratura

A verificação das fraturas obtidas nos ensaios mecânicos para os três grupos de fêmures foi baseada em estudos relacionados ao modo de falha do osso cortical submetido às solicitações correspondentes às desenvolvidas durante o ensaio de flexão. Para a visualização da região e orientação das trincas desenvolvidas e do aspecto da fratura, foram obtidas imagens com ampliações de até 1000x, através do microscópio eletrônico de varredura (XL – Philips) do Laboratório de Materiais da Universidade Federal de Santa Catarina. Por intermédio destas imagens também foram observadas as condições de osseointegração dos parafusos de titânio e de reabsorção e neoformação na região com parafuso de osso implantado.

A fratura ocorreu no trecho de maior momento fletor, na seção de menor momento de inércia, sujeita à maiores deformações sob carregamento de flexão. Nos ossos sob flexão, ocorre o desenvolvimento de tensões de tração e compressão distribuídas na seção transversal dos ossos e variando com a posição da linha neutra, ou seja, de acordo com a posição e a geometria da área de seção transversal. O osso cortical é mais resistente à compressão



que à tração, devido sua natureza anisotrópica e, portanto, quando submetido à flexão, a fratura começará a se desenvolver na região tracionada.

Nos fêmures sem implantes, a fratura ocorreu no ponto médio da diáfise, com orientação plana na região tracionada e oblíqua na região comprimida, conhecida como “fratura galho-verde”, como pode ser observada na Figura 4.9. Este comportamento já era previsto, de acordo com a revisão bibliográfica apresentada no § 2.3.

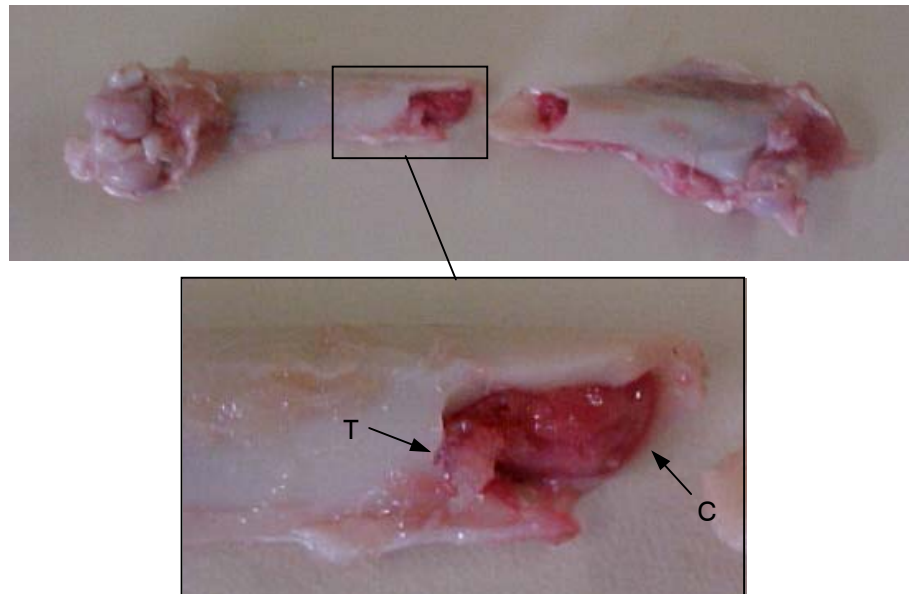


Figura 4.9 Detalhe da fratura ocorrida nos ossos sem implante. Região tracionada (T) apresenta fratura plana, enquanto que a região comprimida (C) apresenta fratura oblíqua a aproximadamente 30° do eixo longitudinal da diáfise.

Em alguns ossos do grupo III, a fratura ocorreu apenas parcialmente na diáfise, na região tracionada (Figura 4.10).

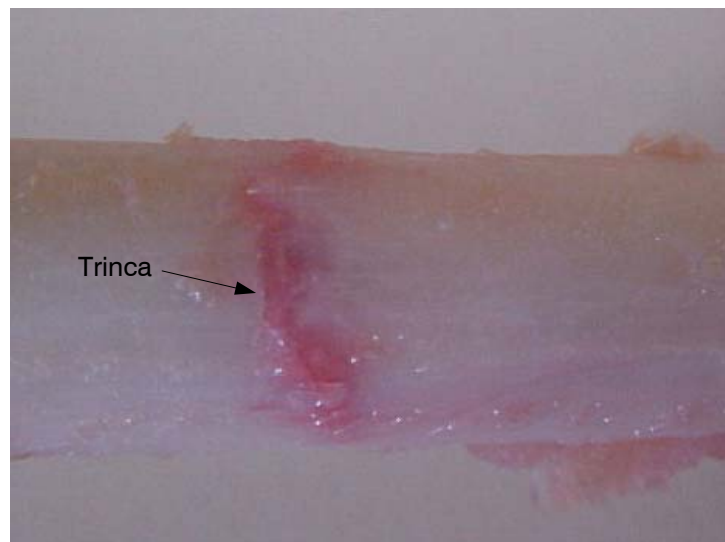


Figura 4.10 Fratura parcial ocorrida nos ossos do grupo III.

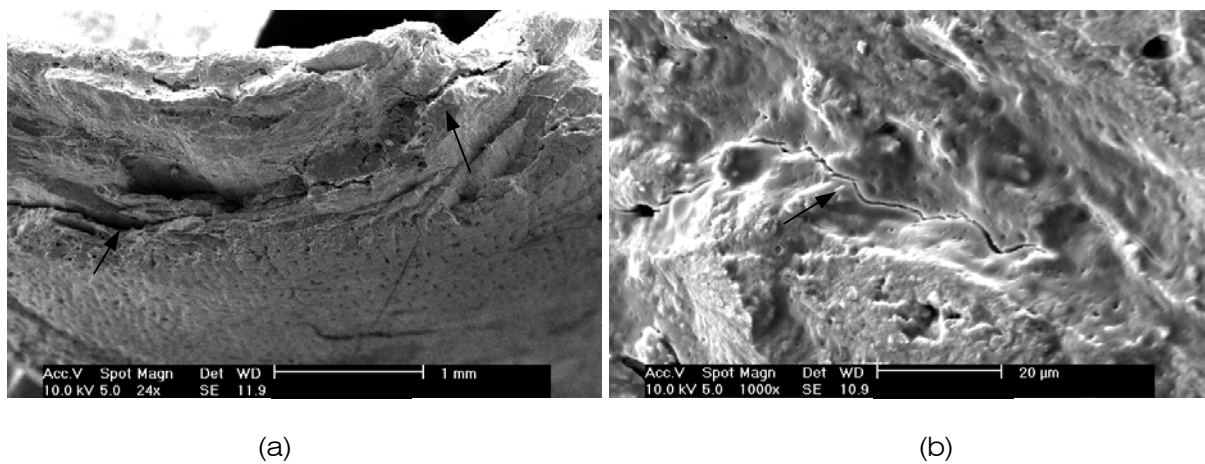


Figura 4.11 Imagens micrográficas das regiões de fratura sob compressão (a) e sob tração (b) da diáfise de um fêmur pertencente ao grupo III. Em (a) observa-se superfícies de propagação de trincas oblíquas e o aspecto pontiagudo e arestado da fratura. Na imagem (b) detalhe em uma trinca em propagação e superfície de fratura relativamente plana.

Em todos os ossos com parafusos de titânio, a fratura ocorreu a partir das interfaces osso/implante, com aspecto frágil. O período de recuperação das cobaias não foi o suficiente para a ocorrência de uma ancoragem rígida destes parafusos permitindo pequenos deslocamentos nesta região. A grande diferença entre a rigidez do osso e do titânio (aproximadamente 1:10), como mencionado anteriormente, seria outro fator responsável pelo acúmulo de tensões na interface osso-parafuso, levando inevitavelmente à fratura nesta região.

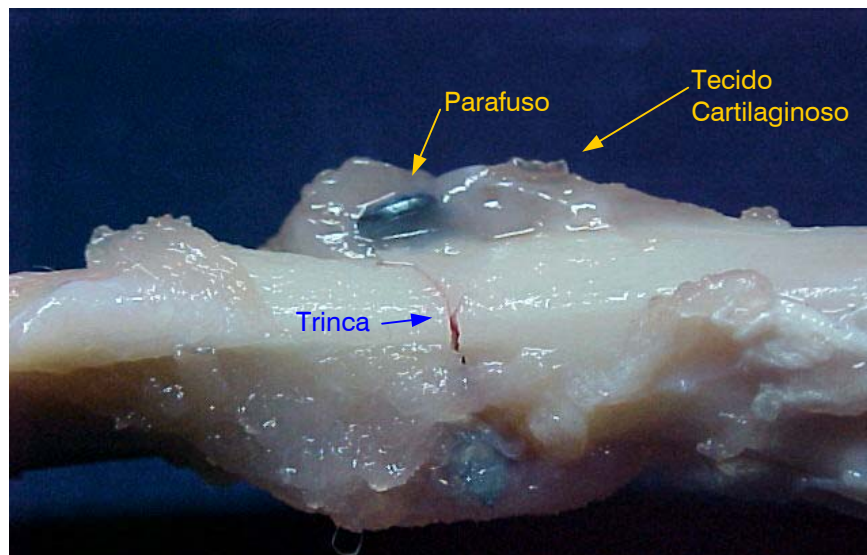
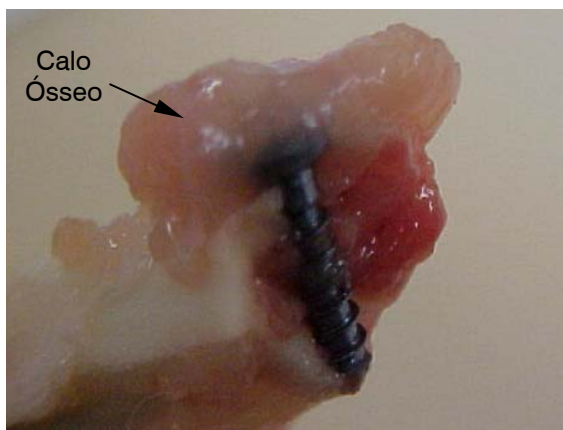


Figura 4.12 Fêmur com implante de titânio parcialmente fraturado. A trinca se propagou de uma extremidade a outra de interface osso/implante.



(a)



(b)

Figura 4.13 Detalhes da fratura dos fêmures do grupo II. (a) Formação de calo ósseo em decorrência do progresso do processo de osseointegração do implante. (b) Fratura característica nos ossos com implantes de titânio. Propagação de trinca a partir da interface implante/osso.

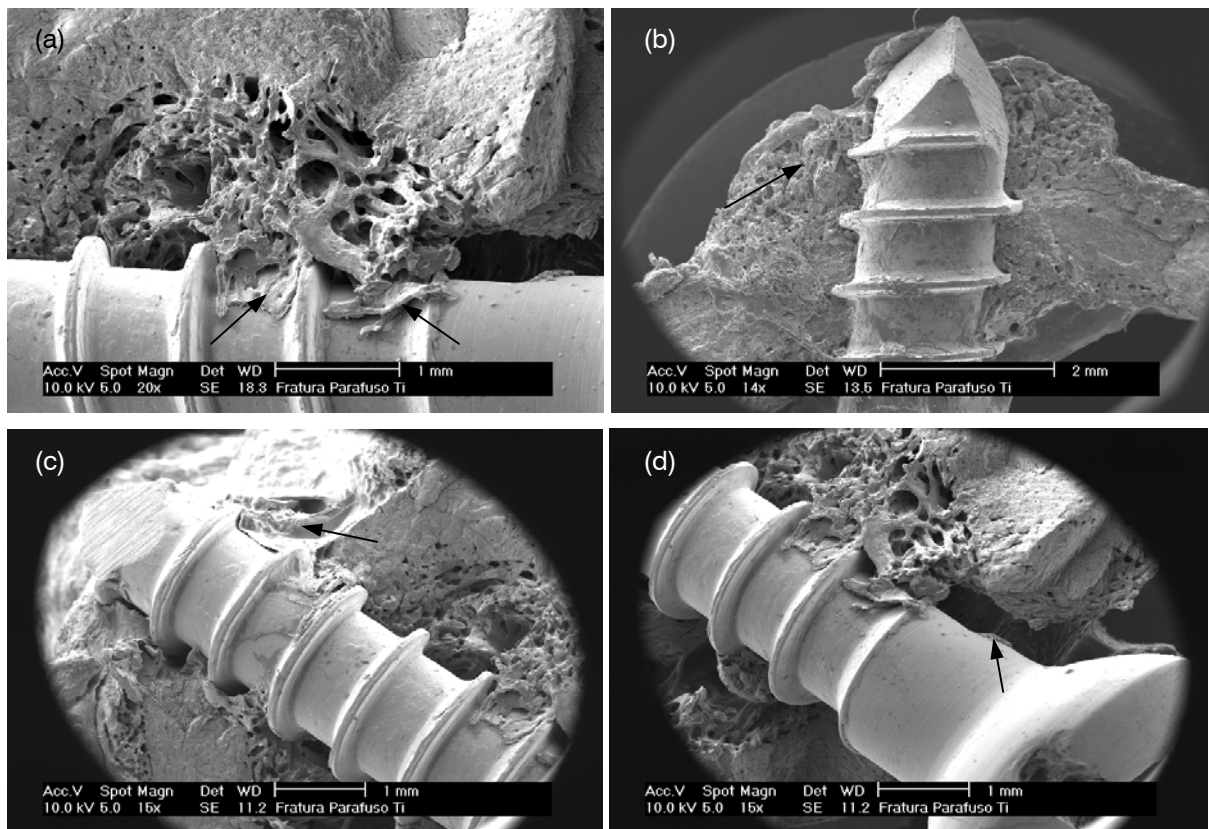


Figura 4.14 Imagens micrográficas apresentando os indícios de osseointegração para os parafusos de titânio. (a) formação de tecido trabecular, a partir do endósteo, envolvendo a superfície do parafuso. (b) e (c) Formação de calo ósseo na extremidade do parafuso. (d) Perda de massa óssea próxima a cabeça do parafuso.

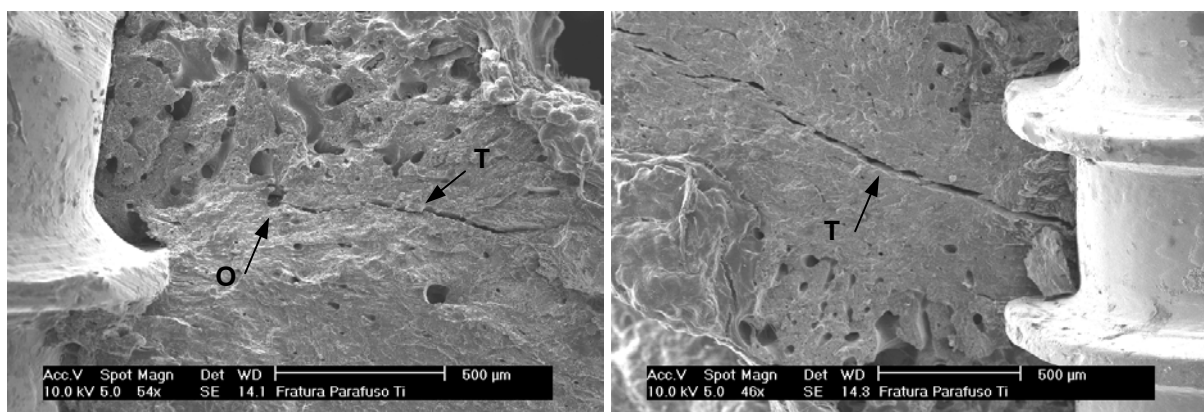


Figura 4.15 Superfície de fratura próxima à superfície do parafuso. (a) Trinca (T) partindo de um canal osteonal (O) próximo ao filete de rosca e da interface do cortical com o tecido ósseo primário em formação na região do calo ósseo. (b) Trinca (T) longitudinal a partir da interface osso-implante.

Nos fêmures com implante de osso, a fratura ocorreu próxima a região do parafuso, também provocada pela concentração de tensão. Porém ao contrário dos ossos com implantes de titânio, a condição de osseointegração dos parafusos de osso é macroscopicamente visível (Figura 4.6), o que provocou uma distribuição de tensão mais homogênea na região de implantação. Outro aspecto observado nesta região foi à formação de calo ósseo em torno do implante, bem mais rígido do que nos parafusos de titânio. O acréscimo de material nesta região provocou uma alteração na geometria da seção transversal submetida ao carregamento de ensaio, e conseqüentemente alterando as condições de comportamento mecânico frente à condição de carregamento.

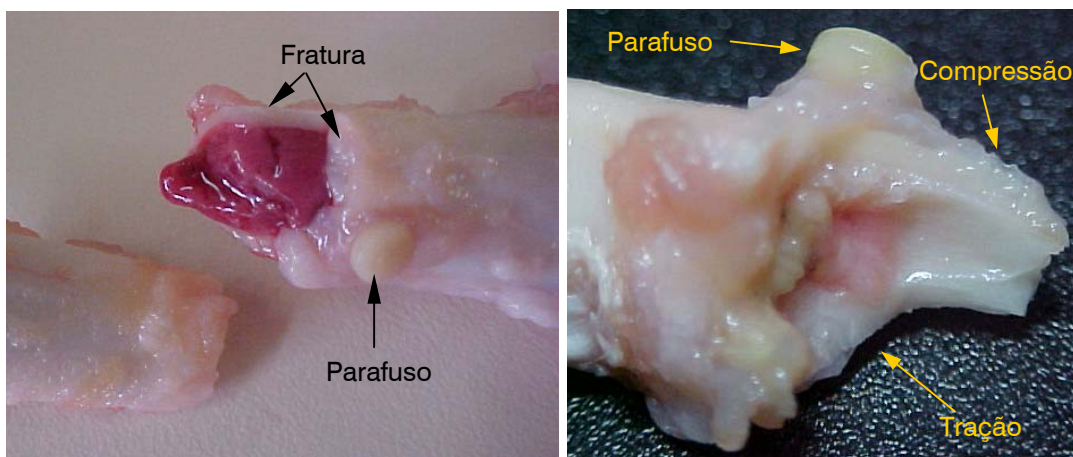


Figura 4.16 Aspectos da fratura nos fêmures com implantes de osso bovino. Apesar da concentração de tensão provocada pelo implante, o aspecto da fratura é semelhante aos ossos do grupo III: plana na região tracionada e oblíqua na região comprimida.

O mecanismo de falha na região do osso sob tração é principalmente o deslocamento das linhas cimentantes e estiramentos dos ósteons. Na região comprimida, o mecanismo de falha se dá pela formação de microtrincas devido o rompimento de ósteons, que se propagam numa direção de aproximadamente  $30^\circ$  do eixo longitudinal da diáfise. As forças cisalhantes desenvolvidas nesta direção são as responsáveis pela fratura. (Cowin, S.C., 2000).



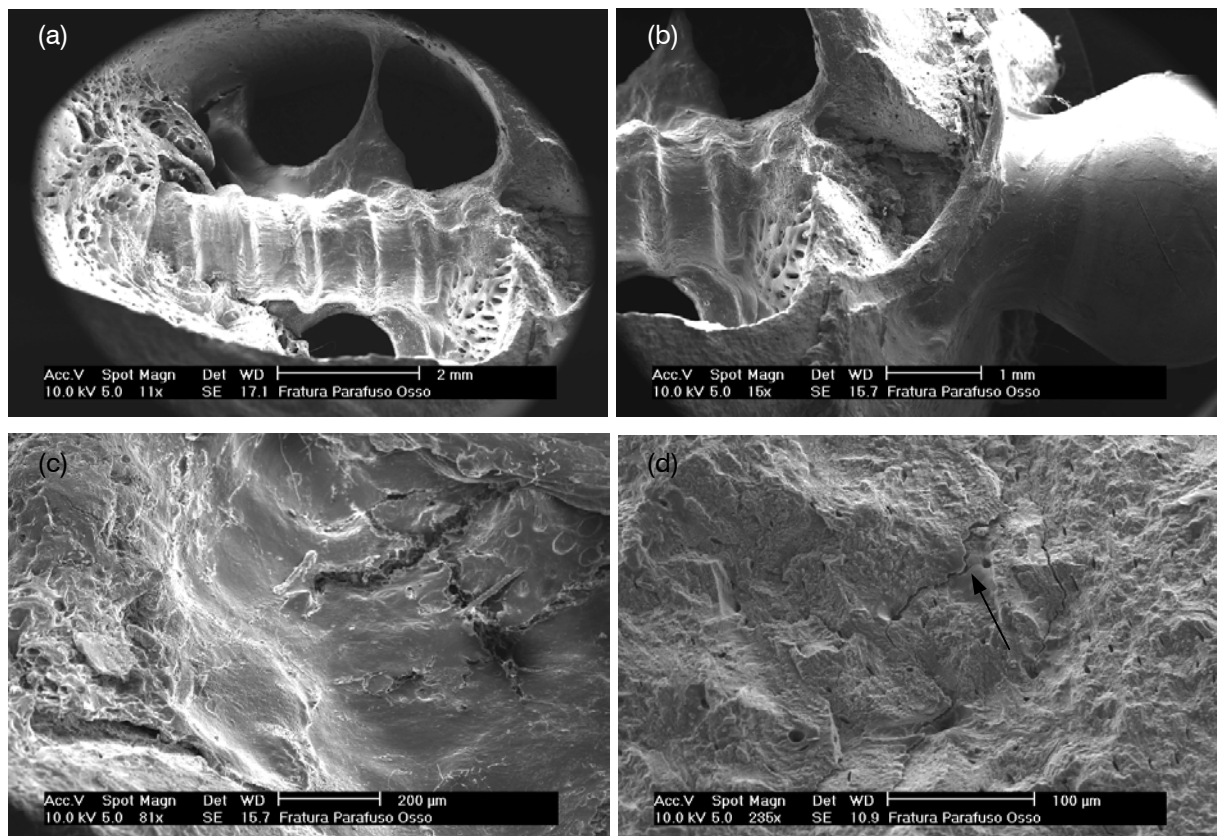


Figura 4.17 Imagens micrográficas da fratura de um fêmur com implante de osso. (a) Cavidade medular apresentando o desenvolvimento de tecido ósseo sobre o parafuso. (b) Detalhe na fratura próxima a cabeça do parafuso. (c) superfície de fratura na região tracionada. (d) superfície de fratura na região comprimida.

Durante a deformação, houve um pequeno deslizamento da superfície irregular do osso sobre os apoios, de forma a se acomodar e equilibrar o carregamento suportado. Este deslocamento pode ter provocado em alguns ossos o desenvolvimento de tensões tangenciais devido à torção, as quais contribuíram para a fratura juntamente com as tensões tangenciais desenvolvidas nas lamelas dos osteons sob compressão. Este efeito pode ser percebido na forma espiral de algumas fraturas.

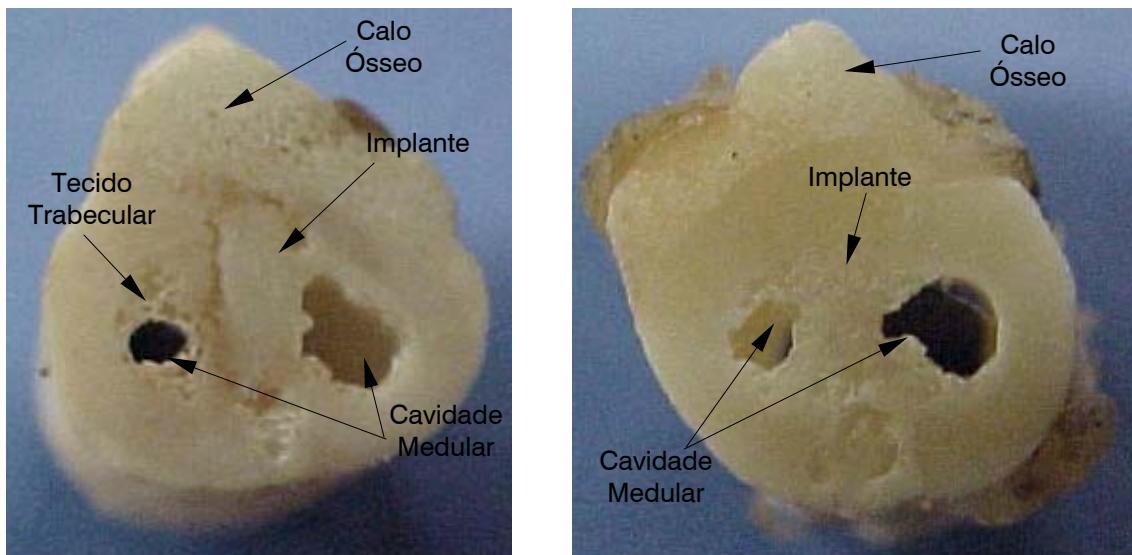


Figura 4.18 Observação macroscópica da osseointegração dos implantes de osso. Absorção e neoformação do implante pelo osso receptor na região do cortical. Formação de tecido trabecular em torno do implante na região da cavidade medular. Formação de calo ósseo e reabsorção total da cabeça do parafuso.

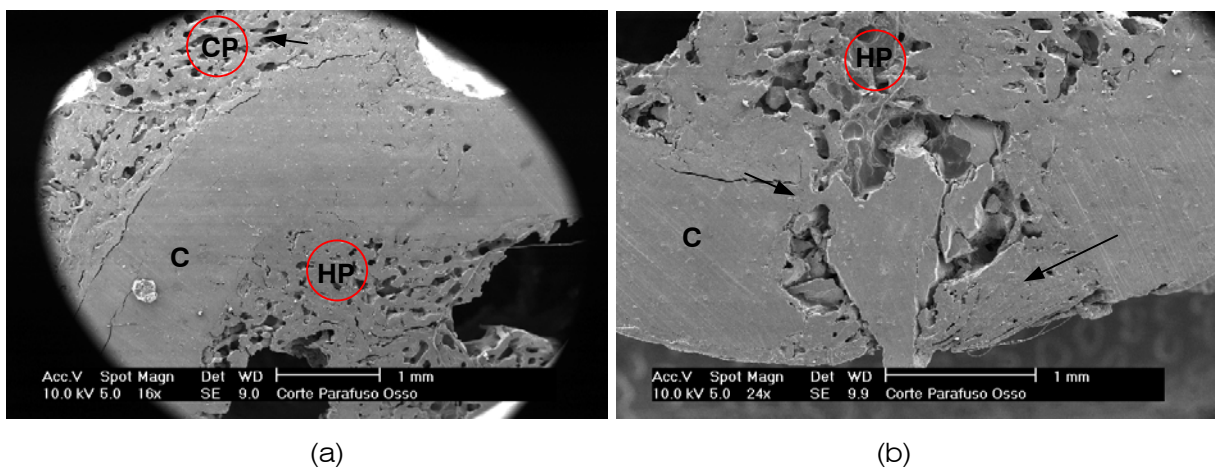


Figura 4.19 Imagens micrografias das seções apresentadas na Figura 4.16. (a) Observa-se a continuidade do tecido cortical (C) onde havia parafuso, o que sugere sua absorção e neoformação óssea. A seta indica a presença de tecido ósseo poroso onde havia a cabeça do parafuso (CP). O corpo do parafuso (HP) localizado na cavidade medular encontra-se com aspecto poroso, característico da condição de reabsorção. (b) Extremidade oposta da imagem (a), onde a seta indica interface entre o parafuso e o cortical do fêmur. A seta indica a formação de tecido ósseo onde havia o furo usinado para a implantação.

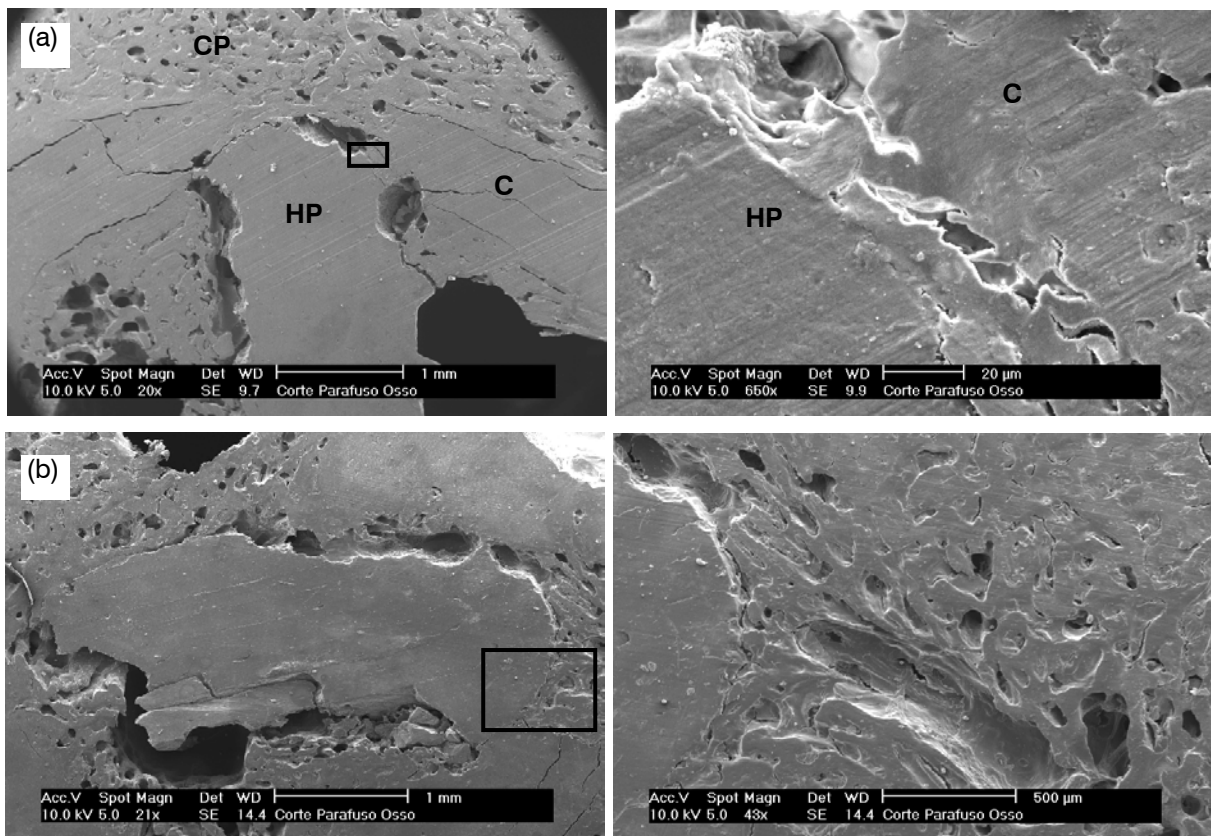


Figura 4.20 Interfaces entre parafuso-osso receptor, apresentando haste do parafuso (HP), cabeça do parafuso (CP) e o tecido cortical do fêmur (C). Os retângulos apresentados nas figuras (a) e (b) indicam a região ampliada à direita destas figuras.

## 4.2 RESULTADOS NUMÉRICOS

Seguindo as condições de modelamento por elementos finitos estabelecidas no capítulo 3, foram desenvolvidos 5 modelos, sendo dois para os grupos I e II, nos quais foram considerados a condição de osseointegração parcial e total, e um para o grupo III. Desta forma tem-se os seguintes modelos:

- Modelo 1O: Fêmur com implante de osso osseointegrado;
- Modelo 1T: Fêmur com implante de titânio osseointegrado;
- Modelo 2O: Fêmur com implante de osso não osseointegrado;
- Modelo 2T: Fêmur com implante de titânio não osseointegrado;
- Modelo 3S: Fêmur sem implante.



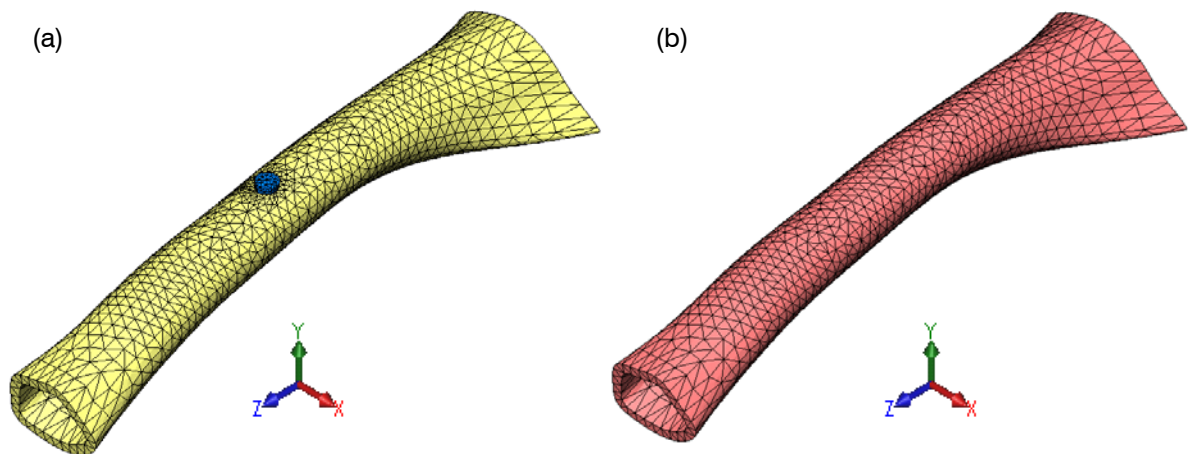


Figura 4.21 Modelos utilizados na análise numérica: (a) Modelos 1 e 2 simulam a diáfise femoral com implante. (b) Modelo 3 simula a diáfise femoral sem implante.

Em cada um destes modelos foram analisadas as tensões de von Mises, tensões normais na primeira direção principal e as tensões cisalhantes. Também foram determinados os deslocamentos resultantes e a deformação equivalente. Os gráficos utilizados na comparação dos resultados obtidos para os modelos com implante de osso e com implante de titânio apresentam a mesma escala indicada na direita da figura. Os valores máximos encontrados para cada modelo estão apresentados na Tabela 4.5 no final deste capítulo.

#### 4.2.1 Condição de Ossointegração

Nestes modelos a condição de ossointegração consiste na união perfeita entre o implante e o osso receptor, de forma que não ocorra nenhum tipo de deslocamento entre estas interfaces.

Os gráficos da Figura 4.22 mostram a distribuição das tensões de von Mises para os modelos com implantes. As maiores intensidades de tensões ocorreram na superfície externa inferior da diáfise, referentes à máxima sollicitação de tração. Estas distribuições de tensão máxima podem ser observadas nos gráficos (a) e (b) que mostram o plano que passa pelo eixo longitudinal do parafuso e da diáfise do osso receptor. No modelo com implante de titânio, esta região apresenta maior intensidade (143,79 MPa) e concentração de tensões, enquanto que no modelo com parafuso de osso a tensão máxima atingiu 118,54 MPa.

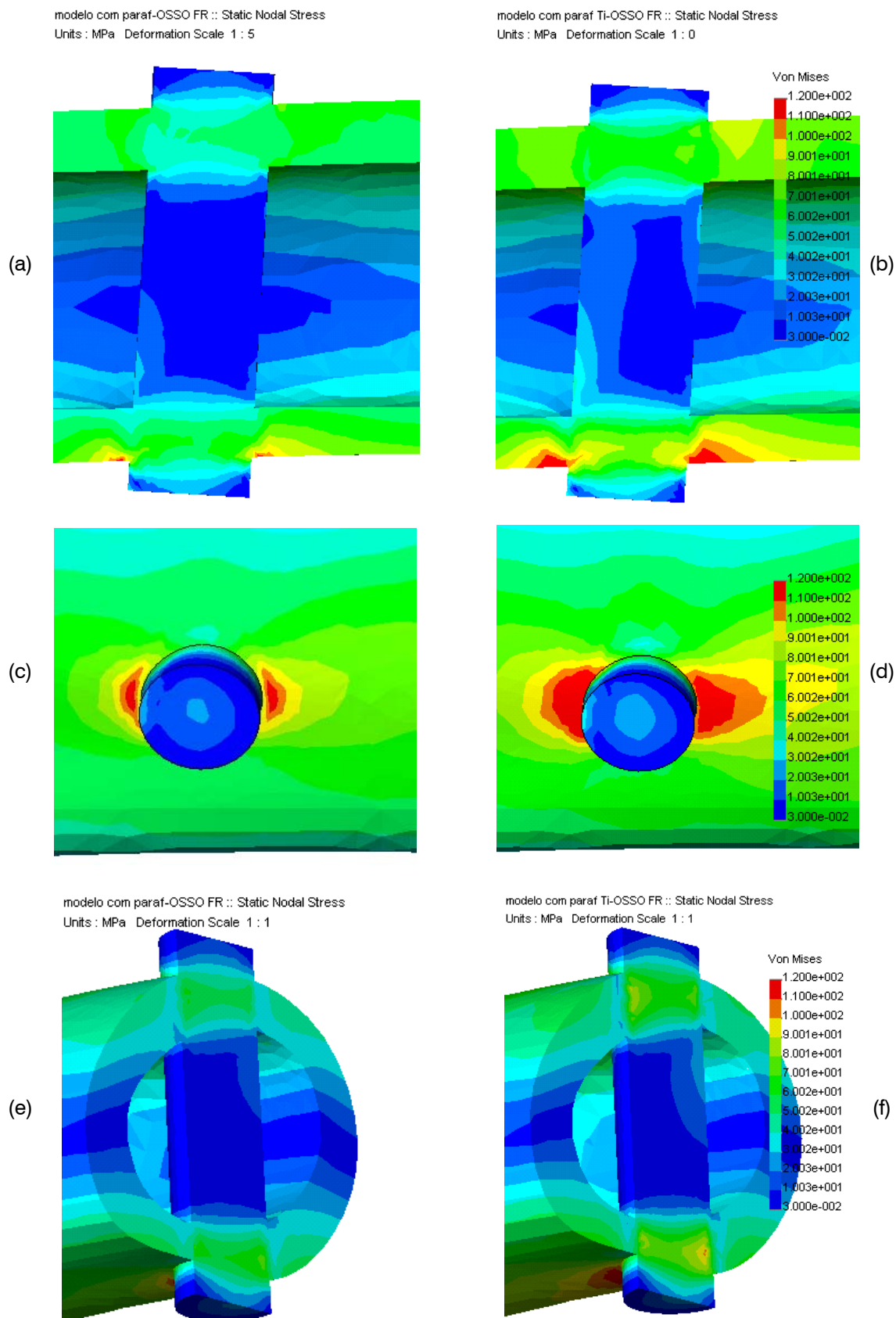


Figura 4.22 Distribuição de tensões de von Mises (área vermelha: tensões > 120 MPa) para os modelos com implante de osso e implante de titânio respectivamente. (a - b) Plano que passa pela seção longitudinal da diáfise e pelo eixo do implante. (c - d) Vista inferior do modelo, com detalhe na região de tensão máxima. (e - f) Seção transversal.

A Figura 4.23 mostra que a tensão normal também apresenta maior intensidade na região tracionada da diáfise. Entretanto, neste caso, a concentração de tensões também envolve os implantes.

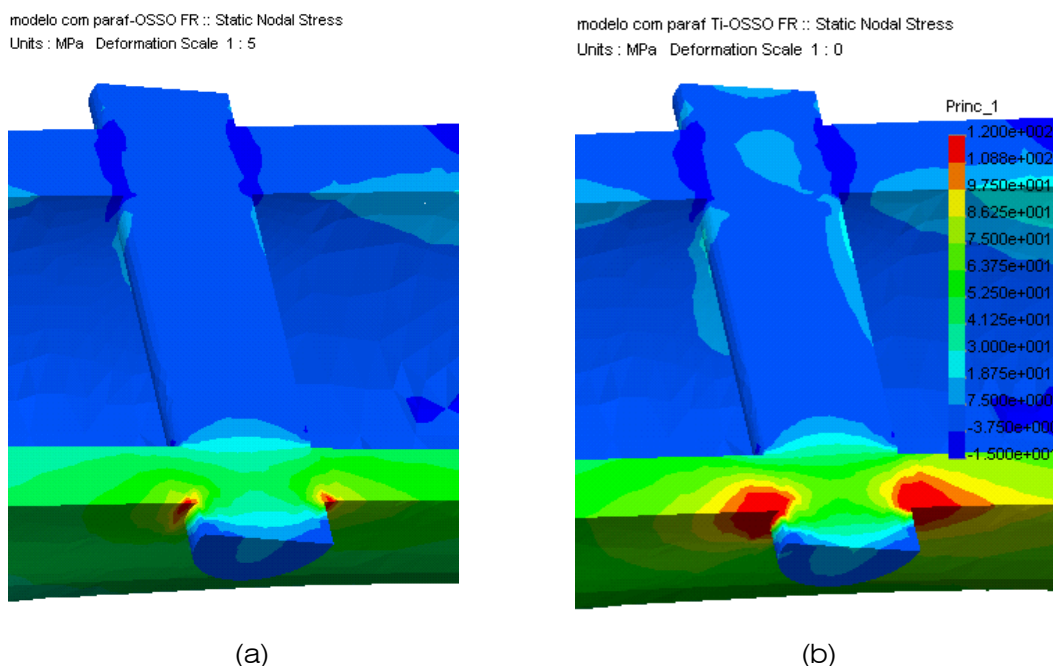


Figura 4.23 Distribuição de tensão normal na primeira direção principal (área vermelha: tensões  $> 120$  MPa e na área azul tensões  $< -15$  MPa): (a) para seção longitudinal do modelo com implante de osso, e (b) implante de titânio.

As tensões cisalhantes significantes que ocorreram nestes modelos apresentaram valores máximos no plano YZ (Figura 4.24), coincidido com os locais de máxima tensão de von Mises e máxima tensão normal principal.

A condição de osseointegração assumida por estes modelos, como já mencionado, garante que as superfícies em contato permanecerão “coladas” sob as condições de carregamento. Na realidade, esta hipótese é válida para o implante de osso quando este, após o processo de cura, tenha sido reabsorvido pelo osso receptor, substituído por osso novo e remodelado, dando assim continuidade e homogeneidade ao material ósseo. De certa forma, os estados de tensões apresentados para este modelo tendem a reduzir a medida que o processo de cura vai avançando e o osso vai atingindo uma condição próxima à inicial. Para o implante metálico, independente do estágio em que se encontre o processo de osseointegração, a variação de rigidez e conseqüente concentração de tensões sempre ocorrerão enquanto este estiver presente na estrutura óssea. Uma vez atingidos níveis de tensões tais como os apresentados nos gráficos das Figuras 4.22 e 4.23, poderá ocorrer o

descolamento entre as superfícies e/ou formação de trincas na região de maior intensidade de tensões e até mesmo a falha da estrutura (fratura óssea). No caso de descolamento, este osso cai no modelo 2T, apresentado a seguir.

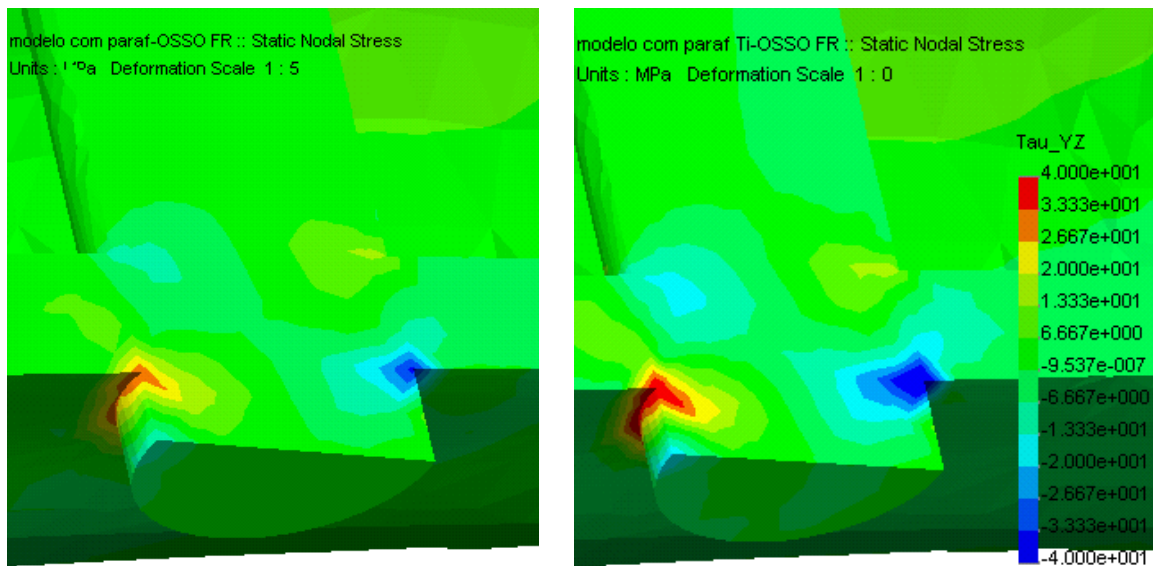


Figura 4.24 Distribuição de tensões cisalhantes no plano YZ (longitudinal ao implante e diáfise).

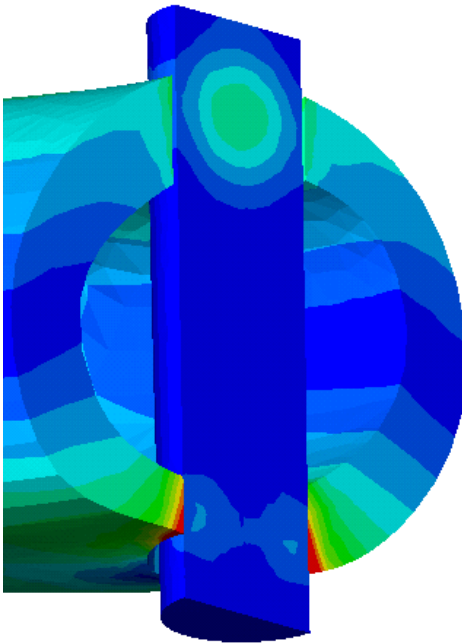
#### 4.2.2 Condição de Não Osseointegração

Nestes modelos as superfícies de contato entre o osso cortical do fêmur e os implantes apresentam um pequeno atrito referente ao coeficiente de 0,05 [Schüller P. et al., 1999]. Esta condição representa o osso com o parafuso logo após a sua implantação.

As áreas de maior concentração e intensidade de tensões estão diretamente adjacentes à superfície inferior do implante, na extremidade do furo (Figura 4.25a - b). A deformação da diáfise sobre o implante nesta região, em decorrência ao carregamento de flexão, provocou o alargamento no furo inferior na direção longitudinal (Figura 4.25c -d). Esta mesma deformação provocou o esmagamento do implante pelo próprio furo da diáfise e, conseqüentemente, a concentração de tensões de compressão neste local. Este mesmo efeito ocorreu na região superior do furo, entretanto o esmagamento do implante nesta região ocorreu na direção longitudinal, como mostra a Figura 4.25e - f). Os implantes nesta região apresentam uma distribuição de tensões mais intensa que na parte inferior

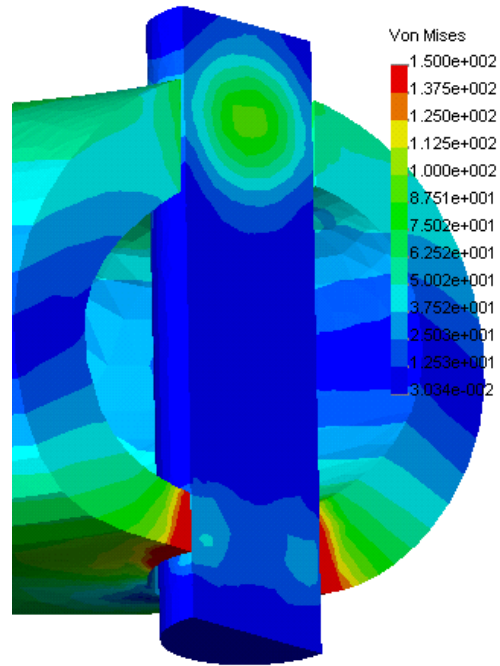
modelo com paraf-Osso F :: Static Nodal Stress  
Deformation Scale 1 : 5

(a)



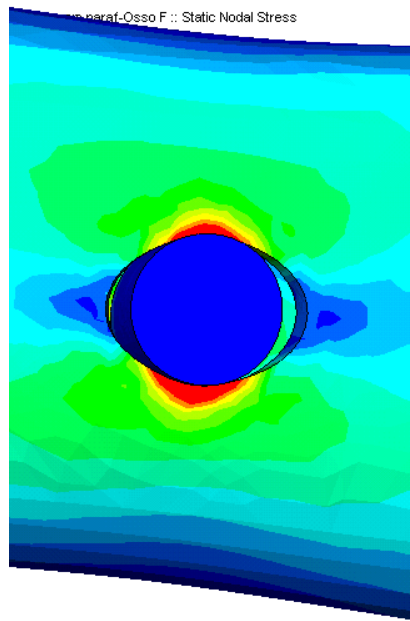
modelo com paraf Ti-Osso F :: Static Nodal Stress  
Units : MPa Deformation Scale 1 : 5

(b)



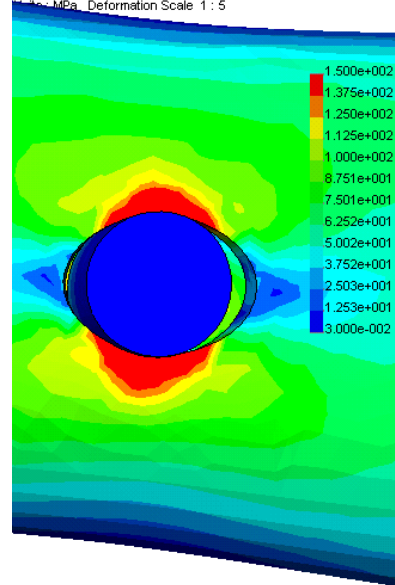
modelo com paraf-Osso F :: Static Nodal Stress

(c)



modelo com paraf Ti-Osso F :: Static Nodal Stress  
Units : MPa Deformation Scale 1 : 5

(d)



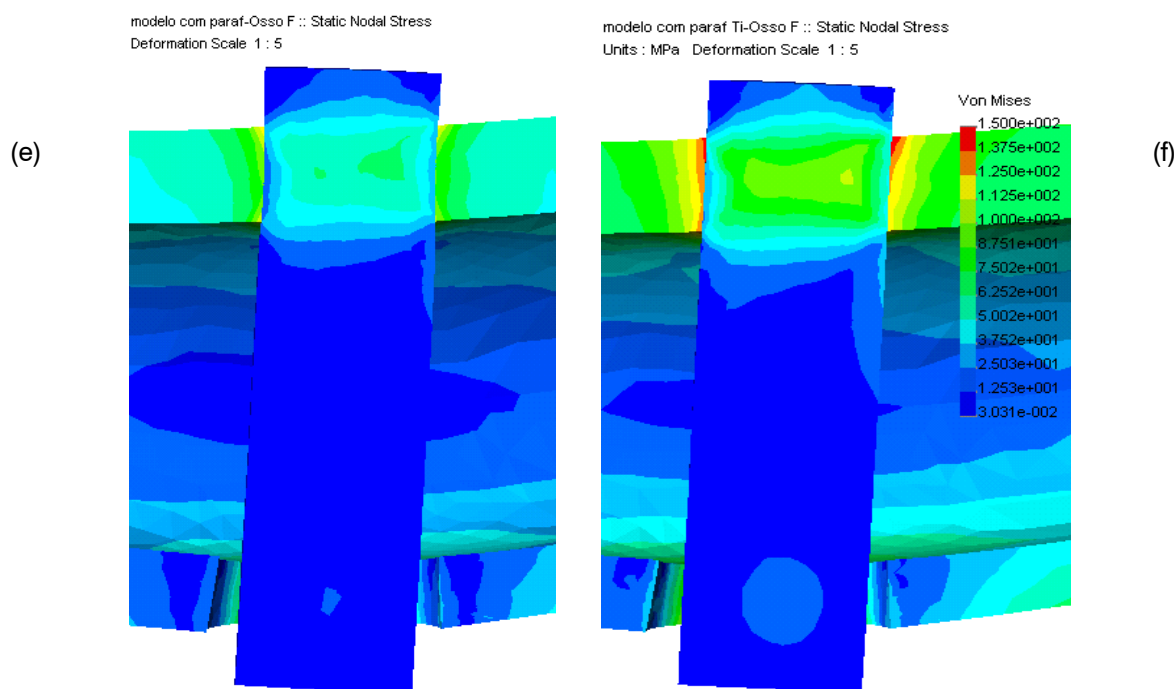


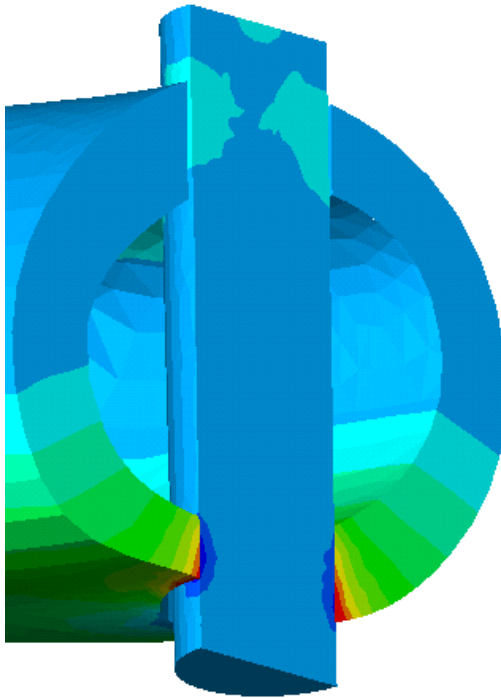
Figura 4.25 Distribuição de tensões de von Mises (área vermelha: tensões > 120 MPa) respectivamente para os modelos com implante de osso (2O) e com implante de titânio (2T). (a - b) Plano que passa pela seção transversal da diáfise e pelo eixo longitudinal do implante. (c - d) Vista inferior do modelo, com detalhe na região de tensão máxima. (e - f) Plano que passa pela seção longitudinal da diáfise e pelo eixo longitudinal do implante.

As tensões normais na primeira direção principal apresentam maior concentração e intensidade na superfície do furo inferior em contato com o implante, como é apresentado na Figura 4.26.

A Figura 4.27 apresenta as distribuições de tensões cisalhantes na região de implantação. Nos implantes, as tensões cisalhantes mais atuantes foram as desenvolvidas no plano YZ, localizadas próximo às extremidades interna e externa do furo superior da diáfise. No furo inferior da diáfise foi observado o maior nível de tensões cisalhantes (plano XZ).

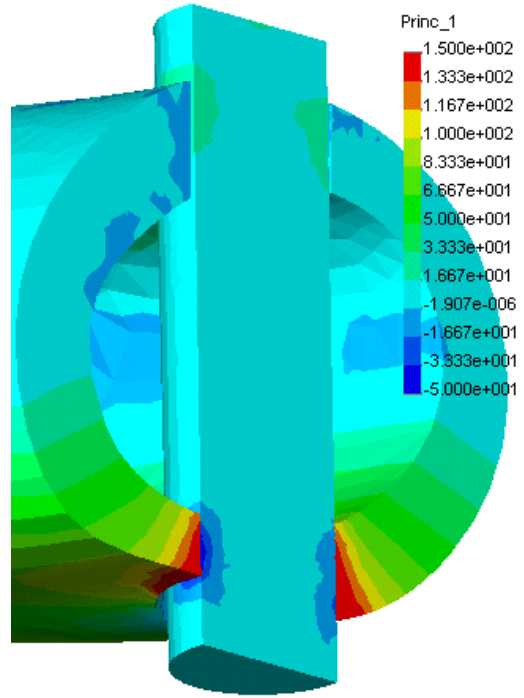


modelo com paraf-Osso F :: Static Nodal Stress  
Deformation Scale 1 : 5



(a)

modelo com paraf Ti-Osso F :: Static Nodal Stress  
Units : MPa Deformation Scale 1 : 5

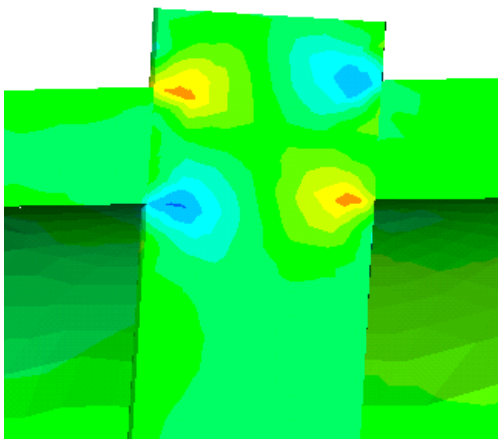


(b)

Figura 4.26 Distribuição de tensão normal na primeira direção principal (área vermelha: tensões > 120 MPa e na área azul tensões < -15 MPa) para seção longitudinal do modelo com (a) implante de osso e (b) implante de titânio.

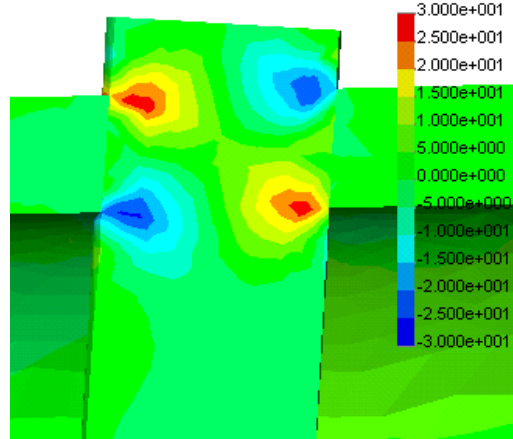
modelo com paraf-Osso F :: Static Nodal Stress  
Units : MPa Deformation Scale 1 : 5

(a)



modelo com paraf Ti-Osso F :: Static Nodal Stress  
Units : MPa Deformation Scale 1 : 5

(b)



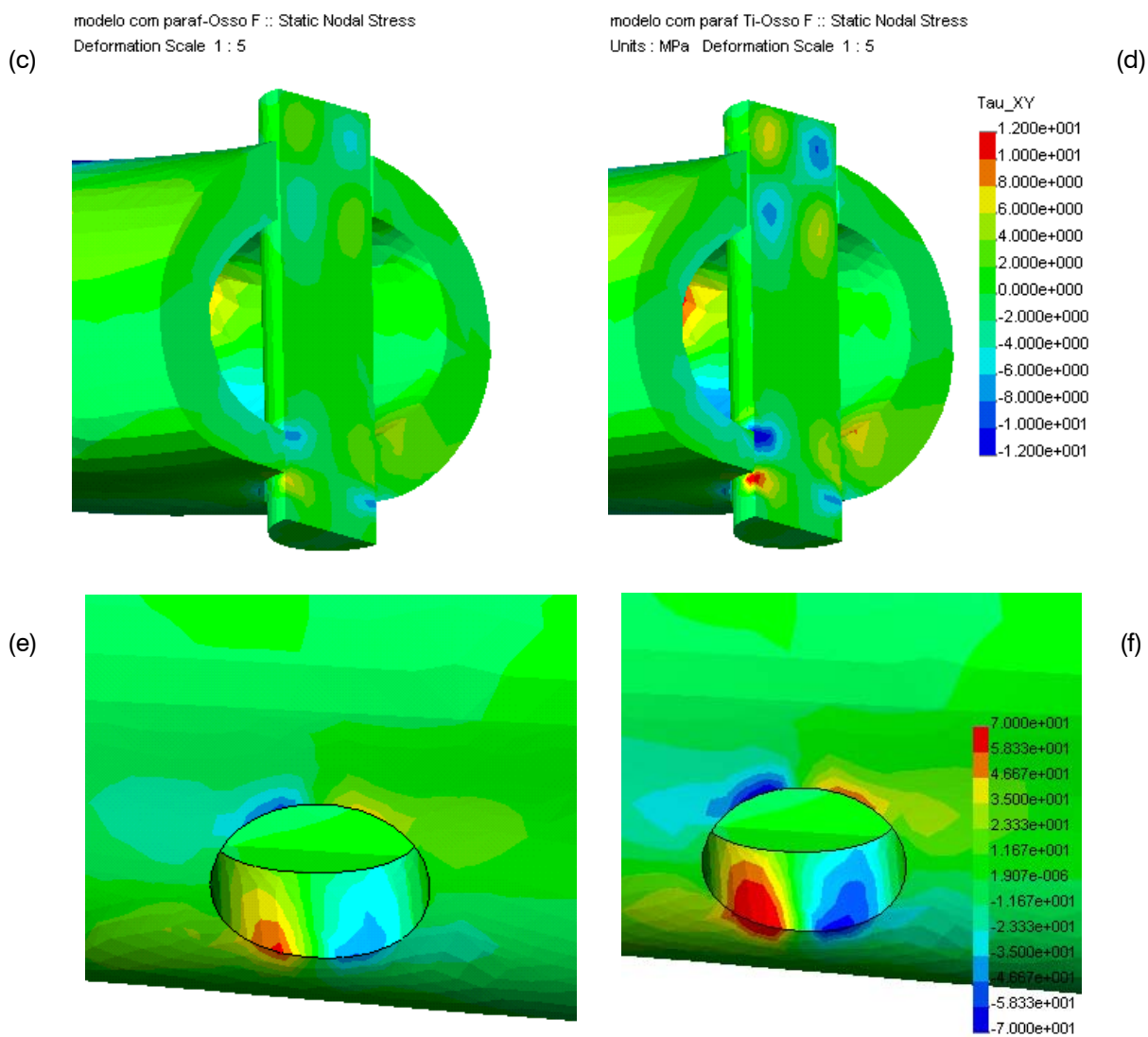


Figura 4.27 Distribuição de tensões cisalhante nos planos YZ (a – b), XY (c – d) e XZ (e – f).

A Tabela 4.5 mostra os valores máximos e mínimos encontrados para a região de implantação dos modelos analisados.



Tabela 4.5 Valores máximos obtidos para os modelos analisados pelo método de elementos finitos. Na seqüência: Tensão de v. Mises, Tensão normal principal; Tensões cisalhantes; Deslocamento resultante; Deslocamento vertical (y) e Deformação equivalente.

	MODELOS				
	1O	1T	2O	2T	3S
$\sigma_{v.Mises}$ [MPa]	126,54	143,79	200,93	250,31	85,01
$\sigma_{principal}$ [MPa]	-12,24	-20,84	-57,55	-97,17	-14,55
	143,61	168,31	180,73	230,08	83,85
$\tau_{XY}$ [MPa]	-9,16	-8,53	-7,18	-9,33	-2,89
	10,33	9,19	7,17	7,16	1,19
$\tau_{XZ}$ [MPa]	-	-	-72,31	-65,61	-
	-	-	96,14	78,70	-
$\tau_{YZ}$ [MPa]	-	-45,08	-17,35	-28,33	-1,08
	-	39,69	18,75	29,70	3,70
$U_{RES}$ [mm]	1,117	1,107	1,173	1,168	1,139
$U_Y$ [mm]	-1,081	-1,061	-1,135	-1,130	-1,103
$\epsilon_{equivalente}$	0,020	0,0224	0,046	0,047	0,018

---

# CONCLUSÕES E SUGESTÕES

## 5.1 CONCLUSÕES

A comparação entre a performance dos parafusos de osso bovino liofilizado e de titânio apresentou variações significativas nas propriedades mecânicas associadas às propriedades geométricas de cada osso. A variação geométrica para todos os grupos foi observada com a diferença nos valores obtidos para as áreas de seção transversal e momento de inércia. Uma substancial redução de resistência foi observada para os fêmures com implantes de titânio, quando comparados com resultados experimentais em ossos com geometria e dimensões semelhantes e na análise numérica. As descontinuidades e os defeitos geométricos, tais como a variação abrupta da espessura do osso cortical, porosidade óssea (trabecular), nervuras e formação de calo ósseo podem ter contribuído para o alto nível de concentração de tensões. Entretanto, a variação de rigidez entre o implante e o osso receptor demonstrou ser o aspecto predominante neste comportamento. Embora em menor intensidade que os implantes de titânio, os implantes de osso bovino liofilizado também podem provocar determinados pontos de concentração de tensão. Porém esta condição tende a ser amenizada no decorrer do processo de cura quando o implante sofre os processos biológicos de absorção e neoformação. Estes resultados podem ter uma significativa relevância clínica, sendo que a perda de resistência durante a flexão dos ossos com implante metálico sugere um acréscimo na probabilidade de falha de fratura neste grupo de ossos. Pode-se então concluir que a carga requerida para fraturar estes ossos é menor do que nos fêmures com implantes de osso.

A análise numérica apresentou resultados qualitativos coerentes com os obtidos experimentalmente. Entretanto esta proximidade poderia ser aumentada através de algumas considerações no modelo, tais como a anisotropia do tecido ósseo, tanto do receptor quanto do implante; o tecido ósseo acrescido e alterado na região de implantação em decorrência do

processo de osseointegração; a variação das propriedades mecânicas dos tecidos em função da sua densidade.

O implante de osso cortical bovino liofilizado, em relação aos demais biomateriais, apresenta a vantagem da proximidade entre as suas propriedades mecânicas com as do osso receptor. Este fato foi constatado com os implantes de titânio, os quais por não apresentarem uma mecânica compatível com a do tecido ósseo vivo, provocou o problema conhecido como "stress shield", onde todo o esforço aplicado num sistema osso-implante é sustentado pelo material, resultando numa progressiva reabsorção e desmineralização do osso.

De acordo com o exposto acima, juntamente à análise dos resultados numéricos e experimentais obtidos neste trabalho, destacaram-se as seguintes conclusões:

- Os implantes fabricados em osso bovino liofilizado permitem uma distribuição de tensões e deformações mais uniforme no sistema osso-implante, quando comparado ao titânio.
- A sua capacidade de integração óssea permite a redução da interface de contato com o decorrer do tratamento, promovendo então a continuidade do material ósseo na região de implantação.
- As propriedades mecânicas do implante de osso bovino estão próximas às do osso receptor, desta forma a resposta do sistema osso-implante à carregamentos externos torna-se mais homogênea.

## 5.2 SUGESTÕES

Os resultados obtidos através de implantações em coelhos são bastante promissores, entretanto, são necessárias avaliações clínicas e biomecânicas específicas para poder definir sua aplicabilidade na medicina e na odontologia.

O conhecimento do comportamento mecânico do osso como material de fabricação de implantes é de fundamental importância para estudos posteriores em Bioengenharia, tais como:

- Desenvolvimento de geometrias específicas para estes implantes em uma determinada aplicação. Estas geometrias podem ser estudadas através da verificação dos efeitos na variação da forma

do implante sob determinadas condições de carregamento, e com isto associar a forma otimizada a tratamentos em locais específicos. Pode ser previsto, por exemplo, se a rigidez de um determinado implante gera baixos níveis de tensão ou o quanto à superfície final afeta as interfaces de movimentos durante o período de recuperação.

- Avaliação da performance biomecânica dos implantes conforme o progresso no tempo de tratamento. As análises realizadas sobre os resultados experimentais neste trabalho, partiram de condição de osseointegração referente a um único período (18 dias). Uma melhor observação da capacidade mecânica do implante de osso cortical bovino poderá ser realizada através de mais grupos experimentais, representando períodos diferentes de tratamento.
- Desenvolvimento de modelos que simulem as condições durante tratamentos específicos de fraturas ou ainda na fixação de enxertos. A análise mecânica realizada sobre o implante envolveu apenas a sua inserção num osso sadio. São necessárias investigações complementares sobre o desempenho destes como método de fixação para reduzir problemas de movimentação entre falhas interfaciais.
- Determinação das propriedades mecânicas do osso bovino liofilizado e submetido à exposição de raios gama, através de ensaios experimentais em corpos de prova deste material devidamente usinados. Estes dados poderão promover maior precisão nos modelos numéricos.
- Desenvolvimento de um modelo de adaptação óssea do implante, capaz de prever quantitativamente a variação do tecido ósseo em resposta às condições de carregamento mecânico.
- Utilização de métodos automáticos para modelamento por elementos finitos a partir de dados produzidos por escaneamento através de tomografia computadorizada, como o proposto por Keyak et al. (1990). Estes métodos permitem a obtenção de elementos automaticamente definidos e de suas propriedades materiais individualmente atribuídas pelo escaneamento derivado dos dados fornecidos pela tomografia computadorizada. Este modelo permitirá uma melhor definição das propriedades mecânicas associadas ao

osso receptor, implante e tecido ósseo desenvolvido em função do processo de absorção e neoformação.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ALBREKTSON, T., et al. Osseointegrated Titanium Implants. *Acta Orthop. Scand.*, 52(2): 155-170,1981.
- [2] AMARAL, D. M., Mendonça, V. O., Laurino, L. B.. *Patologia Óssea Fundamentos*. São Paulo: Fundação BYK, 1994.
- [3] BAGGE, M. A Model of Bone Adaptation as an Optimization Process. *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 1349-1357.
- [4] BEER, F. P., Johnston, E. R., *Resistência dos Materiais*. 2a. Edição. Ed. McGraw-Hill, SP,1989.
- [5] BERNAKIEWICZ, M., Viceconti, M. The Role Of Parameter Identification In Finite Element Contact Analyses With Reference To Orthopaedic Biomechanics Applications. *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 61-67.
- [6] BOSTMAN O., *Ankle Fractures Treated Using Biodegradable Internal Fixation*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1989.
- [7] BREKELMANS W. A. M., Poort, H. W. e Slooff, T. J. H. A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. *Acta Orthopedics Scand.*, 43:301-317. 1972.
- [8] COUTEAU B., Payan Y., Lavalle S. The Mesh-Matching Algorithm: An Automatic 3D Mesh Generator Finite Element Structures. *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 1005-1009
- [9] COWIN, S. C. *Bone Mechanics Handbook*, 2000.

- [10] CRISTOFOLINI L., Viceconti M., Mechanical Validation of Whole Bone Composite Tibia Models. *J. Biomech.*, 33, 279-288, 2000.
- [11] EBERHARDT A. W., Henderson E. L., Blum1, B. S., Lemons, J. E., Cuckler, J. M., Effects of Corticosteroids on Trabecular Bonemechanical Properties In a Rabbit Model. *Journal of Biomechanics*; 33:275-293 ,2001.
- [12] EVANS, F. G. *Mechanical Properties of Bone*. Charles C. Thomas Publisher, 1973. 2:10-26.
- [13] FONDRK M. T., Bahniuk E., Davy D. T. Inelastic Strain Acumulation During Rapid Transient Tensile Loading of Cortical Bone. *Journal of Biomechanics Engineering* 1999; 121, 616.
- [14] FONSECA, J. C. P., Osso: Um Desafio à Biologia. *Anais VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Santa Catarina p. 67-71, 1999.
- [15] GERHART, Tobin N. *The Merk Manual Of Geriatrics*. Chapter 22: Fractures, 213 – 231,1995.
- [16] GRAY, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; Bartleby.com, 2000.
- [17] HERCULIANI, P. P., Cestari T. M., Taga E. M., Taga, R. Enxertos Xenógenos “Tratamento de Defeito Ósseo Perene em Calvária de Cobaia com Membrana de Cortical Óssea Bovina Liofilizada Associada ou Não a Enxerto Ósseo Bovino Desmineralizado”. *Revista IBI* 7 abr - jun/2000.

- [18] HOLLISTER S. J., Kikuchi N., e Goldstain S. A. Do Bone Ingrowth Process Produce a Globally Optimized Structure? *Journal of Biomechanics* 1993; 26:391-407.
- [19] JÄMSÄ, T.; Tuukkanen J., Jalovaara P. Femoral neck strength of mouse in two loading configurations method evaluation and fracture characteristics *Journal of Biomechanics*, 31:8 : 723-729,1998.
- [20] KATZ J. L., Yonn H.S., Lipson S., Maharidge R., Meunier A. e Chistel P. (1984). The Effects of Remodeling on the Elastic Properties of Bone, *Calcif. Tissue Int.*, 36: S31-S36.
- [21] KERRY, R. M., Masri, B. A., Garbus, S. D., Czitron, A., Ducan C. P. *Aaos Instructional Course Lectures*. Volume 48, pp 645-652, 1999.
- [22] KEYAK J. H., Rossi S. A. Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories *Journal of Biomechanics*, 31:2 : 125-133.
- [23] KEYAK J. H., Wirtz D. C., Schiffers N., Pandorf P. Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models, *Medical Engineering & Physics*, Volume 23, Issue 3, April 2001, Pages 165-173.
- [24] KEYAK J.H., Fourkas M. G., Meagher J. M. and Skinner H. B. Validation of an Automated Method of Three-Dimensional Finite Element Modelling of Bone. *Journal of Biomedical Engineering* 1993, 15:505-509.



- [25] KEYAK J.H., Meagher J. M., Skinner H.B. and Mote C. D. Automated Three-Dimensional Finite Element Modelling of Bone: A New Method. *Journal of Biomedical Engineering* 1990, 12:389-397.
- [26] LAKES, R. S., *Materials With Structural Hierarchy Nature*. 361,511-515(1993).
- [27] LOTZ J.C., Hayes W.C. and Gerhart T.N. The structural contribution of cortical and trabecular bone in the femoral neck. *Transactions of the Orthopedic Research Society* 1988, 13:232.
- [28] MAGALHÃES, M. *Implantes Bioativos. Publicação trimestral da Fundação de Amparo 'a pesquisa do Estado de minas Gerais – FAPEMIG. Vol. 3, 2000.*
- [29] MILLER Z., Fuchs M. B., Arcan M. Trabecular Bone Adaptation With an Orthotropic Material Model. *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 247–256.
- [30] MORA, Fábio R. *Fabricação de Implantes Ortopédicos a Partir de Usinagem de Osso Humano. Tese de Doutorado. UFSC. 2000.*
- [31] MÜLLER M. E. , Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H. *Manual of Internal Fixation. Springer-Verlag, 1990. 1.3: 12-95.*
- [32] NBR ISO 5835. *Implantes para Cirurgia – Parafusos Ósseos Metálicos com Conexão para Chave Hexagonal, Parte Inferior da Cabeça de Forma Esférica e Rosca Assimétrica. 1996.*

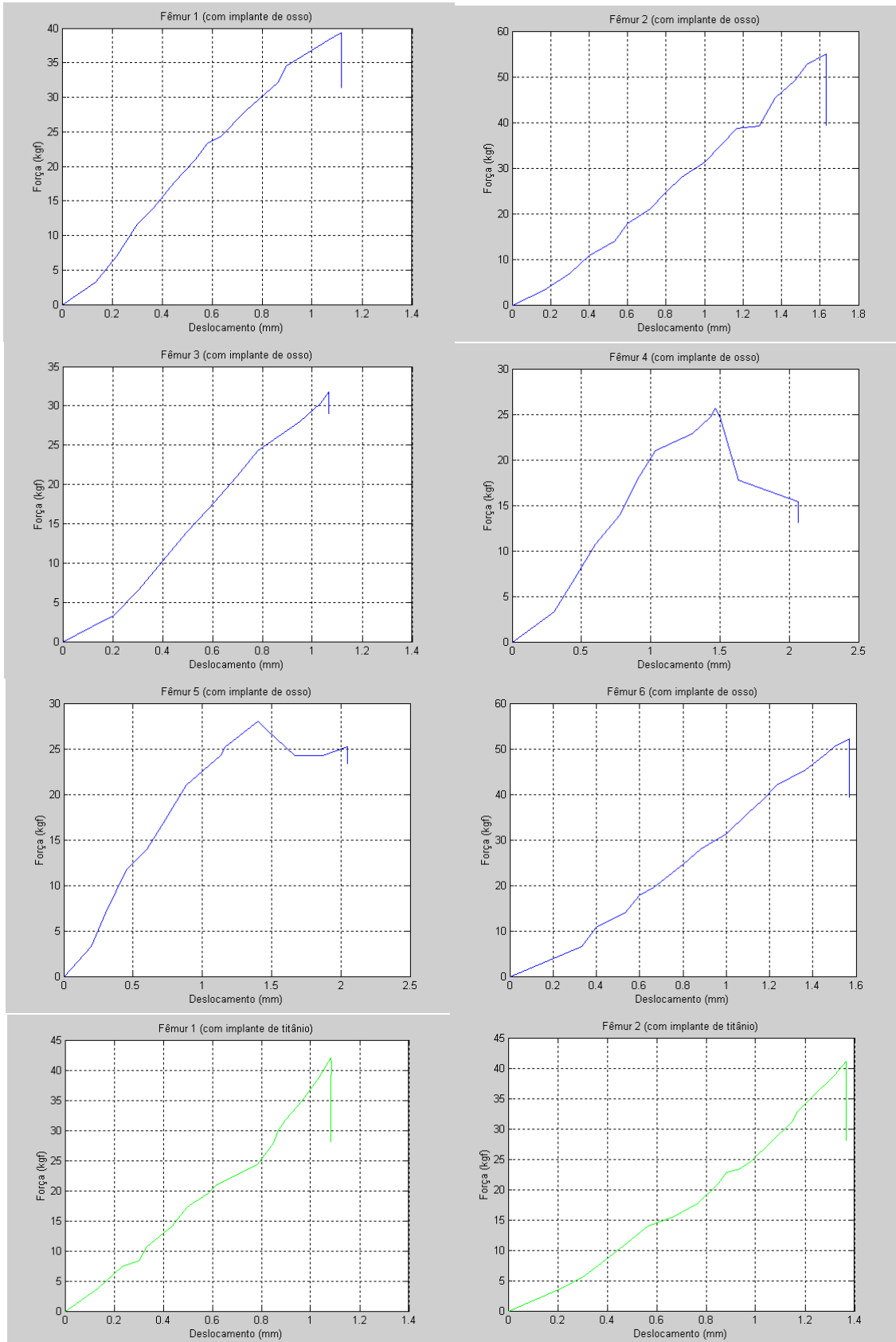
- [33] ORÉFICE, R.L.; Latorre, G.P.; West, J.K.; Hench, L.L. (1995) Processing and Characterization of Bioactive Composites, *Bioceramics* 8, p. 409-14.
- [34] OWEN, R., Goodfellow, J. Bullough, P. Scientific Foundation of Orthopaedics and Traumatology. W.B. Saunders Company, Philadelphia 1980, p. 59-64.
- [35] PIETRUSZCZAK, S., Inglis D., Pande G.N. A Fabric-Dependent Fracture Criterion for Bone. *Journal of Biomechanics* 32 (1999) 1071-1079.
- [36] RADERMACHER C., Weichert D., Forst R.. Critical Evaluation Of Known Bone Material Properties To Realize anisotropic FE-Simulation of the Proximal Femur, *Journal of Biomechanics*, 33:10: 1325-1330.
- [37] RHO J. Y., Kuhn-Spearing, L. e Zioupos P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, *Medical Engineering & Physics*, 1998. Volume 20: 92-102.
- [38] SAZAKI, N. and Enyo, A. Viscoelastic Properties of Bone as a Function of Content. *J. Biomechanics*, vol. 28, No. 7, pp. 809-815,1995.
- [39] SCHULLER-GÖTZBURG, P., Krenkel, Ch., Reiter, T.J., Plenk Jr., H. 2D-Finite Element Analyses and Histomorphology of Lag Screws with and Without a Biconcave Washer. *Journal of Biomechanics* 32 (1999) 511-520.
- [40] TRABUCHO, L. A Estrutura Óssea do Fêmur. Conference Mathematical Webs. Coimbra, 2000.

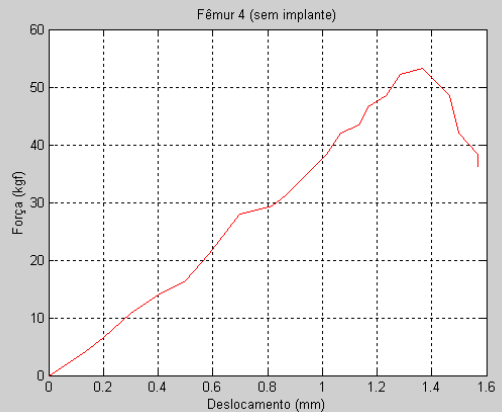
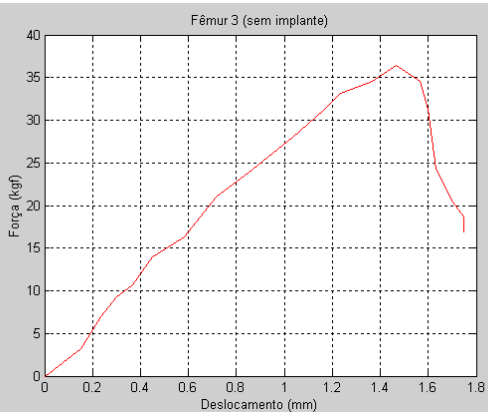
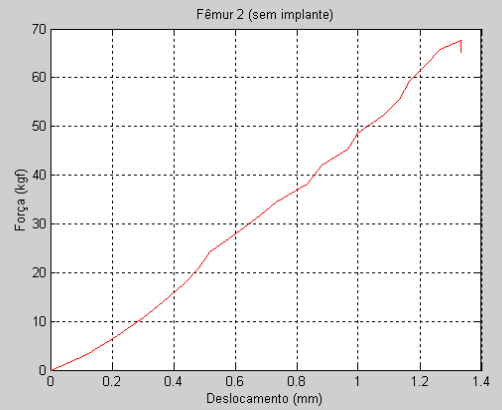
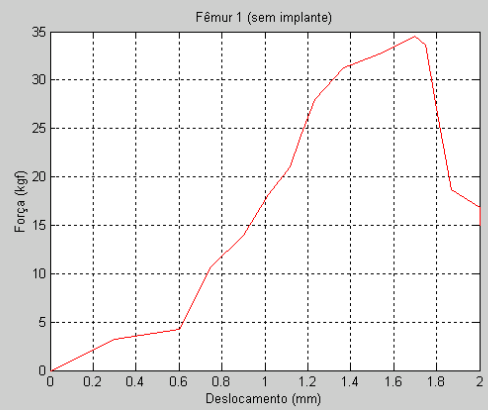
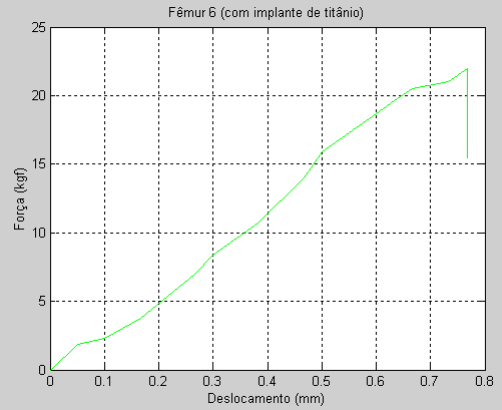
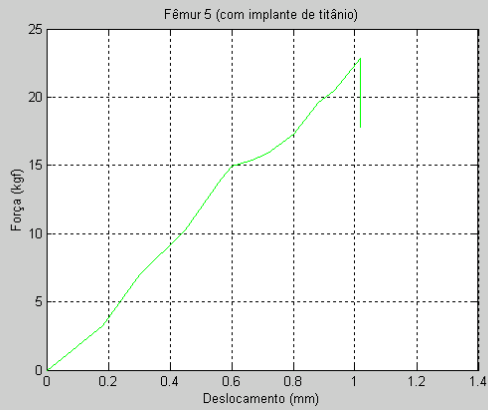
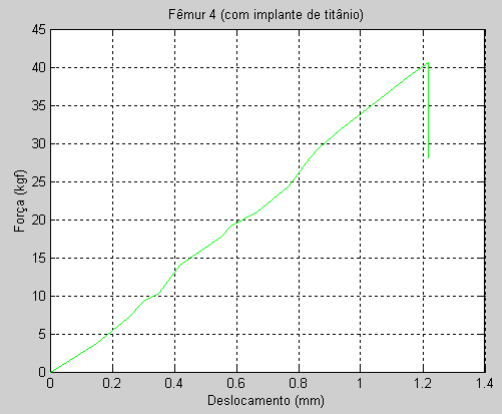
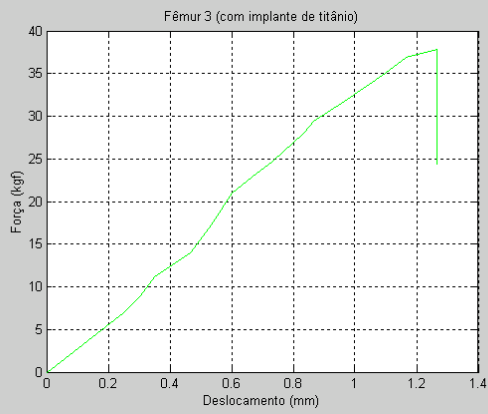
- [41] TURNER C. H., Yield Behaviour Of Cancellous Bone, J. Biomech. Eng., 111, 1-5, 1989.
- [42] WANG L., Fritton S. P., Cowin S. C, Weinbaum S., Fluid Pressure Relaxation Depends Upon Osteonal Microstructure: Modeling An Oscillatory Bending Experiment. Journal of Biomechanics; 32:663-672 ,1999.
- [43] WENNERBERG A, Albrektsson T., Anderson B. An Animal Study Of Cp Ti Screws With Different Surface Topographies. J Mat Sc Materials: in Medicine, 6, 302-309, 1995.
- [44] WIRTZ, D. C., Schiffers, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D., Forst, R. Critical Evaluation of Known Bone Material Properties to Realize Anisotropic FE-Simulation of the Proximal Femur. Journal of Biomechanics 2000; 33:1325-1330.

# APÊNDICES

# APÊNDICE 1

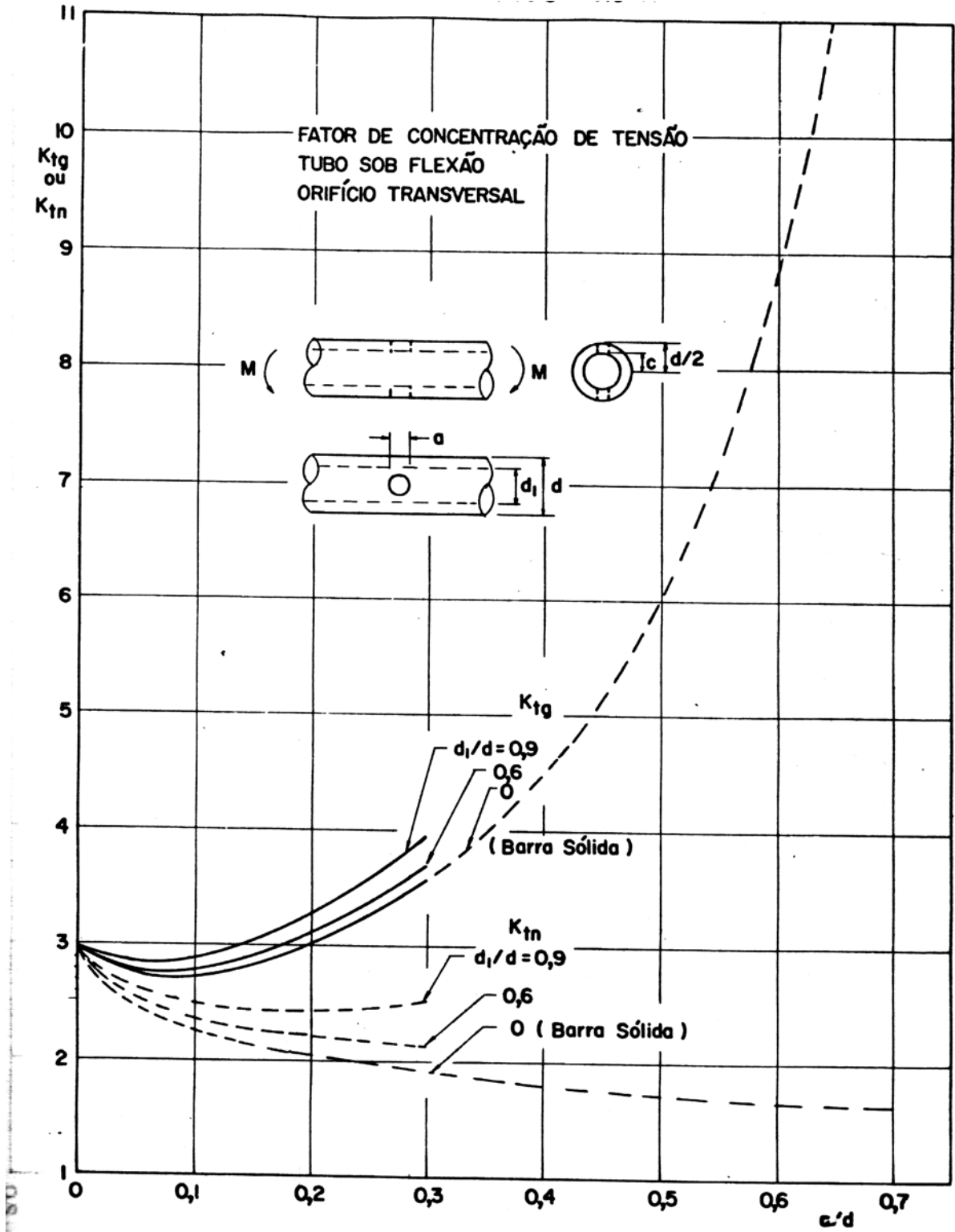
## Curvas Força x Deslocamento do Ensaio de Flexão por 4 Pontos





# APÊNDICE 2

Gráfico de Fator de Concentração de Tensão para Tubo sob Flexão com Orifício Central

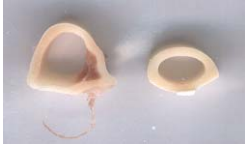


# APÊNDICE 3

## Seções Transversais dos Fêmures, Referentes ao Ponto de Aplicação de Carga do Ensaio Mecânico

### Grupo I: Fêmures com Implante de Osso

O1



O2



O3



O4



O5



O6



### Grupo II: Fêmures com Implante de Titânio

T1



T2



T3



T4



T5



T6



### Grupo III: Fêmures sem Implante

S1



S2



S3



S4





## APÊNDICE 4

**Tabela dos Diâmetros Aproximados Fator de Concentração e Tensão Máxima para as Seções dos Fêmures dos Grupos I e II**

Grupo	fêmur	d	D	dm	Dm	dm/Dm	a/Dm	Kt	Sigma max
I	O1a	7.32	9.76	6.01	8.72	0.69	0.23	2.40	-234.06
	O1b	4.69	7.67						
	O2a	8.55	11.42	7.75	10.42	0.74	0.19	2.30	-162.18
	O2b	6.95	9.42						
	O3a	4.60	7.01	4.48	7.12	0.63	0.28	2.20	-195.73
	O3b	4.35	7.22						
	O4a	7.43	10.41	6.19	9.50	0.65	0.21	2.30	-81.62
	O4b	4.95	8.58						
	O5a	5.96	7.75	6.24	8.35	0.75	0.24	2.40	-170.54
	O5b	6.52	8.95						
	O6b	5.79	7.54	5.57	8.13	0.69	0.25	2.20	-139.91
	O6a	5.35	8.72						
II	T1a	6.80	9.17	6.51	9.02	0.72	0.22	2.20	-197.36
	T1b	6.21	8.87						
	T2a	3.99	7.25	3.94	7.42	0.53	0.27	2.10	-218.14
	T2b	3.88	7.58						
	T3a	5.39	7.04	5.10	7.53	0.68	0.27	2.20	-177.19
	T3b	4.80	8.02						
	T4a	4.47	7.14	3.92	6.68	0.59	0.30	2.10	-232.00
	T4b	3.37	6.21						
	T5a	5.39	7.80	5.01	7.57	0.66	0.26	2.20	-269.97
	T5b	4.63	7.34						
	T6a	4.42	7.00	4.71	7.10	0.66	0.28	2.10	-167.59
	T6b	5.00	7.19						