

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**INTERUNIDADES BIOENGENHARIA**

**FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

**ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

**INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS**

**HISTERESE DE FÊMURES DE RATAS SUBMETIDOS A**

**ENSAIO DE FLEXÃO, EM DIFERENTES FAIXAS**

**ETÁRIAS**

**MARCOS MASSAO SHIMANO**

**RIBEIRÃO PRETO**

**2001**

**HISTERESE DE FÊMURES DE RATAS  
SUBMETIDOS A ENSAIO DE FLEXÃO, EM  
DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS**

**Marcos Massao Shimano**

Dissertação apresentada ao programa de pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. José B. Volpon

Ribeirão Preto  
2001

## FICHA CATALOGRÁFICA

Shimano, Marcos Massao

Histerese de fêmures de ratas submetidos a ensaio de flexão, em diferentes faixas etárias / Marcos Massao Shimano. -- São Carlos, 2001.

Dissertação (Mestrado) -- Interunidades Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos - Universidade de São Paulo, 2001.

Área: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. José B. Volpon.

1.Histerese. 2.Tensão máxima. 3.Idade. 4.Fêmur.  
5.Ratos. I.Título

## ***Agradecimentos***

*Ao Prof. Dr. José B. Volpon, pelo exemplo de orientação e dedicação durante a realização deste trabalho e, pela amizade, ensinamento, seriedade e profissionalismo em todos os momentos.*

*Ao meu irmão Antônio C. Shimano, que sempre esteve presente em momentos importantes da minha vida, ajudando, orientando, incentivando e participando, onde, sem ele não seria possível conquista como esta.*

*Ao Prof. Dr. José B. P. Paulin, pela disponibilidade do Laboratório de Bioengenharia.*

*À Profa. Dra. Keiko O. Nonaka, do Departamento de Ciências Fisiológicas da Universidade de São Carlos, pela disponibilidade da MUE.*

*Aos meus familiares pelo apoio e incentivo. Em especial à Lúcia, Marcos Vinícius e Victor Augusto, pela ajuda e pelos momentos de alegria.*

*Ao meu amigo Vitor Castania, pela companhia agradável nas viagens e pescarias, e pela assistência na realização e elaboração deste trabalho.*

*Aos meus amigos Adriano, Luiz Carlos, Claudia e Marcos Lara, pelas sugestões e auxílio durante toda a realização deste.*

*Aos meus amigos Francisco (Chico) e Luiz Henrique, pela ajuda nos procedimentos experimentais e pela convivência agradável.*

*Aos meus amigos Jean, Cristiano, Leonardo e a todos da Associação Tsuyoi Seshin de Karate, pela amizade, apoio e acolhida.*

*Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia de Ribeirão Preto, Eng. Moro e Maria Teresinha, pelos auxílios prestados durante a realização deste trabalho.*

*Aos funcionários da Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto, pela construção da máquina de serrar.*

*Aos funcionários do Biotério Central da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto, pelas sugestões na criação dos animais.*

*Às secretárias das Interunidades Bioengenharia de São Carlos, Janete e Marielza, por toda dedicação prestada no atendimento à minha pessoa.*

*Às minhas primas Cristina, Euza, Dirce e Tereza e à minha madrinha Lina pela amizade e incentivo.*

*E aos meus colegas de mestrado pela amizade e agradável convivência.*

*Muito Obrigado!*

**Agradeço à FAPESP, Fundação de Amparo à  
Pesquisa do Estado de São Paulo, pelo  
apoio e concessão da bolsa de Mestrado.**

*Dedico especialmente aos meus pais, irmãos e irmãs,  
pelos ensinamentos e por tudo  
que fizeram por mim.*

# SUMÁRIO<sup>1</sup>

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>i</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>iv</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....</b>	<b>v</b>
<b>LISTA DE SÍMBOLOS.....</b>	<b>vi</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>viii</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Osso .....</b>	<b>2</b>
<i>1.1.1 Classificação.....</i>	<i>2</i>
<i>1.1.2 Propriedades mecânicas.....</i>	<i>3</i>
<i>1.1.3 Propriedades geométricas .....</i>	<i>5</i>
<b>1.2 Viscoelasticidade .....</b>	<b>6</b>
<b>1.3 Histerese.....</b>	<b>8</b>
<b>1.4 Influência da idade no comportamento mecânico do osso</b>	<b>12</b>
<b>1.5 Objetivo.....</b>	<b>14</b>
<b>2 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>15</b>
<b>2.1 Obtenção e preparação dos fêmures .....</b>	<b>15</b>
<b>2.2 Grupos experimentais.....</b>	<b>16</b>
<b>2.3 Ensaio mecânicos.....</b>	<b>19</b>
<i>2.3.1 Ensaio de histerese .....</i>	<i>22</i>
<i>2.3.2 Cálculo da tensão máxima aplicada.....</i>	<i>24</i>
<i>2.3.2.1 Propriedades geométricas dos fêmures.....</i>	<i>26</i>
<b>2.4 Análise estatística .....</b>	<b>32</b>
<b>3 RESULTADOS.....</b>	<b>34</b>
<b>3.1 Propriedades mecânicas do ensaio destrutivo.....</b>	<b>35</b>

---

<sup>1</sup> - Normas de acordo com as diretrizes para elaboração de dissertações e teses na EESC-USP, 2ª ed.



3.1.1	<i>Tensão máxima aplicada</i> .....	36
3.2	<b>Propriedades mecânicas do ensaio de histerese</b> .....	<b>40</b>
3.2.1	<i>Energia de carregamento</i> .....	43
3.2.2	<i>Energia de descarregamento</i> .....	44
3.2.3	<i>Energia de histerese</i> .....	45
3.2.4	<i>Perda de energia relativa</i> .....	46
4	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>48</b>
5	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>55</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>56</b>
	<b>ANEXOS</b> .....	<b>64</b>

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Comportamento mecânico do material viscoelástico em três diferentes taxas de carregamento [De BURSTEIN, A.H.; WRIGHT, T.M. <i>Fundamentals of orthopaedic biomechanics</i> . Baltimore, Williams & Wilkins, 1994].....	8
FIGURA 2 – Ciclo de histerese formado em ensaios de carregamento e de descarregamento [De LINDE, F.; HVID, I.; PONGSOIPETCH, B. (1989). <i>Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression</i> . <i>Journal of Orthopaedic Research</i> , v.7, n.3, p.432-439]. .....	9
FIGURA 3 – Ciclo de histerese em diferentes níveis de carregamento [De BURSTEIN, A.H.; WRIGHT, T.M. <i>Fundamentals of orthopaedic biomechanics</i> . Baltimore, Williams & Wilkins, 1994].....	11
FIGURA 4 – Desenho esquemático da divisão em lotes realizada nos grupos, de acordo com a carga do limite elástico do fêmur contralateral. ....	18
FIGURA 5 – Acessório para ensaio de flexão em três pontos. Peças do acessório utilizado para realizar ensaios de flexão em três pontos (I). Conjunto montado do acessório (II).....	19
FIGURA 6 – Foto dos fêmures de ratas de 25 dias (A), 65 dias (B) e 1 ano de idade (C), ilustrando a diferença de tamanho entre eles. ....	20
FIGURA 7 – Fêmur apoiado na região metafisária com o pino de aplicação de carga posicionado no centro dos apoios. ....	21
FIGURA 8 – Gráfico carga $\times$ deflexão do ensaio de histerese (ensaio não destrutivo). A energia de histerese é calculada subtraindo a energia de descarregamento da energia de carregamento. ....	23
FIGURA 9 – Secção transversal da diáfise do fêmur mostrando a posição da linha neutra, a distância da linha neutra ao ponto de aplicação de carga (c) e a força aplicada (F).....	25
FIGURA 10 – Fêmur colocado no acessório para o ensaio, ilustrando o local da aplicação da carga no fêmur. F é a carga aplicada no centro dos apoios e L a distância entre os apoios.....	25

FIGURA 11 – Vista explodida da máquina projetada e construída para serrar material biológico.....	27
FIGURA 12 – Vista geral da máquina construída para serrar ossos. Sistema de refrigeração (A), proteção em acrílico (B) e encosto para padronizar a espessura das secções (C).....	28
FIGURA 13 – Detalhe do sistema de corte. Disco diamantado (A), refrigeração (B) e encosto (C). ....	29
FIGURA 14 – Ilustração das secções transversais retiradas da região diafisária do fêmur. ....	30
FIGURA 15 – Vista superior ilustrando o detalhe da realização do corte transversal da diáfise do fêmur para obtenção das secções, com utilização do encosto limitando a espessura de corte.....	30
FIGURA 16 – Secções da diáfise do fêmur em lâmina, montada com lamínula e plástico auto-adesivo transparente Texel <sup>®</sup> . ....	31
FIGURA 17 – Imagem obtida após “escaneamento” da lâmina de vidro com as secções ósseas. ....	31
FIGURA 18 – Escolha da melhor secção a partir das imagens escaneadas. Secção escolhida (1); posicionamento irregular (2); parte interna com irregularidades que provavelmente não fazem parte da secção (3 e 4).....	32
FIGURA 19 – Curvas carga $x$ deflexão dos ensaios de flexão em três pontos até a ruptura de fêmures de animais representativos de cada grupo, 25 dias, 65 dias e 365 dias. ....	35
FIGURA 20 – Seções transversais representativas dos fêmures esquerdos de ratas em três idades diferentes, 25 dias (A), 65 dias (B) e 365 dias (C).....	37
FIGURA 21 – Comparação entre os valores médios da tensão máxima aplicada no fêmur esquerdo dos diferentes grupos. ....	39
FIGURA 22 – Gráficos dos ensaios de histerese com carregamento até 40% do limite elástico de fêmures de animais representativos de cada grupo. ....	40
FIGURA 23 – Gráficos dos ensaios de histerese com carregamento até 60% do limite elástico de fêmures de animais representativos de cada grupo. ....	41
FIGURA 24 – Gráficos dos ensaios de histerese com carregamento até 80% do limite elástico de fêmures de animais representativos de cada grupo. ....	41

FIGURA 25 – Valores médios das energias de carregamento entre os grupos e os lotes. ....	43
FIGURA 26 – Valores médios das energias de descarregamento entre os grupos e os lotes. ....	44
FIGURA 27 – Valores médios das energias de histerese entre os grupos e os lotes.	45
FIGURA 28 – Curvas representativas das médias da perda de energia relativa.....	47

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Valores médios do peso corporal das ratas e dos fêmures .....	34
TABELA 2 – Valores das cargas do limite elástico e do limite máximo dos fêmures de ratas com 25, 65 e 365 dias de idade, submetidos a ensaios de flexão em três pontos até a ruptura. ....	36
TABELA 3 – Valores médios da área transversal, momento de inércia e distância da linha neutra até o ponto de aplicação da carga.....	37
TABELA 4 – Valores médios das tensões máximas dos fêmures nos diferentes grupos.....	38
TABELA 5 – Valores das energias de carregamento, descarregamento e de histerese em três níveis de carregamento.....	42
TABELA 6 – Valores da perda de energia relativa de cada animal. ....	42

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FAPESP	-Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
USP	-Universidade de São Paulo
LE	-Limite Elástico
$E_H$	-Energia de Histerese
$E_D$	-Energia de Descarregamento
$E_C$	-Energia de Carregamento
$c$	-Distância da linha neutra até o ponto de aplicação de carga
$M$	-Momento Fletor
$L$	-Distância entre os apoios
$F$	-Força aplicada
En.	-Energia
Desv. P.	-Desvio Padrão

## LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}\text{C}$	-Graus Celsius
$\theta$	-Téta
$\sigma$	-Tensão aplicada
I	-Momento de Inércia
g	-Grama
N	-Newton
m	-Metro
N/m	-Newton por metro
J	-Joule
MPa	-Mega Pascal
$\text{mm}^4$	-Milímetro à quarta
$\text{mm}^2$	-Milímetro ao quadrado
mm	-Milímetro

## RESUMO

SHIMANO, M.M. (2001). *Histerese de fêmures de ratas submetidos a ensaio de flexão, em diferentes faixas etárias*, Ribeirão Preto, 2001. 82p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

A idade afeta vários fatores do sistema locomotor, incluindo as propriedades mecânicas. Os ossos são materiais viscoelásticos e uma característica destes materiais é a ocorrência de histerese quando são submetidos a ciclos de carregamento e descarregamento. Nesta pesquisa nós estudamos a tensão máxima e a energia de histerese de fêmures de ratas de diferentes idades, submetidos a ensaios de flexão em três pontos. Foram utilizados os fêmures de 90 ratas fêmeas, da raça Wistar, os animais foram divididos em três grupos de 30 animais de acordo com a idade: 25 dias (A), 65 dias (B) e 365 dias (C). Cada grupo foi subdividido em 3 lotes de 10 animais. Todos os fêmures foram submetidos a ensaio de flexão em três pontos. De cada par de ossos, o fêmur esquerdo foi submetido a carregamento até a ruptura (ensaio destrutivo) e, o fêmur direito foi submetido a carregamento até 40% (lote I), 60% (lote II) e 80% (lote III) do limite elástico obtido do fêmur contralateral e, então, descarregado. Comparando os grupos B e C, as energias de carregamento e de descarregamento aumentaram com a idade e com o nível de carregamento, mas, a energia de histerese aumentou somente com o nível de carregamento. Na comparação entre os três grupos, a tensão máxima aplicada aumentou significativamente com a idade ( $p \leq 0,001$ ) e, a perda de energia relativa foi estatisticamente igual entre todos os lotes de uma mesma idade, 25 dias ( $p=0,136$ ), 65 dias ( $p=0,583$ ) e 365 dias ( $p=0,177$ ), mas diminuiu significativamente com a idade ( $p < 0,001$ ).

Podemos concluir que a idade exerceu influências na tensão máxima e no comportamento viscoelástico dos fêmures de ratas, mas são necessários estudos mais profundos para compreendermos melhor este material.

Palavras-chave: Histerese; tensão máxima; idade; fêmur; rata.



## ABSTRACT

SHIMANO, M.M. (2001). *Hysteresis of fêmur of rat submitted in bending test, in different age groups*, Ribeirão Preto, 2001. 82p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Ageing affects many features of the locomotor system, including its mechanical properties. Bone is a viscoelastic material what means that it displays the phenomenon of hysteresis when submitted to loading-unloading cycles. In the present research we studied the behavior of the ultimate stress and the energy of hysteresis of femurs of rats in different ages, when tested in bending. Ninety femurs collected from female Wistar rats were used. There were three groups classified according to the animal age: 25 days (A), 65 days (B) and 365 days (C). The groups were divided into 3 subgroups (10 animals each). All the femurs were submitted to a three-point bending test. For each paired bones, the left femur was loaded until failure and the right femur was load to 40% (subgroup I), 60% (subgroup II) and 80% (subgroup II) of the yield load in relation to the opposite side femur and, then, unloaded. Comparing the groups B and C, the energies of loading and unloading increased with age and loading level, but, the energy of hysteresis increased only with loading level. The comparison among the three groups showed that the ultimate stress increased with age ( $p \leq 0.001$ ) and, the relative energy loss was equal for the subgroups belonging to the same group, A ( $p=0.136$ ), B ( $p=0.583$ ) and C ( $p=0.177$ ), but different when the different groups were compared ( $p < 0.001$ ).

It was concluded that ageing affects both the ultimate stress and the viscoelastic behavior of rat femurs, but further studies are necessary to deepen the knowledge in such matter.

Key-words: Hysteresis; ultimate stress; ageing; fêmur; rat.

## 1 INTRODUÇÃO

Do começo ao fim da vida, o sistema esquelético ajusta-se para manter a integridade estrutural dos ossos, que no cotidiano está sujeito a várias condições de carregamento mecânico. Conseqüentemente, a resposta estrutural, em parte, deve-se ao passado histórico de cargas impostas sobre o esqueleto, à necessidade presente, e à antecipação de demandas futuras (KELLER et al., 1986).

Os diferentes padrões de fraturas que ocorrem em ossos de indivíduos de várias faixas etárias e a influência da colocação de uma síntese ou prótese no padrão mecânico do osso, são algumas características que mostram a importância do estudo das propriedades mecânicas dos ossos, que apresentam um comportamento mecânico muito mais complexo do que vários outros materiais quando submetidos a tensões, sendo a viscoelasticidade uma das causas desta complexidade (FRANKEL & BURSTEIN, 1970).

Uma das propriedades mecânicas que caracteriza o material viscoelástico é a ocorrência de histerese quando submetido a um ciclo de carregamento e descarregamento. Seu estudo representa um aprofundamento e refinamento do conhecimento das propriedades mecânicas dos ossos que, uma vez estabelecido para um osso normal, pode ser usado em outras circunstâncias como, por exemplo, o quanto uma síntese, algumas drogas ou hormônios afetam as propriedades mecânicas dos ossos.

## 1.1 Osso

O tecido ósseo é uma forma rígida de tecido conjuntivo e está normalmente organizado em estruturas definidas, os ossos. Possuem função estrutural e metabólica. No que cabe à sua função estrutural, pode-se incluir o fato de servir de suporte para o corpo, além de proteger as partes moles e, mediante a ação dos músculos, atuar como alavancas que efetuam a movimentação do corpo.

A função metabólica do osso diz respeito à sua capacidade de servir como depósito e promover a reciclagem do cálcio e outros sais, necessários para a condução nervosa, contração muscular, formação do coágulo e fisiologia celular (COWIN, 1989).

### *1.1.1 Classificação*

O tecido ósseo pode ser basicamente classificado em cortical (compacto) ou trabecular (esponjoso), baseado na sua porosidade (CARTER & SPENGLER, 1978). Estes dois tipos de ossos são formados pelos mesmos tipos de células e de substâncias intercelular, mas diferem entre si quanto à disposição espacial do trabeculado e à proporção entre espaços medulares e substância óssea. No osso trabecular, os espaços medulares são relativamente mais amplos e dispostos irregularmente, e a substância óssea é modelada como delgadas espículas e trabéculas, dispostas de acordo com as solicitações mecânicas. No osso cortical, os espaços ou canais são estreitos e a substância óssea é densa (COWIN, 1989).

Outra forma de classificação dos ossos é quanto à sua forma estrutural, basicamente são quatro: longos, curtos, chatos e irregulares.

Os ossos longos (fêmur, tíbia, úmero, etc) são formados em suas extremidades ou epífises por osso trabecular, com uma fina camada superficial de osso cortical. A diáfise (parte cilíndrica central) é quase totalmente composta por osso cortical, com pequena quantidade de osso trabecular na parte interna, delimitando o canal medular. Nos ossos curtos (falanges dos pés e das mãos) o interior é formado por osso trabecular, sendo recobertos em toda sua periferia por uma camada de osso cortical. Nos ossos chatos, que constituem a abóbada craniana, as costelas, etc., existem duas camadas de osso cortical, separadas por osso trabecular (COWIN, 1989). Os irregulares, na sua maioria, são formados internamente por osso trabecular revestidos por osso cortical.

### ***1.1.2 Propriedades mecânicas***

As propriedades mecânicas definem o comportamento de um material quando sujeito a esforços de natureza mecânica e correspondem às propriedades que, num determinado material, determinam a sua capacidade de transmitir e resistir aos esforços aplicados, sem romper ou sem que se produzam deformações incontroláveis (CHIAVERINI, 1979).

A determinação das propriedades mecânicas de um material pode ser realizada por meio de vários tipos de ensaios. Geralmente, esses ensaios são destrutivos, pois promovem a ruptura ou a inutilização do material. Existem, ainda,

os ensaios chamados não-destrutivos, utilizados para determinação de algumas propriedades físicas (SOUZA, 1982).

São várias as propriedades mecânicas que podem ser obtidas por meio do gráfico carga  $x$  deformação do ensaio destrutivo. Entretanto, este tipo de ensaio é inadequado para distinguir as propriedades de absorção e de dissipação de energia (LINDE et al., 1988).

Segundo LINDE (1994), os ensaios não-destrutivos também são os melhores para determinação dos efeitos do condicionamento e das condições do ambiente, como o efeito do armazenamento, temperatura, umidade e, é o único método para avaliação da reprodutibilidade de técnicas de ensaios mecânicos.

Por serem responsáveis, juntamente com os músculos, pela nossa movimentação e, pela sustentação e proteção de órgãos vitais, os ossos estão constantemente sujeitos a tensões de tração, compressão, flexão, torção e, na maioria das vezes, devem suportar uma combinação dessas tensões. Portanto, o conhecimento de suas propriedades mecânicas faz-se necessário.

Os ensaios mecânicos em ossos podem ser realizados em corpos de prova ou em ossos inteiros. Devido à não homogeneidade, um ensaio mecânico realizado em um corpo de prova de osso indica apenas as propriedades da região do osso de onde foi retirada a amostra. Já, um ensaio realizado em um osso inteiro (por exemplo um fêmur) pode determinar com mais fidelidade o comportamento mecânico deste osso, pois preserva sua forma e estrutura. Mesmo assim, os ensaios em amostras são muitos usados para determinar as propriedades mecânicas dos materiais, principalmente os isotrópicos e, também, por não necessitarem de acessórios especiais.

### *1.1.3 Propriedades geométricas*

Segundo MARTIN (1991), as propriedades geométricas são tão importantes na análise do comportamento mecânico dos ossos quanto a sua composição (porosidade e mineralização) e organização (arquitetura do osso trabecular ou cortical e orientação das fibras de colágenos).

Devido à grande importância das propriedades geométricas, alguns autores realizaram estudos envolvendo o momento de inércia e a área transversal, dentre os quais podemos destacar:

MILLER & PURKEY, em 1980, analisaram as propriedades geométricas de nove pares de tíbias humanas, dentre as propriedades estudadas estavam a área das secções transversais e o momento de inércia destas áreas.

KELLER et al., em 1986, compararam a área da secção transversal e o momento de inércia de fêmures de ratos em função da idade. Encontraram que estas propriedades geométricas aumentaram significativamente no período de maturação.

SHIMANO, em 1994, determinou a área da secção transversal e o momento de inércia ao longo de uma tíbia humana e, com estes dados foi possível montar, através da computação, a tíbia em 3D e realizar simulações de carregamento através do método dos elementos finitos.

BATTRAW et al., em 1996, estudaram a área da secção transversal e o momento de inércia de fêmures de ratos, concluíram que o fêmur esquerdo é geometricamente simétrico ao fêmur direito.

FUNK et al., em 2000, calcularam a área e o momento de inércia de fêmures fraturados de ratos para estudar influência da diabete nas propriedades mecânicas.

## 1.2 Viscoelasticidade

Um material com comportamento elástico ideal é caracterizado pelo armazenamento de toda energia fornecida a ele durante o processo de deformação mecânica, na forma de energia potencial elástica, e é devolvida ao retirar-se o esforço que a causou, podendo ser exemplificado pelo comportamento de uma mola (elementos de Hooke). Um material com comportamento viscoso se caracteriza por ter toda a energia a ele fornecida no processo de deformação mecânica, dissipada na forma de calor, o mesmo comportamento de um amortecedor (elementos de Newton). Já, quando o material apresentar um comportamento mais genérico, estes são os materiais viscoelásticos (SEDLIN, 1965).

Os ossos se encaixam nesta categoria, com comportamento mecânico muito complexo. Entretanto, as características essenciais podem ser simuladas através de modelamento matemático (SEDLIN, 1965; BURSTEIN & FRANKEL, 1968; FRANKEL & BURSTEIN, 1970; COWIN, 1989) e por computação gráfica, por meio da teoria dos elementos finitos (SHIMANO, 1994; VILARINHO, 2000).

GOTTESMAN & HASHIN (1980) fizeram o modelamento das propriedades viscoelásticas, considerando que as fibras de colágeno são viscoelásticas e os cristais de hidróxiapatita, elásticas (KATZ & UKRAINCIK, 1971). O modelo adequado é

importante, principalmente no campo dos implantes, que por meio de simulações ajudam na caracterização das condições que o material do implante deverá suportar.

Uma caracterização dos materiais viscoelásticos é a dependência do comportamento mecânico com a taxa de carregamento, ou seja, velocidade de aplicação de carga. PANJABI et al. (1973) analisaram vários parâmetros mecânicos de fêmures e ulnas de coelhos quando submetidos a ensaios de torção, em cinco diferentes taxas de deformação. Concluíram que o torque máximo, a deformação torcional máxima, a energia absorvida até a fratura e a rigidez torcional, aumentaram com a taxa de deformação para os fêmures e ulnas dos coelhos.

Segundo CURREY & BUTLER (1975), a velocidade de aplicação de carga também irá influenciar no tipo de fratura apresentado pelo osso.

BURSTEIN & WRIGHT (1994) fizeram testes numa série de três corpos de prova de osso cortical, sendo cada um submetido a uma velocidade diferente de aplicação da carga (FIGURA 1), e confirmaram os achados de PANJABI et al. (1973) sobre a influência da taxa de carregamento nas propriedades mecânicas dos ossos.



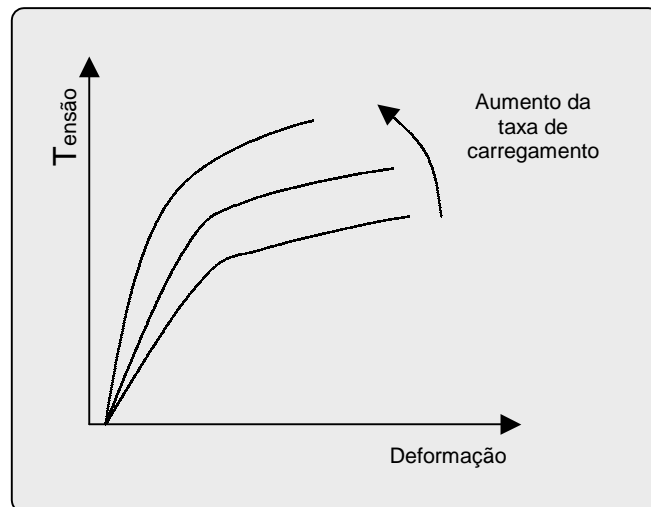


FIGURA 1 – Comportamento mecânico do material viscoelástico em três diferentes taxas de carregamento [De BURSTEIN, A.H.; WRIGHT, T.M. *Fundamentals of orthopaedic biomechanics*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1994].

Outra característica importante dos materiais viscoelásticos é a ocorrência de histerese em ensaios com ciclos de carregamento e descarregamento.

### 1.3 Histerese

Histerese é um dos fenômeno que acontece em materiais viscoelásticos quando submetidos a ciclos de carregamento e descarregamento. Na FIGURA 2, observa-se que as curvas de carregamento e descarregamento não fazem o mesmo caminho, formando um ciclo fechado, o que representa um *ciclo de histerese*.

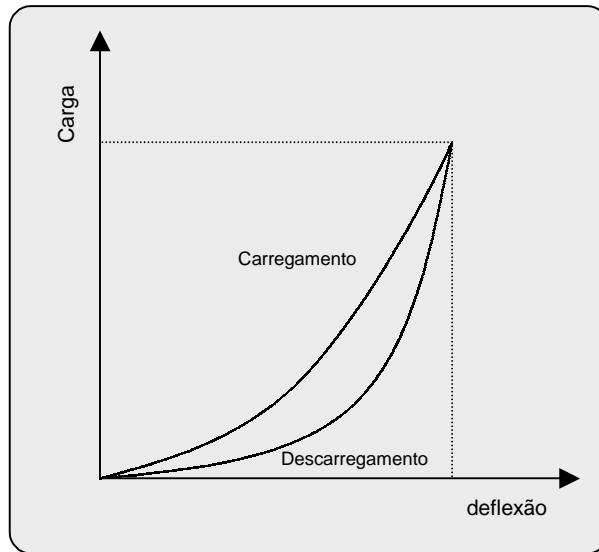


FIGURA 2 – Ciclo de histerese formado em ensaios de carregamento e de descarregamento [De LINDE, F.; HVID, I.; PONGSOIPETCH, B. (1989). *Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. Journal of Orthopaedic Research*, v.7, n.3, p.432-439].

Durante o ensaio de histerese (ciclo de carregamento e descarregamento), três energias podem ser distinguidas no gráfico carga  $\times$  deflexão: Energia de carregamento ( $E_C$ ), representada pela área inferior à curva de carregamento; Energia de descarregamento ( $E_D$ ), representada pela área inferior à curva de descarregamento; Energia de histerese ( $E_H$ ), representada pela diferença entre as áreas e representa a energia absorvida pelo material (LINDE et al., 1989).

No estudo do comportamento mecânico do calo ósseo em fêmures de coelhos, MIYASAKA et al. (1992) verificaram que a histerese ocorreu nas várias fases da formação do calo.

WALKER et al. (1976), estudando a histerese em cabeças de fêmures de cadáveres, verificaram que houve grande redução da energia de histerese nos fêmures de pacientes que haviam sido submetidos à artroplastia total do quadril. Eles atribuíram este decréscimo à perda de cartilagem.

A influência da fadiga em corpos de prova de osso humano foi estudada por CARTER & SPENGLER (1978), que reportaram a ocorrência de decréscimo na tensão máxima e na histerese, indicando que a fadiga causou danos cumulativos no osso.

LINDE et al. (1989) fizeram um estudo das energias absorvidas em corpos de prova de ossos trabeculares humanos, submetidos à compressão axial. Fizeram, também, correlações entre as energias com outras propriedades mecânicas. Obtiveram grandes correlações entre módulo de elasticidade e densidade, entre energia de descarregamento e rigidez, entre energia de descarregamento e densidade, entre energia de histerese e rigidez, entre energia de histerese e densidade e entre trabalho até a falha e densidade.

RADIN et al. (1970) examinaram, por carregamento de impacto não destrutivo, as propriedades de ossos trabeculares de corpos de prova retirados do côndilo femoral medial de ossos normais e ossos com osteoartrite. Uma pequena capacidade de absorção de energia foi observada em ossos com degeneração artrítica precoce, comparada com ossos normais e ossos com graves alterações osteoartríticas. Estágios avançados de artrite não apresentaram qualquer mudança quando comparados com ossos normais. De qualquer modo, não foi feita uma distinção da energia de descarregamento e energia de histerese.

No estudo da influência da orientação das fibras de colágenos no comportamento viscoelástico de ósteons, ASCENZI et al. (1985) verificaram que fibras longitudinais apresentaram um ciclo de histerese mais largo durante a compressão, e ósteons com fibras alternadas, um ciclo mais largo durante a tração.

A quantidade e o comportamento da histerese vai depender também do nível de carregamento (FIGURA 3).

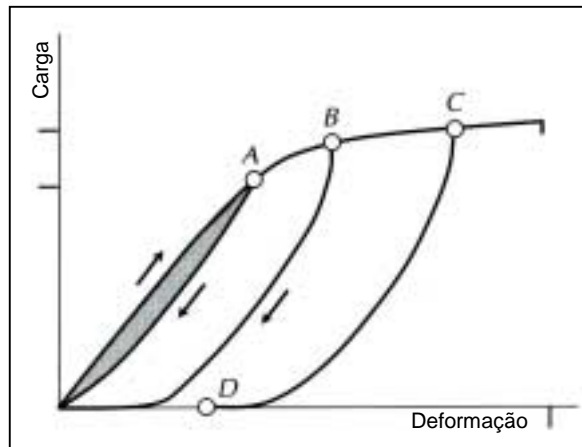


FIGURA 3 – Ciclo de histerese em diferentes níveis de carregamento [De BURSTEIN, A.H.; WRIGHT, T.M. *Fundamentals of orthopaedic biomechanics*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1994].

Quando o carregamento for até o ponto A, o osso retorna imediatamente ao comprimento original, apesar do descarregamento não seguir o mesmo caminho do processo de carregamento. Quando o carregamento for até o ponto B, o osso não adquire imediatamente as dimensões originais, à carga zero. É necessário um tempo a mais para que este retorne ao tamanho original. Quando o carregamento for até o ponto C, produz-se uma deformação permanente no osso (ponto D).

A perda de energia relativa durante o ciclo de histerese é considerada um dos parâmetros mais importantes das propriedades viscoelásticas. O cálculo é realizado dividindo a energia de histerese pela energia de carregamento. É adimensional, mas se multiplicado por cem, o valor da perda de energia relativa será dado em porcentagem (LINDE, 1994).

## 1.4 Influência da idade no comportamento mecânico do osso

O aumento da idade é associado a mudanças significativas na morfologia e composição dos ossos (CARTER & SPENGLER, 1978). Conseqüentemente, alterações nas propriedades mecânicas. CAMPO & TOURTELLOTTE (1967) demonstraram que existem diferenças consideráveis na composição química dos ossos atribuídas à idade e também à região do osso a ser examinado.

Segundo RHO et al., em 1997, as propriedades mecânicas de um componente microestrutural (por exemplo um ósteon) é diferente quando analisada de forma macroestrutural (um corpo de prova ou um osso inteiro).

CARTER & SPENGLER (1978) encontraram um decréscimo, com a idade, na porcentagem de área ocupada por osso lamelar e, também, foi encontrada uma correlação positiva entre o número de ósteons fragmentados e a idade. Estes achados podem estar diretamente relacionados com o remodelamento interno do osso que ocorre progressivamente ao longo da vida.

No trabalho de CURREY et al. (1996) realizado em corpos de prova de osso cortical de humano de idades diferentes, os autores encontraram que a energia de impacto e o trabalho até a ruptura decresceram com a idade. E segundo eles, este decréscimo está, provavelmente, associado com o aumento de cinza óssea, mas outros fatores ligados à idade, são também responsáveis pela diminuição das propriedades mecânicas dos ossos.

WACHTEL & KEAVENY (1997) concluíram que o risco de fraturas no quadril e na coluna aumenta com a idade devido, principalmente, ao enfraquecimento das trabéculas do osso esponjoso.

Estudando o comportamento do osso cortical de fêmures e tíbias humanas de indivíduos entre 21 e 86 anos de idade, BURSTEIN et al., em 1976, não encontraram diferença significativa entre as propriedades mecânicas de homens e mulheres. Observaram que a idade teve influência no decréscimo de todas as propriedades mecânicas, exceto no módulo de elasticidade para os fêmures.

VOGEL (1979), estudando fêmures de ratos, observou aumento de todos os parâmetros mecânicos entre os animais de 1 a 4 meses de idade, atribuindo este aumento ao processo de maturação. Com um ano de idade todos os parâmetros haviam decrescidos, que foi considerado ser reflexo da idade ou processos de envelhecimento. VOGEL, no mesmo trabalho, também encontrou grandes diferenças nos parâmetros bioquímicos.

KEAVENY et al., em 1999, realizaram um estudo dos efeitos da sobre-carga em ossos trabeculares da coluna vertebral e do quadril em cadáveres de indivíduos entre 20 e 90 anos de idade. Após o carregamento de compressão ultrapassar o limite máximo, foi realizado um descarregamento até a deformação zero, de onde iniciou novo carregamento, que foi até a ruptura. Concluíram que o efeito biomecânico dos danos causados pela sobrecarga, onde, numa situação *in vivo* seria como uma queda sem fratura, foi muito mais prejudicial em indivíduos idosos, cujo tecido ósseo é mais frágil (quebradiços).

BUHL et al., em 2001, estudaram a resposta do tecido ósseo à estimulação mecânica através de exercícios físicos em ratos de diferentes faixas etárias. Concluíram que em ossos longos, a resposta fisiológica aos exercícios foi alterada com a idade. Nos animais velhos, a resposta a exercícios de baixa intensidade

apresentou-se como uma forma de preservação da massa óssea ao invés de formação óssea, o oposto do que aconteceu nos animais jovens e maduros.

Estudos em ossos inteiros de ratos revelaram que a tensão máxima e a rigidez do osso aumentaram com a idade (EKELAND et al., 1981; EKELAND et al., 1982). Outras propriedades, como a absorção da energia de impacto, apresentaram relação inversa com o aumento da idade (CURREY, 1979; CURREY et al., 1996). ZIOUPOS et al., em 1999, atribuíram as diferenças de algumas propriedades mecânicas em indivíduos de idades diferentes, à mudança na concentração de fibras de colágenos.

A idade é um parâmetro importante a ser considerado no estudo das propriedades mecânicas dos ossos, pois, é inevitável e como foi visto, exerce grande influência no comportamento mecânico do tecido ósseo.

## **1.5 Objetivo**

O objetivo deste trabalho foi analisar a tensão máxima aplicada e o comportamento viscoelástico de fêmures de ratas de diferentes idades, submetidos a ensaios de flexão em três pontos.

## **2 MATERIAL E MÉTODOS**

### **2.1 Obtenção e preparação dos fêmures**

Foram selecionadas ratas matrizes da raça Wistar, grávidas e prestes a parir, fornecidas pelo Biotério Central da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto – USP. Após a parturição foram selecionados 6 filhotes fêmeas para cada rata e, os demais, desprezados.

Foi feito o controle da idade dos filhotes a partir do nascimento, e o sacrifício ocorreu aos 25 dias, 65 dias e 365 dias de idade. Estas idades foram escolhidas por representarem diferentes etapas do desenvolvimento do animal, com base nos resultados da curva de crescimento obtidos por HOYER & LIPPERT (1982) e por FONTOURA FILHO (1995)

Durante os procedimentos de criação dos animais, numa fase preliminar, foi observado que devido à competição por alimento, um número menor que 6 filhotes deixados por mãe, causou um crescimento mais rápido dos animais. Então, quando as ratas matrizes não pariam um número suficiente de filhotes fêmeas, eram deixados animais machos para completar os 6 filhotes por mãe. Os machos foram deixados até o desmame e, posteriormente sacrificados.

Foi observado também, por várias vezes, o canibalismo materno. Segundo os veterinários do Biotério Central da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto, o canibalismo pode ter várias causas, como calor excessivo, transporte, mudança



constante de gaiola e manipulação de pessoas. Instituímos, então, algumas medidas para diminuir o canibalismo materno, como a aquisição de ratas matrizes na fase inicial de gestação, com transferência mais precoce para o biotério do Laboratório de Bioengenharia para que houvesse melhor adaptação às condições ambientais. Os animais foram colocados em local com menor variação de luminosidade e temperatura, e com pouco acesso de pessoas e foram tomados os devidos cuidados na manipulação destes, durante a limpeza das gaiolas.

Na idade selecionada, os animais foram pesados e sacrificados com excesso de inalação de éter sulfúrico e, depois, os dois fêmures foram retirados, limpos das partes moles e pesados individualmente em balança digital com precisão de 0,01g. Depois, os pares de ossos foram envolvidos em gase embebida em solução fisiológica e armazenados em recipientes para serem conservados a  $-20^{\circ}\text{C}$ .

## **2.2 Grupos experimentais**

De cada par de ossos provindo do mesmo animal, o fêmur esquerdo foi utilizado para realização de ensaio destrutivo de flexão em três pontos para a determinação da carga do limite elástico e da tensão máxima aplicada. O fêmur direito foi usado para determinar as energias de carregamento, de descarregamento e de histerese, e também, a perda de energia relativa. Segundo BATTRAW et al. (1996), os pares de fêmures de ratas apresentam geometria e comportamento mecânico semelhantes quando comparados o lado esquerdo e direito.

Foram utilizados 107 animais, divididos em três grupos com idades de 25 dias (grupo A), 65 dias (grupo B) e 365 dias (grupo C).

Os grupos A e B foram subdivididos em três lotes com 12 animais cada, e o grupo C em dois lotes com 12 animais (lotes I e III) e um lote com 11 animais (lote II) (QUADRO 1).

QUADRO 1 – Quantidade de animais por grupo e lote.

<i>Grupo - lotes</i>	<i>Número de animais por grupo</i>
A-I	12
A-II	12
A-III	12
<b>Total</b>	<b>36</b>
B-I	12
B-II	12
B-III	12
<b>Total</b>	<b>36</b>
C-I	12
C-II	11
C-III	12
<b>Total</b>	<b>35</b>
<b>Total de animais</b>	<b>107</b>

A divisão dos grupos em lotes foi necessária para realização dos ensaios de histerese em diferentes níveis de carregamento. No lote I o ensaio de histerese foi até o nível de 40% do limite elástico, para o lote II o nível foi de 60% do limite elástico e 80% para o lote III (QUADRO 2), sempre tomando como referência o fêmur contralateral de cada animal.

QUADRO 2 – Caracterização e subdivisão dos grupos experimentais

	<b>Grupo A</b>	<b>Grupo B</b>	<b>Grupo C</b>
<b>Lote I</b>	Ratas com 25 dias 40% do limite elástico	Ratas com 65 dias 40% do limite elástico	Ratas com 365 dias 40% do limite elástico
<b>Lote II</b>	Ratas com 25 dias 60% do limite elástico	Ratas com 65 dias 60% do limite elástico	Ratas com 365 dias 60% do limite elástico
<b>Lote III</b>	Ratas com 25 dias 80% do limite elástico	Ratas com 65 dias 80% do limite elástico	Ratas com 365 dias 80% do limite elástico

A FIGURA 4 é um desenho esquemático representando os níveis de carregamento aplicados a cada lote de animais.

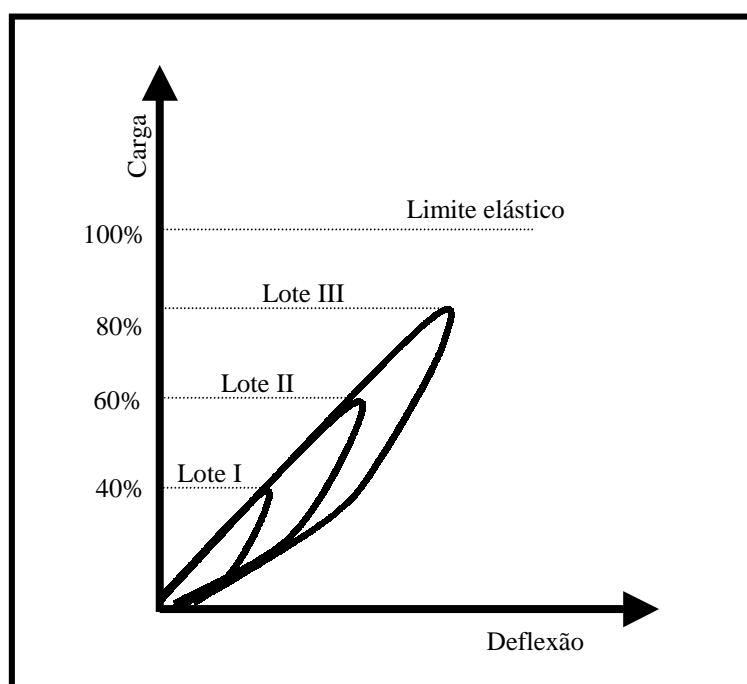


FIGURA 4 – Desenho esquemático dos níveis de carregamento aplicados a cada lote, de acordo com a carga do limite elástico do fêmur contralateral.

## 2.3 Ensaios mecânicos

Para o estudo, foram realizados ensaios de flexão em três pontos. Para isto, os fêmures foram retirados do “freezer” 12 horas antes do ensaio e colocados em refrigerador comum. No dia do ensaio foram retirados do refrigerador 2 horas antes para entrar em equilíbrio térmico com o meio ambiente.

Foi utilizado o acessório ilustrado na FIGURA 5. A peça (A) serviu como base de apoio para as peças (B) e como guia para o pino (C) que foi utilizado para aplicação das cargas. As peças (B) foram confeccionadas pela Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto – USP, com duas medidas distintas do vão livre (distância entre apoios), uma de 10 mm e, outra, de 20mm. O conjunto montado está representado na FIGURA 5-II.

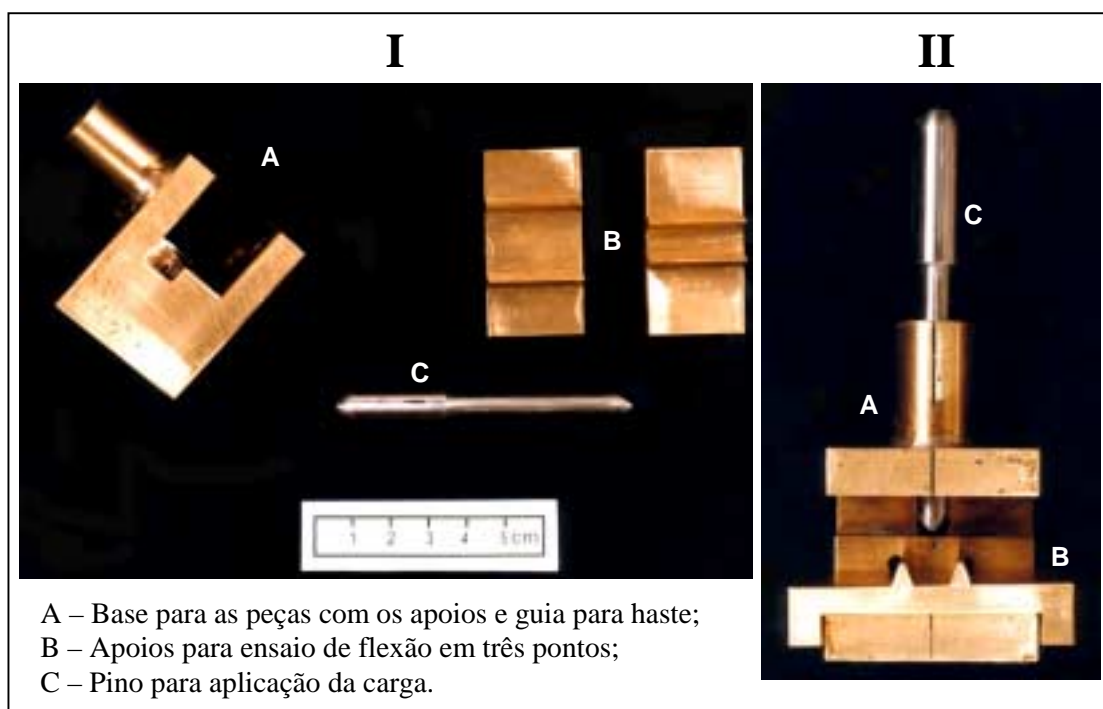


FIGURA 5 – Acessório para ensaio de flexão em três pontos. Peças do acessório utilizado para realizar ensaios de flexão em três pontos (I). Conjunto montado do acessório (II).

A FIGURA 6 apresenta exemplares de fêmures de ratas com 25 dias, 65 dias e 365 dias de idade. Foi observado que não existia grande diferença nos comprimentos dos fêmures das ratas de 65 dias e 1 ano de idade; com isso foi utilizado o mesmo acessório com a mesma distância entre os apoios (20 mm). Já, os fêmures das ratas de 25 dias foram ensaiados utilizando o acessório com 10 mm de distância entre os apoios.

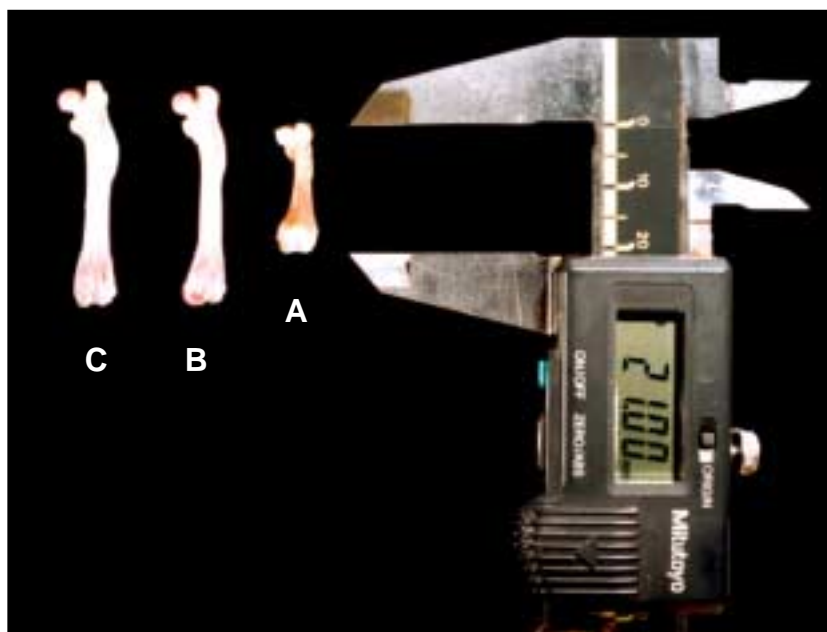


FIGURA 6 – Foto dos fêmures de ratas de 25 dias (A), 65 dias (B) e 1 ano de idade (C), ilustrando a diferença de tamanho entre eles.

Para realização dos ensaios de flexão foi utilizada uma velocidade de aplicação da carga de 0,10 mm/minuto. Os fêmures foram apoiados nas regiões metafisárias e a carga aplicada na região central de cada osso (FIGURA 7).

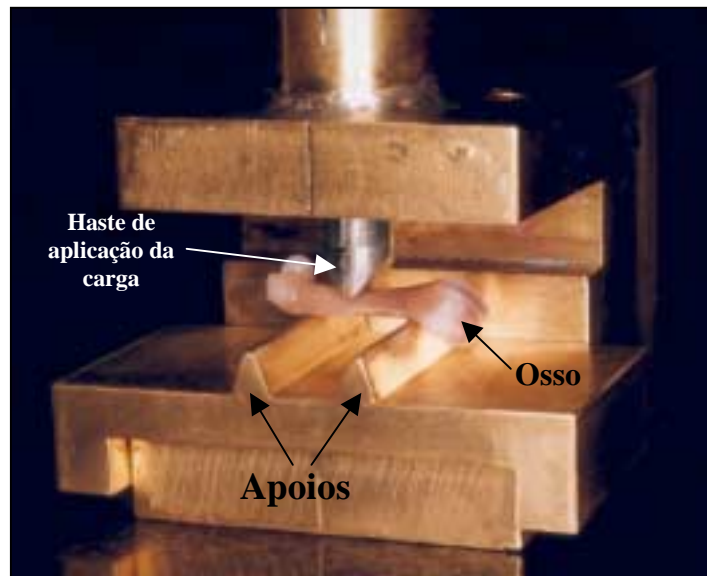


FIGURA 7 – Fêmur apoiado na região metafisária com o pino de aplicação de carga posicionado no centro dos apoios.

A aplicação da carga foi na vertical, de cima pra baixo, sempre na face anterior dos fêmures (face convexa), de maneira semelhante à utilizada por PESSAN (1996) na realização de seus ensaios. Este autor verificou que o fêmur do rato apresenta praticamente a mesma resistência aos esforços de flexão aplicados na face côncava ou convexa.

Nos ensaios do grupo A (animais com 25 dias de idade) foi utilizado uma pré-carga de 100g com tempo de acomodação de 1 minuto e, nos ensaios dos grupos B e C (animais com 65 dias e 1 ano de idade, respectivamente), a pré-carga utilizada foi de 300g com tempo de acomodação de 1 minuto. As pré-cargas serviram para minimizar as possíveis folgas existentes no sistema máquina-acessório-osso.

Os mesmos parâmetros e a mesma metodologia de preparação foram realizados para o fêmur esquerdo e o direito, diferenciando apenas no tipo de ensaio. Em cada par de fêmures, o esquerdo foi ensaiado até a ruptura (ensaio destrutivo),

obtendo um gráfico carga  $x$  deflexão, que foi usado para determinar a carga no limite elástico. Nestes mesmos fêmures, foram realizados os cálculos das propriedades geométricas (área transversal, momento de inércia e posição da linha neutra) e da tensão máxima aplicada. No fêmur direito (contralateral), o ensaio foi para obter o gráfico do *ciclo de histerese* (ensaio não-destrutivo), determinando as energias de carregamento, descarregamento e de histerese, e também, a perda de energia relativa.

Os ensaios destrutivos foram realizados em máquina universal de ensaios do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP.

### **2.3.1 Ensaio de histerese**

Os ensaios de histerese foram realizados na máquina universal de ensaios (Instron<sup>®</sup>) do Laboratório de Fisiologia da Universidade Federal de São Carlos.

Com base na carga do limite elástico, determinada no ensaio destrutivo para o fêmur esquerdo, foi programado o ensaio de histerese para o fêmur contralateral (direito).

O ensaio de histerese consistiu em aplicar carga até 40%, 60% ou 80% da carga do limite elástico e, posteriormente, realizar a retirada da carga na mesma velocidade, até o ponto inicial (deflexão = 0 m). A utilização de diferentes níveis de carregamento foi realizada para analisar sua influência nas propriedades obtidas do ensaio de histerese.

Os parâmetros calculados por meio dos gráficos carga  $x$  deflexão (FIGURA 8) obtidos nos ensaios de histerese, são relacionados abaixo:

- ⇒ Energia de carregamento ( $E_C$ ): corresponde à área abaixo da curva carga  $x$  deflexão durante o carregamento. Unidade: J.
- ⇒ Energia de descarregamento ( $E_D$ ): corresponde à área abaixo da curva carga  $x$  deflexão durante o descarregamento. Unidade: J.
- ⇒ Energia de histerese ( $E_H$ ): corresponde à diferença entre as energias de carregamento e de descarregamento. Unidade: J.
- ⇒ Perda de energia relativa: é calculado dividindo a energia de histerese pela energia de carregamento. Unidade: porcentagem.

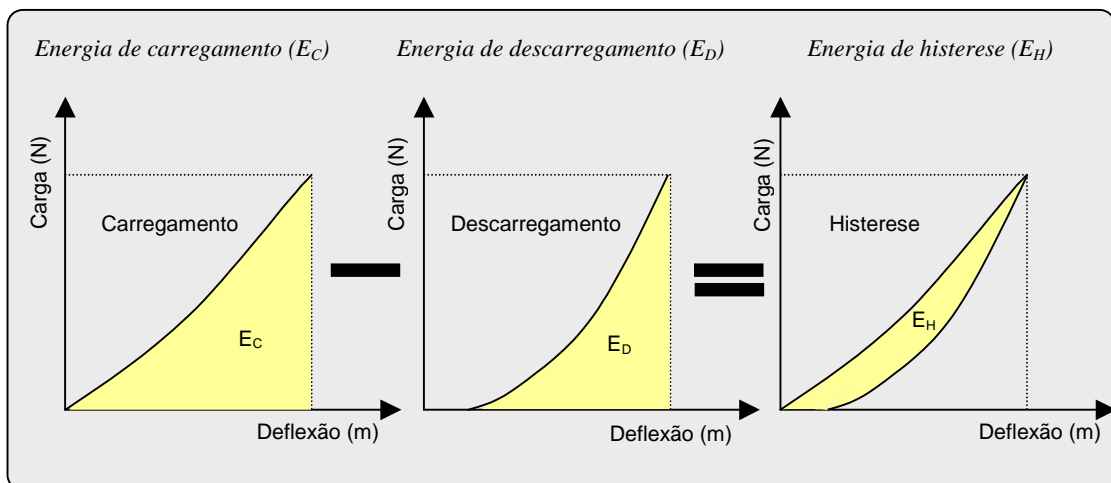


FIGURA 8 – Gráfico carga  $x$  deflexão do ensaio de histerese (ensaio não destrutivo). A energia de histerese é calculada subtraindo a energia de descarregamento da energia de carregamento.

Foi utilizado o programa de computador *SigmaPlot v.5.0*<sup>®</sup> para o cálculo das áreas abaixo das curvas, seguindo os passos expressos no guia de programação que acompanha o programa (SIGMAPLOT<sup>®</sup> 5.0, 1998).



### 2.3.2 Cálculo da tensão aplicada

Segundo FUNK et al. (2000), mudanças no comportamento mecânico dos ossos são influenciadas não somente pelo material, mas também pela forma e tamanho. E uma propriedade calculada que leva em consideração estes dois fatores, é a tensão aplicada.

O cálculo da tensão máxima foi realizado somente no fêmur esquerdo, pois, o ensaio destrutivo, de onde se obtém o valor da carga máxima, não foi realizado no fêmur direito.

No ensaio de flexão em três pontos a tensão ( $\sigma$ ) é dada por:

$$\sigma = \frac{M.c}{I}$$

Onde: M = Momento Fletor;

c = Distância da linha neutra ao ponto de aplicação da carga  
(FIGURA 9);

I = Momento de inércia;

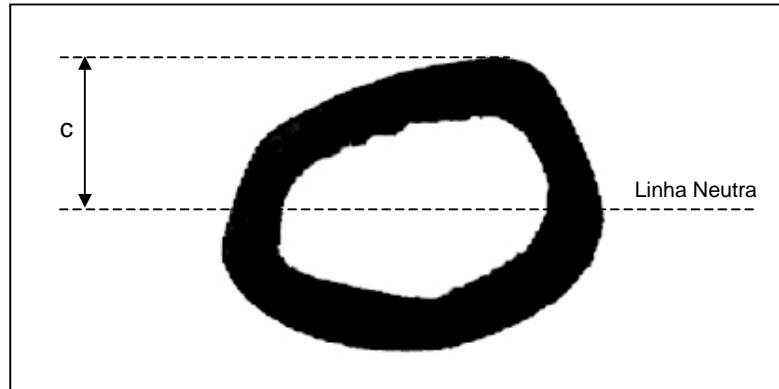


FIGURA 9 – Seção transversal da diáfise do fêmur mostrando a posição da linha neutra, e a distância da linha neutra ao ponto de aplicação da carga (c).

O momento fletor (M) é dado por:

$$M = F \cdot \frac{L}{2}$$

Onde: F = Carga aplicada;

L = Distância entre os apoios (FIGURA 10).

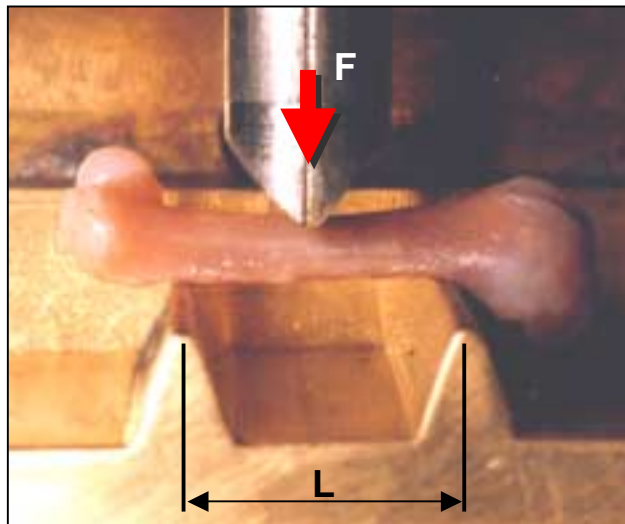


FIGURA 10 – Fêmur colocado no acessório para o ensaio, ilustrando o local da aplicação da carga no fêmur. F é a carga aplicada no centro dos apoios e L a distância entre os apoios.

### 2.3.2.1 *Propriedades geométricas dos fêmures*

Foi construída especialmente para este trabalho uma máquina para serrar material biológico. O projeto foi desenvolvido em conjunto com a Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto.

A FIGURA 11 apresenta uma vista explodida da máquina, constituída basicamente de um motor (retificadora), uma base, uma mesa e suportes. A retificadora da marca BOSCH<sup>®</sup> foi adaptada para receber um disco de corte diamantado com espessura de 0,25mm e 80mm de diâmetro. A retificadora apresenta uma rotação ideal para o disco (15.000 rpm), além de possuir um prolongamento do eixo de rotação com rolamentos blindados, o que simplificou a montagem da máquina. Para prender e alinhar a retificadora, foram usinados suportes em náilon de acordo com suas dimensões. Uma mesa para corte foi construída, adaptando às dimensões da retificadora e do disco que foi apoiada sobre suportes de alumínio. Na mesa foi feita uma fenda para passagem parcial do disco. Todo o conjunto foi preso a uma base de náilon com dimensões de 475x425x31mm para manter o alinhamento e evitar vibrações.

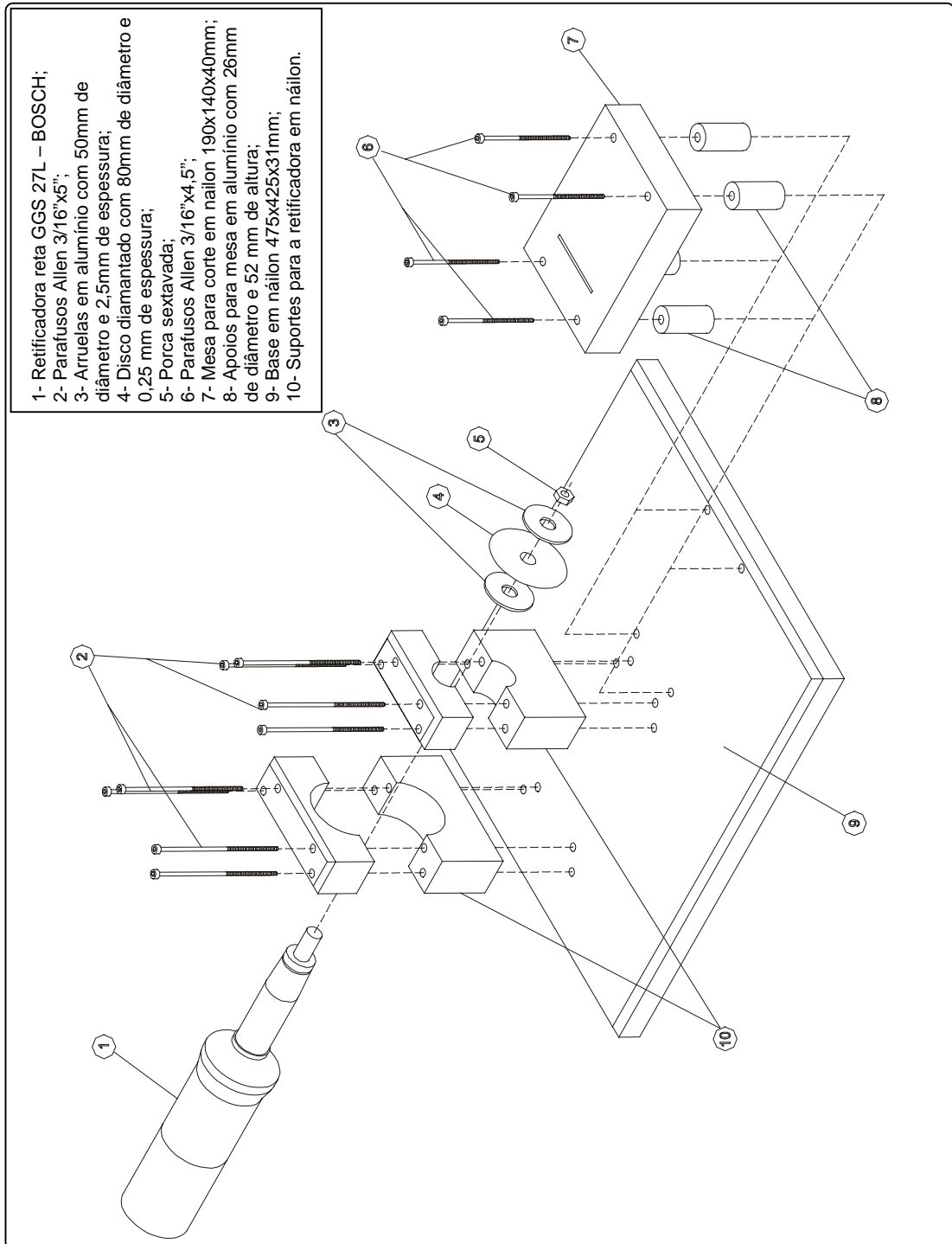


FIGURA 11 – Vista explodida da máquina projetada e construída para serrar material biológico.

Após a construção da máquina foram acrescentados acessórios para refrigeração, segurança e padronização da espessura dos cortes (FIGURA 12).

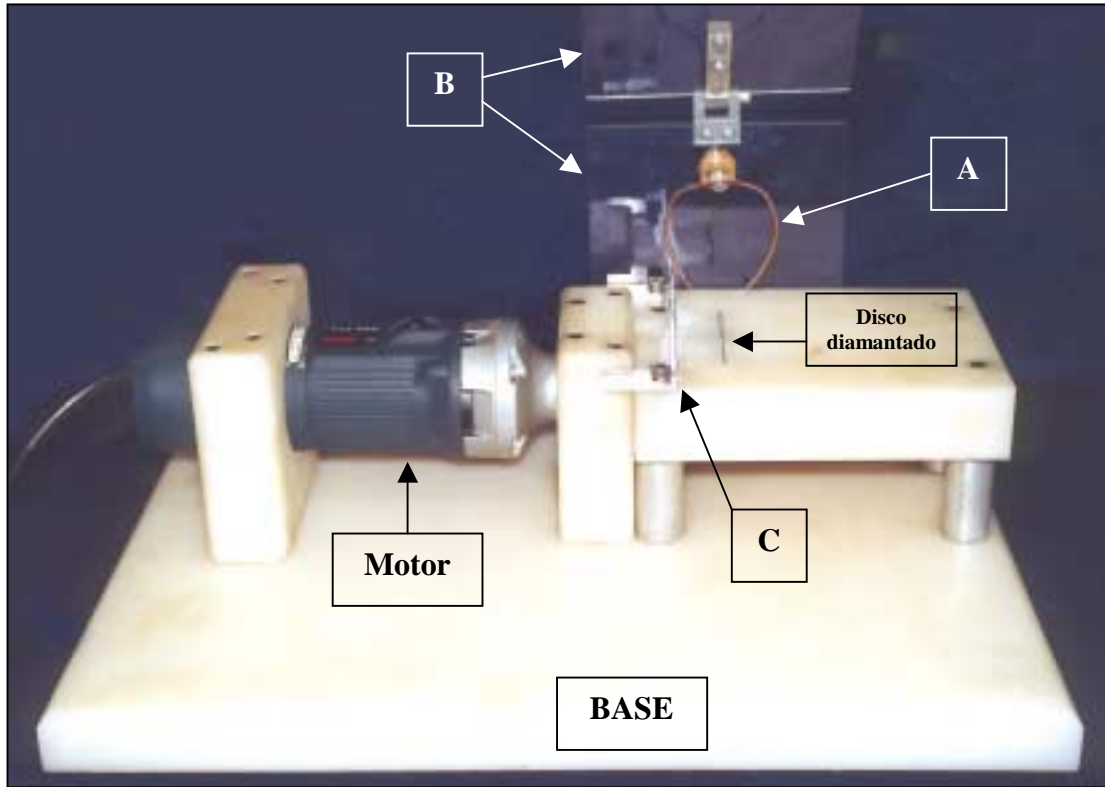


FIGURA 12 – Vista geral da máquina construída para serrar ossos. Sistema de refrigeração (A), proteção em acrílico (B) e encosto para padronizar a espessura das secções (C).

Para a refrigeração do disco e do osso foi utilizada água à temperatura ambiente. A proteção foi construída em acrílico transparente e, para padronizar a espessura, um encosto foi construído a partir de uma cantoneira de alumínio presa por dois parafusos (FIGURAS 12 e 13).

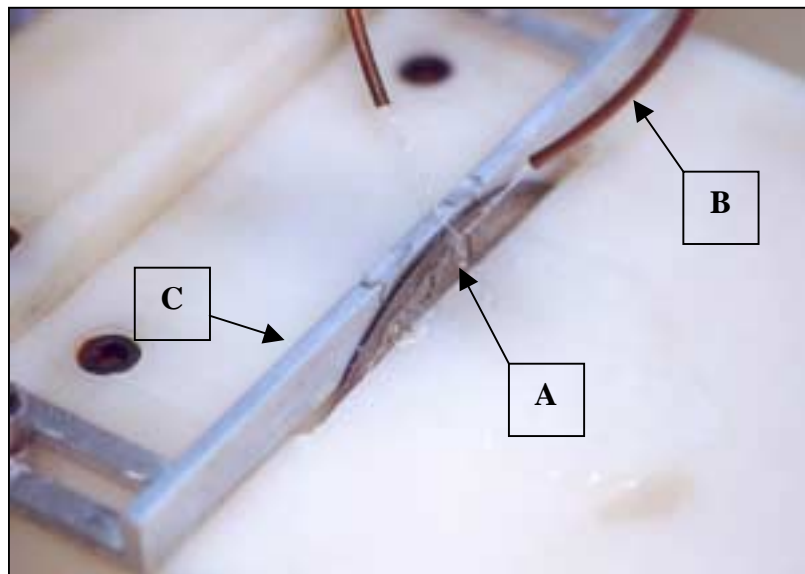


FIGURA 13 – Detalhe do sistema de corte. Disco diamantado (A), refrigeração (B) e encosto (C).

Após os ensaios destrutivos, foram realizados cortes transversais nos fêmures esquerdos, na região próxima ao ponto de aplicação da carga (FIGURA 14) e obtidas entre 2 e 4 secções ósseas com espessura de 0,4mm (FIGURA 15). As secções foram lixadas com lixa d'água 600, até a espessura aproximada de 0,1mm, para então, serem posicionadas sobre uma lamínula de vidro e coladas com plástico auto-adesivo transparente Texel<sup>®</sup> (FIGURA 16). Em seguida, foram “escaneadas” utilizando um *scanner* AGFA<sup>®</sup> – SNAPSCAN 1236 (FIGURA 17).



FIGURA 14 – Ilustração das secções transversais retiradas da região diafisária do fêmur.

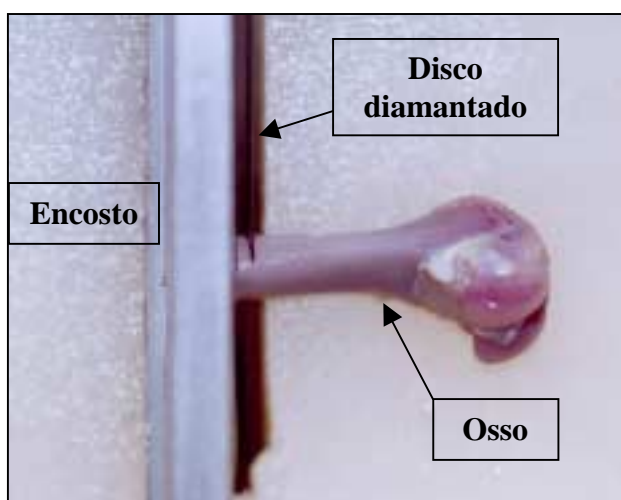


FIGURA 15 – Vista superior ilustrando o detalhe da realização do corte transversal da diáfise do fêmur para obtenção das secções, com utilização do encosto limitando a espessura de corte.

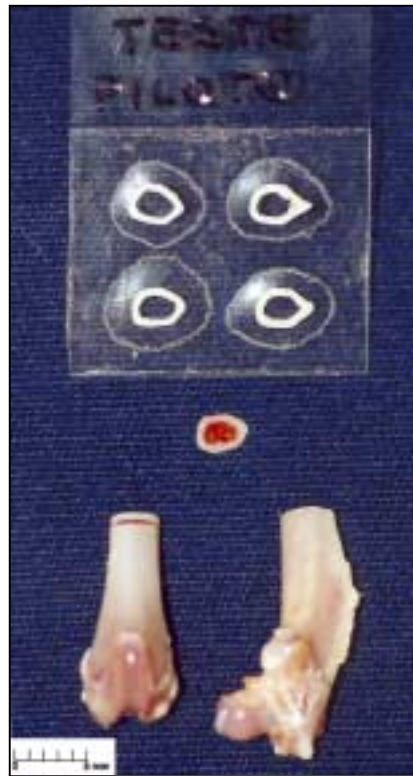


FIGURA 16 – Secções da diáfise do fêmur em lâmina, montada com lamínula e plástico auto-adesivo transparente Texel®.

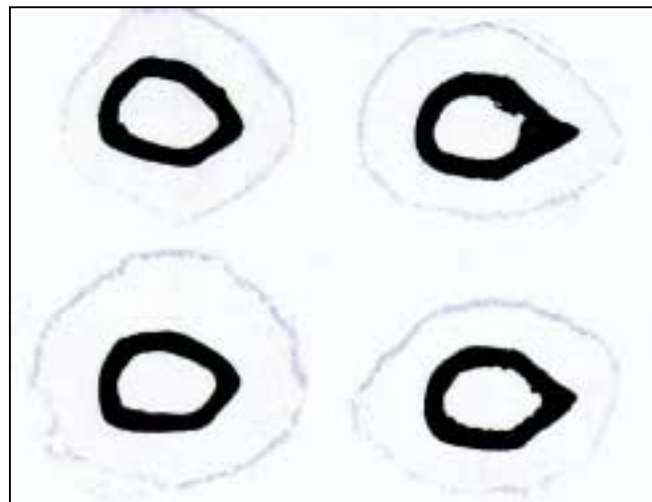


FIGURA 17 – Imagem obtida após “escaneamento” da lâmina de vidro com as secções ósseas.



A partir da lâmina “escaneada” foi feita a escolha da secção mais representativa, baseando-se no posicionamento e na qualidade dos detalhes (FIGURA 18). Foi utilizado o programa AutoCAD R14<sup>®</sup> para a determinação das seguintes propriedades geométricas: área da secção transversal, momento de inércia e distância da linha neutra até o ponto de aplicação de carga. Todos os detalhes dos procedimentos para determinação das propriedades geométricas encontram-se no ANEXO – IV.

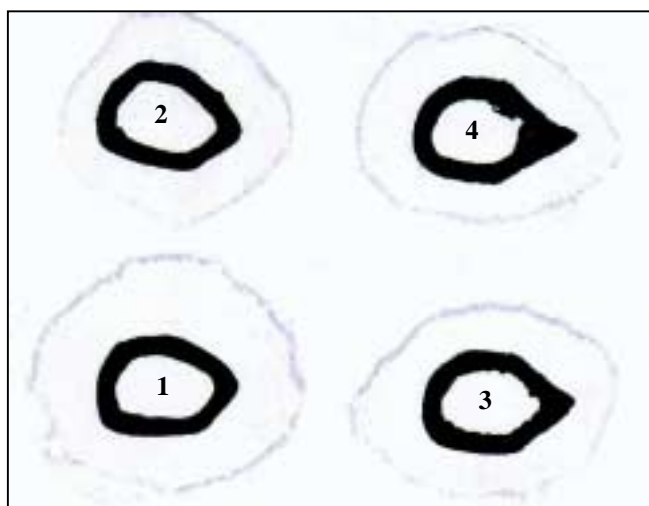


FIGURA 18 – Escolha da melhor secção a partir das imagens escaneadas. Secção escolhida (1); posicionamento irregular (2); parte interna com irregularidades que provavelmente não fazem parte da secção (3 e 4).

## 2.4 Análise estatística

A comparação estatística das energias de carregamento, descarregamento e de histerese foi realizada apenas entre os grupos B e C. Foi utilizado o teste *t de Student* simples para esta análise estatística, com nível de significância estabelecido em 5%.

Foi aplicada a *análise de variância de uma via (ANOVA)* na análise da tensão máxima aplicada e nas análises da perda de energia relativa. O nível de significância foi de 5%.

Para as análises estatísticas foi utilizado o programa *SigmaStat*<sup>®</sup> v.2.03, os testes aplicados foram escolhidos pelo próprio programa, que estava de acordo com o livro de GLANTZ (1997).

### 3 RESULTADOS

Para os resultados finais foram descartados os animais que estavam com o peso corporal muito diferente da média ( $\pm 2$  desvios padrão). E também, aqueles que apresentaram gráficos com comportamento muito diferente da maioria.

A TABELA 1 apresenta o número de animais em cada lote com os valores das médias do peso corporal e dos pesos dos fêmures.

TABELA 1 – Valores médios do peso corporal das ratas e dos fêmures

Grupo	Lote	Nº de animais	Média - Peso corporal (g)	Média - Peso fêmur esquerdo (g)	Média - Peso fêmur direito (g)
A (25 dias)	I	10	70,1	0,360	0,362
	II	10	66,2	0,389	0,371
	III	10	69,1	0,340	0,341
	<b>Média Total</b>		<b>68,5</b>	<b>0,363</b>	<b>0,358</b>
	<b>Desvio P.</b>		<b>6,1</b>	<b>0,037</b>	<b>0,036</b>
B (65 dias)	I	10	274	0,975	0,963
	II	10	241	0,856	0,842
	III	10	252	0,852	0,855
	<b>Média Total</b>		<b>256</b>	<b>0,894</b>	<b>0,887</b>
	<b>Desvio P.</b>		<b>31</b>	<b>0,102</b>	<b>0,105</b>
C (365 dias)	I	10	360	1,197	1,193
	II	10	343	1,104	1,075
	III	10	352	1,156	1,156
	<b>Média Total</b>		<b>352</b>	<b>1,152</b>	<b>1,141</b>
	<b>Desvio P.</b>		<b>38</b>	<b>0,114</b>	<b>0,115</b>

### 3.1 Propriedades mecânicas do ensaio destrutivo

Os valores das cargas do limite elástico e do limite máximo dos ensaios de flexão em três pontos até a ruptura dos fêmures de ratas de 25, 65 e 365 dias de idade, foram obtidos dos gráficos carga  $\times$  deflexão (FIGURA 19). A TABELA 2 apresenta os valores médios das cargas dos limites elástico e máximo.

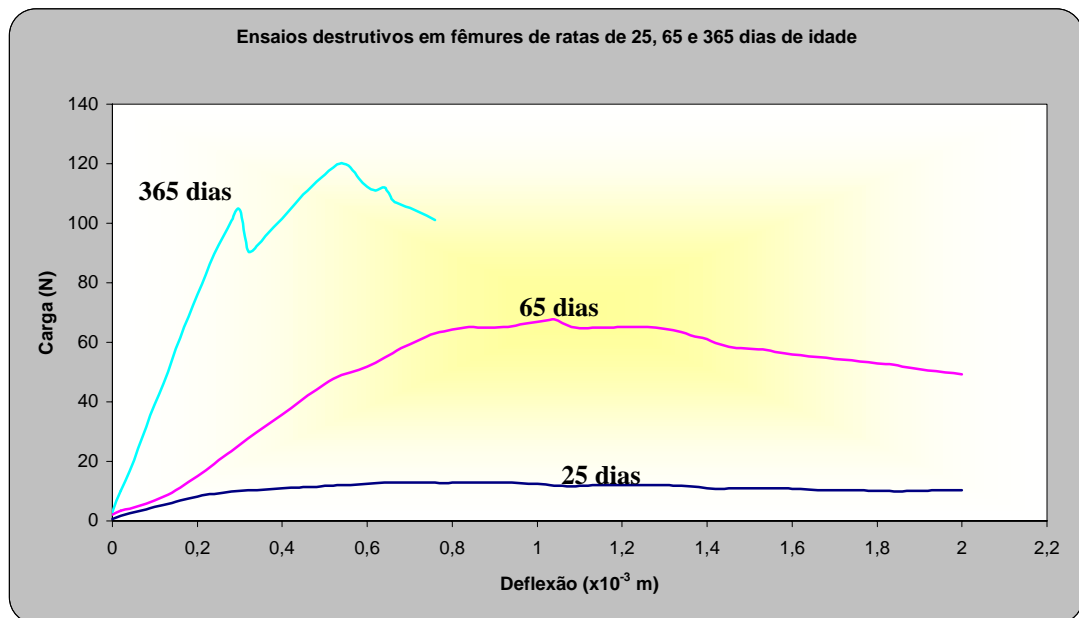


FIGURA 19 – Curvas carga  $\times$  deflexão dos ensaios de flexão em três pontos até a ruptura de fêmures de animais representativos de cada grupo, 25 dias, 65 dias e 365 dias.

TABELA 2 – Valores das cargas do limite elástico e do limite máximo dos fêmures de ratas com 25, 65 e 365 dias de idade, submetidos a ensaios de flexão em três pontos até a ruptura.

<i>Grupo</i>	<i>Lote</i>	<i>Carga do limite elástico (N)</i>	<i>Carga do limite máximo (N)</i>
<i>A</i> (25 dias)	<i>I</i>	6,541	12,223
	<i>II</i>	6,226	10,923
	<i>III</i>	6,918	12,467
<i>Média</i>		<i>6,562</i>	<i>11,872</i>
<i>Desvio P.</i>		<i>0,984</i>	<i>1,727</i>
<i>B</i> (65 dias)	<i>I</i>	45,875	64,983
	<i>II</i>	48,733	65,982
	<i>III</i>	46,134	60,666
<i>Média</i>		<i>46,914</i>	<i>63,877</i>
<i>Desvio P.</i>		<i>5,497</i>	<i>7,040</i>
<i>C</i> (365 dias)	<i>I</i>	84,139	111,871
	<i>II</i>	76,376	97,988
	<i>III</i>	77,400	99,901
<i>Média</i>		<i>79,305</i>	<i>103,253</i>
<i>Desvio P.</i>		<i>10,839</i>	<i>14,466</i>

Os valores da carga do limite elástico foram utilizados para determinar os níveis de carregamento do ensaio de histerese. E os valores da carga do limite máximo foram usados no cálculo da tensão máxima aplicada.

### 3.1.1 Tensão máxima aplicada

A FIGURA 20 apresenta um exemplo das dimensões das seções transversais dos fêmures esquerdos das ratas de 25, 65 e 365 dias de idade.

Para o cálculo da tensão máxima aplicada foram realizadas medidas de duas propriedades geométricas, a distância da linha neutra até o ponto de aplicação de

carga e o momento de inércia. E também, foi calculada a área óssea da secção transversal (TABELA 3). Os valores médios da tensão máxima aplicada estão apresentados na TABELA 4.

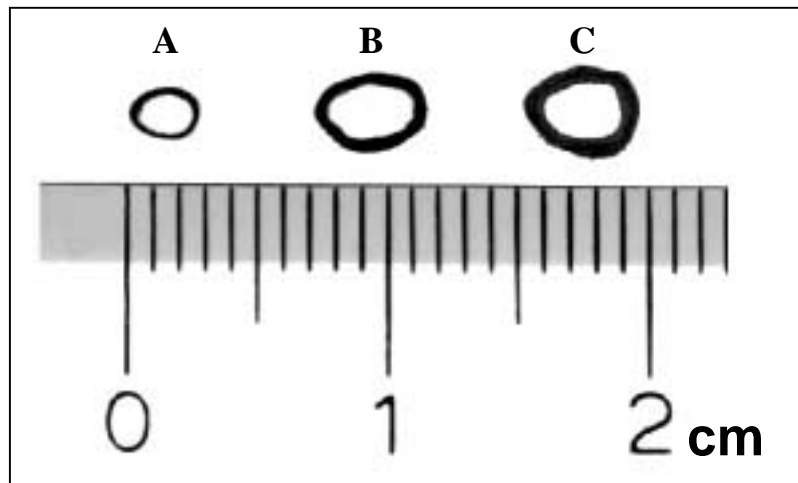


FIGURA 20 – Seções transversais representativas dos fêmures esquerdos de ratas em três idades diferentes, 25 dias (A), 65 dias (B) e 365 dias (C).

TABELA 3 – Valores médios da área transversal, momento de inércia e distância da linha neutra até o ponto de aplicação da carga.

<i>Grupo</i>		<i>Nº de animais</i>	<i>Área (mm<sup>2</sup>)</i>	<i>Momento de inércia (mm<sup>4</sup>)</i>	<i>Distância da linha neutra (mm)</i>
<i>A (25 dias)</i>	<i>Média</i>	<i>26</i>	<b>2,035</b>	<b>1,080</b>	<b>1,126</b>
	<i>Desv. P.</i>		0,249	0,264	0,093
<i>B (65 dias)</i>	<i>Média</i>	<i>30</i>	<b>5,327</b>	<b>4,609</b>	<b>1,517</b>
	<i>Desv. P.</i>		0,538	1,342	0,103
<i>C (365 dias)</i>	<i>Média</i>	<i>30</i>	<b>6,750</b>	<b>6,721</b>	<b>1,654</b>
	<i>Desv. P.</i>		0,624	1,471	0,137

Durante o processo de corte dos fêmures das ratas de 25 dias, muitas secções saíram quebradas sem possibilidade de aproveitamento, devido principalmente às pequenas dimensões dos ossos e por apresentarem fraturas em galho verde, o que causou uma diminuição do número de animais analisados em relação à tensão máxima aplicada.

TABELA 4 – Valores médios das tensões máximas dos fêmures nos diferentes grupos.

<i>Tensão máxima (Mpa)</i>			
<i>Grupo</i>			
<i>Lote</i>	<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>
<i>I</i>	67,37	192,00	273,13
<i>II</i>	58,36	234,84	262,48
<i>III</i>	65,49	238,27	259,99
<i>Média</i>	<b>64,02</b>	<b>221,71</b>	<b>259,99</b>
<i>Desvio P.</i>	<b>14,91</b>	<b>48,91</b>	<b>43,91</b>

O valor médio da tensão máxima aplicada obtida nos ensaios dos fêmures das ratas do grupo A foi de  $(64,02 \pm 14,91)$ MPa, para o grupo B foi  $(221,71 \pm 48,91)$ MPa e para o grupo C foi  $(259,99 \pm 43,91)$ MPa. Foram comparados estatisticamente pela *análise de variância (ANOVA)* e foi verificado que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p <= 0,001$ ) (FIGURA 21).

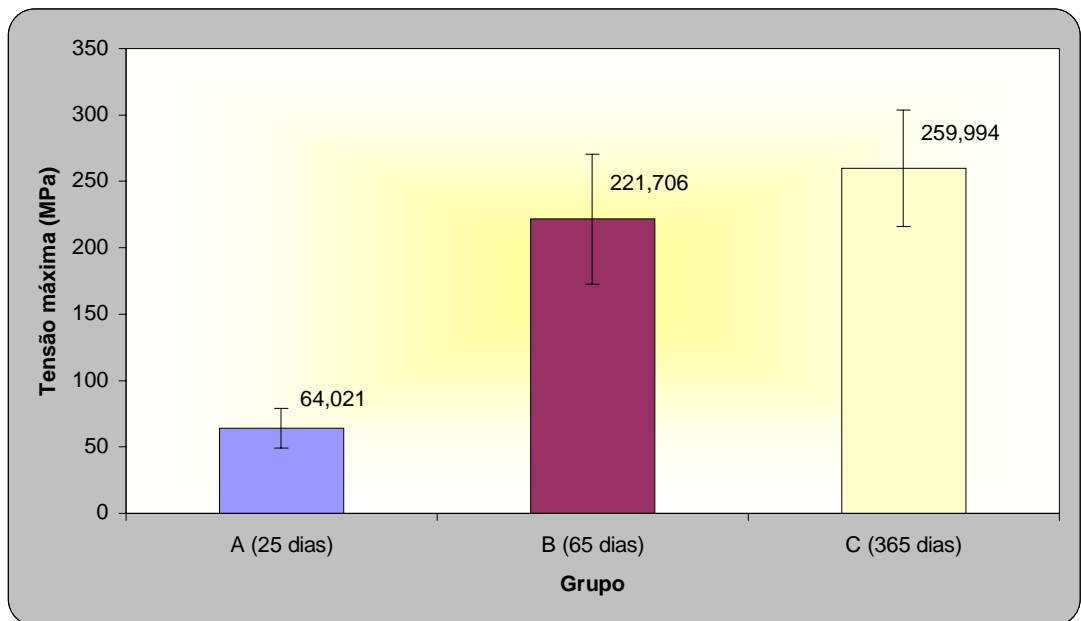


FIGURA 21 – Comparação entre os valores médios da tensão máxima aplicada no fêmur esquerdo dos diferentes grupos.



### 3.2 Propriedades mecânicas do ensaio de histerese

Os valores das propriedades mecânicas dos ensaios de flexão em três pontos com carregamento e descarregamento (ensaio de histerese) dos fêmures de ratas de 25, 65 e 365 dias de idade foram obtidos dos gráficos carga x deflexão (FIGURAS 22, 23 e 24), nos três níveis de carregamento (40%, 60% e 80% do limite elástico). A TABELA 5 apresenta os valores médios das energias de carregamento, de descarregamento e de histerese e, na TABELA 6, estão apresentados os valores da perda de energia relativa de cada animal.

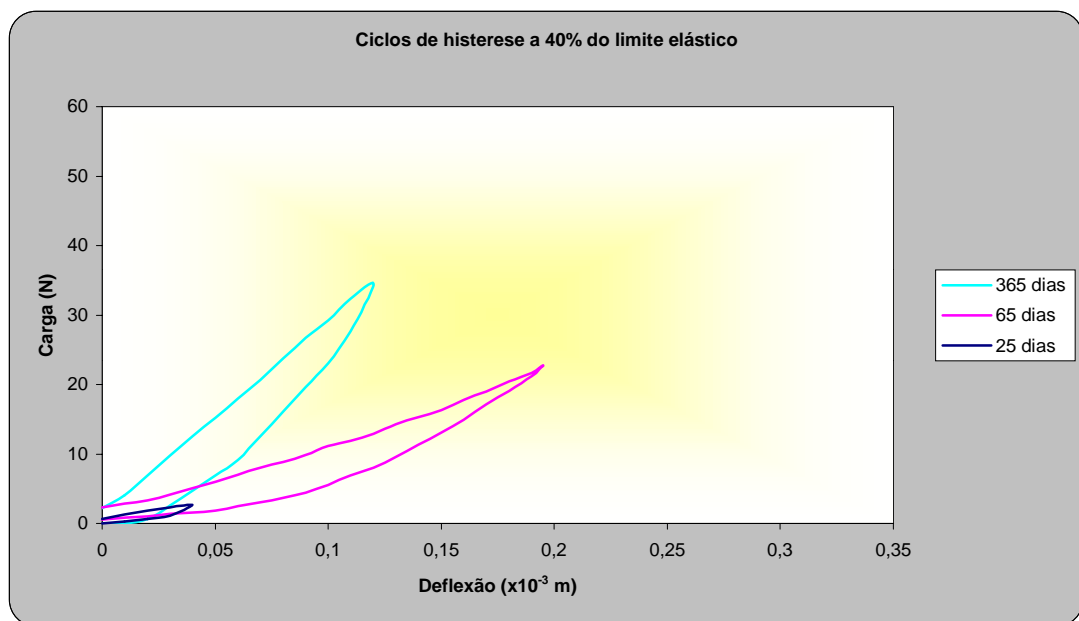


FIGURA 22 – Gráficos dos ensaios de histerese com carregamento até 40% do limite elástico de fêmures de animais representativos de cada grupo.

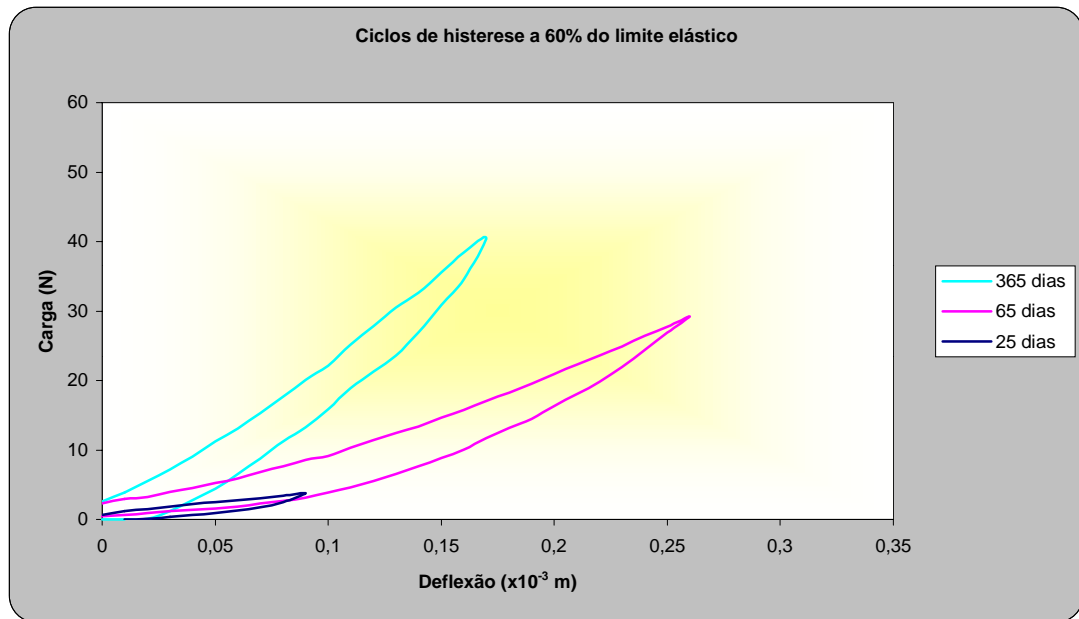


FIGURA 23 – Gráficos dos ensaios de histerese com carregamento até 60% do limite elástico de fêmures de animais representativos de cada grupo.

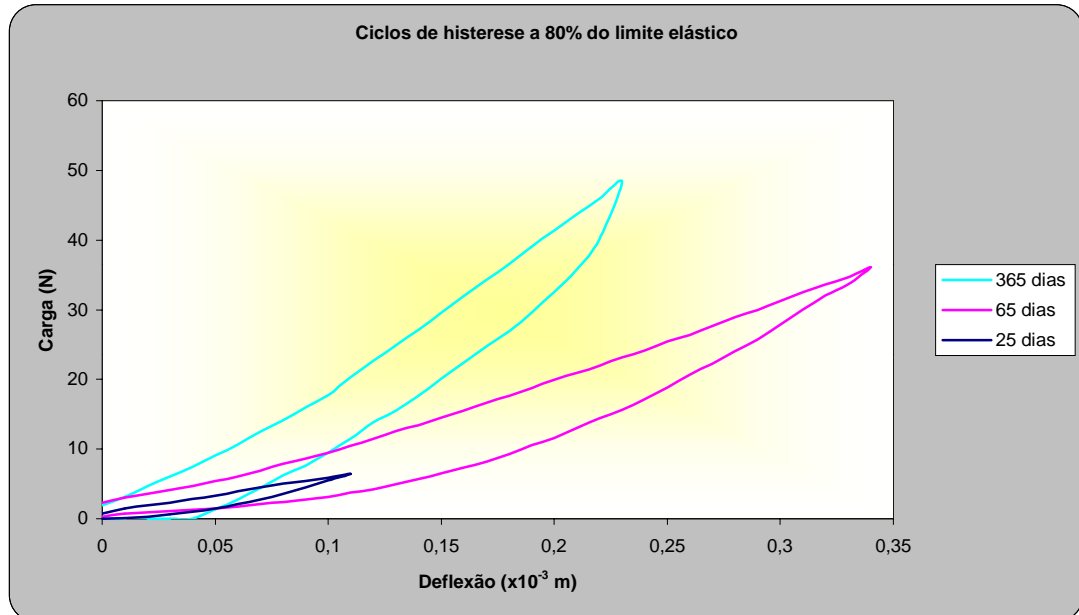


FIGURA 24 – Gráficos dos ensaios de histerese com carregamento até 80% do limite elástico de fêmures de animais representativos de cada grupo.

TABELA 5 – Valores das energias de carregamento, descarregamento e de histerese em três níveis de carregamento.

<i>Grupo</i>	<i>Lote</i>		<i>Energia Carregamento</i> ( $\times 10^{-3}$ J)	<i>Energia Descarregamento</i> ( $\times 10^{-3}$ J)	<i>Energia Histerese</i> ( $\times 10^{-3}$ J)
<i>A</i>	<i>I</i>	<i>Média</i>	<b>0,076</b>	<b>0,037</b>	<b>0,039</b>
		<i>Desv. P.</i>	0,018	0,011	0,014
	<i>II</i>	<i>Média</i>	<b>0,190</b>	<b>0,077</b>	<b>0,113</b>
		<i>Desv. P.</i>	0,078	0,025	0,063
	<i>III</i>	<i>Média</i>	<b>0,354</b>	<b>0,138</b>	<b>0,216</b>
		<i>Desv. P.</i>	0,077	0,029	0,055
<i>B</i>	<i>I</i>	<i>Média</i>	<b>1,692</b>	<b>1,130</b>	<b>0,562</b>
		<i>Desv. P.</i>	0,468	0,268	0,228
	<i>II</i>	<i>Média</i>	<b>3,689</b>	<b>2,369</b>	<b>1,320</b>
		<i>Desv. P.</i>	0,527	0,317	0,413
	<i>III</i>	<i>Média</i>	<b>5,843</b>	<b>3,881</b>	<b>1,962</b>
		<i>Desv. P.</i>	0,651	0,504	0,350
<i>C</i>	<i>I</i>	<i>Média</i>	<b>2,107</b>	<b>1,573</b>	<b>0,534</b>
		<i>Desv. P.</i>	0,336	0,323	0,124
	<i>II</i>	<i>Média</i>	<b>4,562</b>	<b>3,196</b>	<b>1,366</b>
		<i>Desv. P.</i>	1,163	0,782	0,530
	<i>III</i>	<i>Média</i>	<b>6,834</b>	<b>5,097</b>	<b>1,737</b>
		<i>Desv. P.</i>	1,838	1,343	0,600

TABELA 6 – Valores da perda de energia relativa de cada animal.

	<i>A</i>			<i>B</i>			<i>C</i>		
	<i>I (%)</i>	<i>II (%)</i>	<i>III (%)</i>	<i>I (%)</i>	<i>II (%)</i>	<i>III (%)</i>	<i>I (%)</i>	<i>II (%)</i>	<i>III (%)</i>
<i>1</i>	29,5	51,6	59,8	39,3	31,1	32,4	28,1	35,2	27,1
<i>2</i>	54,8	33,5	62,2	23,1	47,1	35,0	16,9	38,4	33,9
<i>3</i>	44,7	50,0	66,8	28,0	22,6	39,7	21,8	35,3	24,1
<i>4</i>	52,4	55,0	50,6	33,9	24,5	26,0	18,5	22,8	22,5
<i>5</i>	63,1	55,6	58,5	31,2	39,0	27,1	30,5	28,6	25,5
<i>6</i>	45,3	66,7	59,2	27,5	38,8	39,0	22,4	30,9	26,5
<i>7</i>	49,0	70,9	62,1	32,1	41,4	37,0	33,9	30,5	19,7
<i>8</i>	68,1	61,9	69,3	40,8	30,7	35,6	26,1	31,4	23,2
<i>9</i>	56,2	74,4	59,7	32,0	35,1	32,2	35,4	17,3	23,2
<i>10</i>	49,0	39,9	58,1	36,2	42,6	31,7	23,6	25,8	26,8
<i>Média</i>	<b>51,2</b>	<b>55,9</b>	<b>60,6</b>	<b>32,4</b>	<b>35,3</b>	<b>33,6</b>	<b>25,7</b>	<b>29,6</b>	<b>25,2</b>
<i>Desv. P.</i>	10,7	13,1	5,1	5,5	8,0	4,6	6,2	6,3	3,8

### 3.2.1 Energia de carregamento

Os valores médios das energias de carregamentos obtidos nos ensaios dos fêmures das ratas do grupo A foram:  $(0,076 \pm 0,018) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(0,190 \pm 0,078) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(0,354 \pm 0,077) \times 10^{-3}$  J para o lote III. Os valores obtidos para o grupo B foram  $(1,692 \pm 0,468) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(3,689 \pm 0,527) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(5,843 \pm 0,651) \times 10^{-3}$  J para o lote III. E os valores obtidos para o grupo C foram  $(2,107 \pm 0,336) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(4,562 \pm 1,163) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(6,834 \pm 1,838) \times 10^{-3}$  J para o lote III. (FIGURA 25).

Estatisticamente foram comparados apenas os grupos B e C, devido à diferença da distância entre os apoios do grupo A. Foi utilizado o teste *t de Student* simples, e houve diferença estatística nos lotes I ( $p=0,035$ ) e II ( $p=0,044$ ), mas não houve diferença no lote III ( $p=0,125$ ).

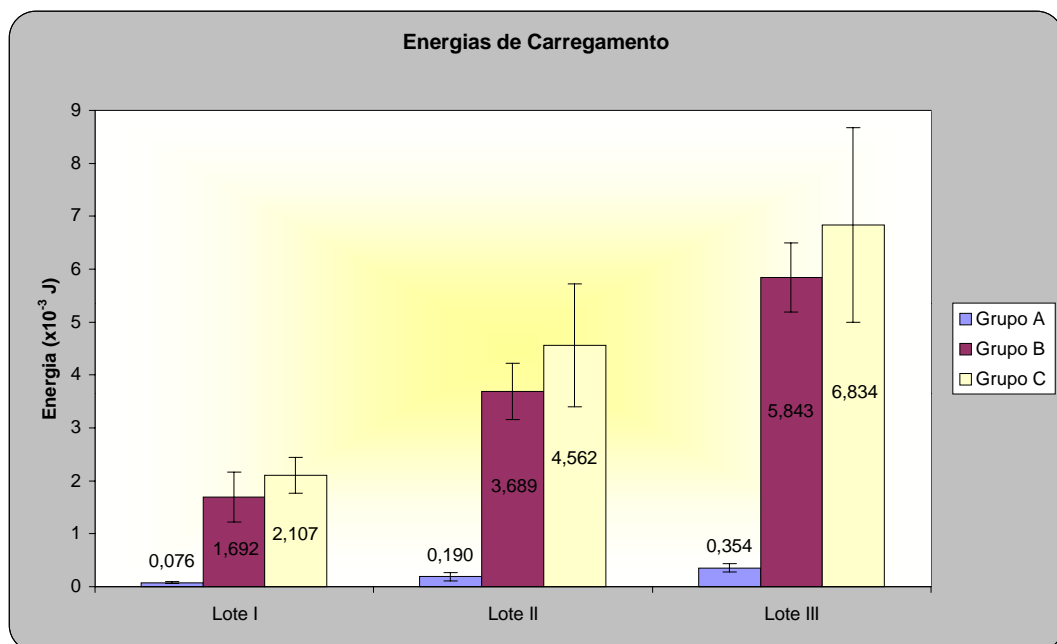


FIGURA 25 – Valores médios das energias de carregamento entre os grupos e os lotes.

### 3.2.2 Energia de descarregamento

Os valores médios das energias de descarregamentos obtidos nos ensaios dos fêmures das ratas do grupo A foram:  $(0,037 \pm 0,011) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(0,077 \pm 0,025) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(0,138 \pm 0,029) \times 10^{-3}$  J para o lote III. Os valores obtidos para o grupo B foram  $(1,130 \pm 0,268) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(2,369 \pm 0,317) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(3,881 \pm 0,504) \times 10^{-3}$  J para o lote III. E os valores obtidos para o grupo C foram  $(1,573 \pm 0,323) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(3,196 \pm 0,782) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(5,097 \pm 1,343) \times 10^{-3}$  J para o lote III. (FIGURA 26).

Estatisticamente foram comparados apenas os grupos B e C, devido à diferença da distância entre os apoios do grupo A. Foi utilizado o teste *t de Student* simples, e houve diferença estatística nos lotes I ( $p=0,004$ ), II ( $p=0,006$ ) e III ( $p=0,015$ ).

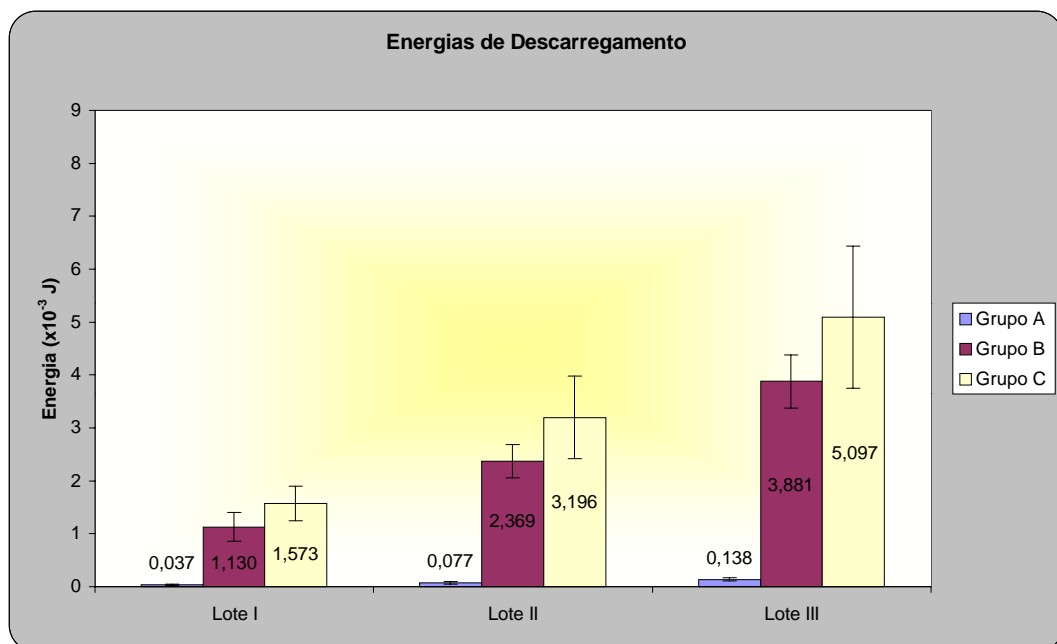


FIGURA 26 – Valores médios das energias de descarregamento entre os grupos e os lotes.

### 3.2.3 Energia de histerese

Os valores médios das energias de histerese obtidos nos ensaios dos fêmures das ratas do grupo A foram:  $(0,039 \pm 0,014) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(0,113 \pm 0,063) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(0,216 \pm 0,055) \times 10^{-3}$  J para o lote III. Os valores obtidos para o grupo B foram  $(0,561 \pm 0,228) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(1,320 \pm 0,413) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(1,961 \pm 0,350) \times 10^{-3}$  J para o lote III. E os valores obtidos para o grupo C foram  $(0,533 \pm 0,124) \times 10^{-3}$  J para o lote I,  $(1,366 \pm 0,530) \times 10^{-3}$  J para o lote II e  $(1,737 \pm 0,600) \times 10^{-3}$  J para o lote III. (FIGURA 27).

Estatisticamente foram comparados apenas os grupos B e C, devido à diferença da distância entre os apoios do grupo A. Foi utilizado o teste *t de Student* simples, e não houve diferença estatística nos lotes I ( $p=0,739$ ), II ( $p=0,830$ ) e III ( $p=0,321$ ).

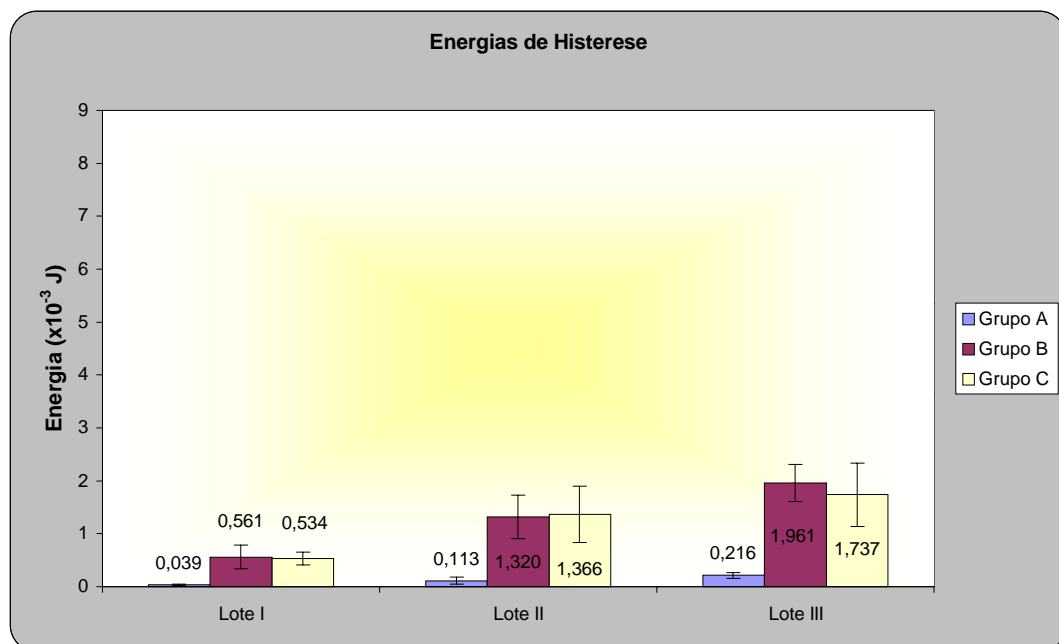


FIGURA 27 – Valores médios das energias de histerese entre os grupos e os lotes.

### 3.2.4 Perda de energia relativa

O valor médio da perda de energia relativa do grupo A lote I foi  $(51,2 \pm 10,7)\%$ , do lote II foi  $(55,9 \pm 13,1)\%$  e do lote III,  $(60,1 \pm 5,1)\%$ . Por serem valores percentuais, a comparação estatística foi simultânea nos três lotes. Foi aplicado o teste de *análise de variância (ANOVA)*, e não houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,136$ ).

Para o grupo B lote I, o valor médio da perda de energia relativa foi  $(32,4 \pm 5,5)\%$ , do lote II foi  $(35,3 \pm 8,0)\%$  e do lote III,  $(33,6 \pm 4,6)\%$ . Por serem valores percentuais, a comparação estatística foi simultânea nos três lotes. Foi aplicado o teste de *análise de variância (ANOVA)*, e não houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,583$ ).

E para o grupo C lote I, o valor médio da perda de energia relativa foi  $(25,7 \pm 6,2)\%$ , do lote II foi  $(29,6 \pm 6,3)\%$  e do lote III,  $(25,2 \pm 3,8)\%$ . Por serem valores percentuais, a comparação estatística foi simultânea nos três lotes. Foi aplicado o teste de *análise de variância (ANOVA)*, e não houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,177$ ).

Como não houve diferença estatística entre os lotes de uma mesma faixa etária, foi feita a comparação entre os grupos. A análise estatística com o do teste de *análise de variância (ANOVA)* mostrou que houve diferença entre os grupos ( $p<0,001$ ).

A FIGURA 28 é uma representação gráfica do comportamento das médias da perda de energia relativa.

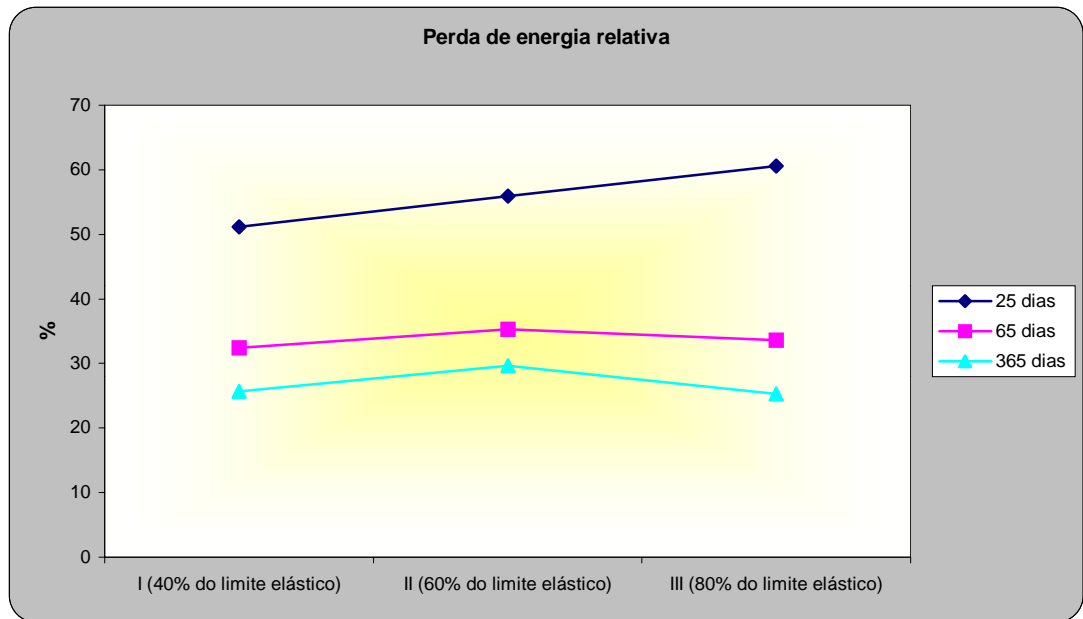


FIGURA 28 – Curvas representativas das médias da perda de energia relativa.



## 4 DISCUSSÃO

A maior importância desta pesquisa, provavelmente, está na possibilidade da extrapolação dos resultados obtidos em ossos de animais experimentais para ossos humanos, servindo como base para estudos futuros na tentativa de uma melhor compreensão do comportamento desta complexa estrutura chamada osso.

A energia de histerese é também conhecida como propriedade de absorção de energia viscoelástica e só pode ser determinada por meio de ensaios não-destrutivos (LINDE, 1994). Uma parte dessa energia absorvida é dissipada em forma de calor devido ao atrito interno entre as cadeias longas e entrelaçadas de moléculas e, a outra parte, fica armazenada no material na forma de tensão interna, mas que pode ser aliviada com o tempo. Esta propriedade de absorção de energia representa um importante papel para a proteção de ossos e cartilagens (LINDE et al., 1989).

No levantamento bibliográfico foi observado um número muito pequeno de trabalhos realizados sobre a energia histerese em ossos e, nenhum trabalho utilizando o rato como animal experimental. Nos trabalhos encontrados, a maioria dos autores utiliza corpos de prova de osso trabecular humano submetidos a ensaio de compressão (LINDE & HVID, 1987; LINDE & HVID, 1989; LINDE et al., 1989), o que difere do realizado nesta investigação.

O objetivo deste trabalho surgiu do interesse em analisar a influência da idade na viscoelasticidade e no comportamento de algumas propriedades mecânicas de

ossos longos submetidos a ensaio de flexão. E também, de servir como base para outros estudos.

Escolhemos como animal o rato pela facilidade de mantê-lo em laboratório, pelo baixo custo e, principalmente, por apresentar crescimento rápido e regular tanto corporal, quanto dos ossos (FONTOURA FILHO, 1995). Além disto, o fêmur, osso utilizado neste trabalho, apresenta pouca variação de animal para animal e tem tamanho e formato adequados para um ensaio mecânico de flexão em três pontos, sem a necessidade da confecção de corpos de prova.

De acordo com as curvas de crescimento encontradas por HOYER & LIPPERT (1982), as ratas (animais fêmeas) obedecem a uma curva mais uniforme, com estabilização do crescimento mais precoce quando comparada com a curva de crescimento dos animais machos. Portanto, esta foi a razão de trabalharmos com animais fêmeas.

Para o cálculo das propriedades geométricas, alguns autores como ENGESAETER et. al. (1978), EKELAND (1981), KELLER et al. (1986) e FUNK et al. (2000), modelaram a secção transversal da diáfise do osso como elipses. Para reduzir os erros cometidos com esta aproximação, foi desenvolvida para nosso trabalho, a metodologia da montagem de lâminas das secções transversais coladas com plástico transparente auto-adesivo, seguida pelo escaneamento (FUNK et al., 2000) e por fim, a utilização do programa AutoCAD R14<sup>®</sup> para a determinação das propriedades geométricas como realizado por MELLO, em 1999.

Devido às variações na forma ao longo da diáfise do osso, os cálculos das tensões máximas foram aproximados. De acordo com ENGESAETER et. al. (1978), algumas imprecisões nos cálculos das tensões são muito difíceis de evitar, mas

muitas são sistemáticas e com pouca influência na comparação entre diferentes grupos.

A idade foi um fator importante para as propriedades geométricas. Foram encontradas grandes diferenças tanto na área transversal como no momento de inércia dos fêmures das ratas, o que já era esperado, pois VOGEL, em 1979, e KELLER et al., em 1986, haviam encontrado resultados semelhantes.

Nos ensaios mecânicos, a distância entre os apoios foi menor para o grupo A, em razão da pequena dimensão apresentada pelos fêmures desses animais. Portanto, as comparações das energias de carregamento, de descarregamento e de histerese foram realizadas somente entre os grupos B e C. Já, a comparação da perda de energia relativa entre todos os grupos foi possível por serem valores percentuais e, no cálculo da tensão máxima aplicada, a distância entre os apoios foi levada em consideração, o que possibilitou a comparação entre todos os grupos.

BURSTEIN et al. (1976) concluíram que, com a idade, a mudança mais importante que ocorreu no tecido ósseo, do ponto de vista estrutural, foi o decréscimo da fase plástica, e a conseqüente diminuição da deflexão antes da ruptura total. Em nosso estudo, esta diminuição da plasticidade também foi observada nos fêmures dos animais de um ano de idade, em relação aos animais de 25 e 65 dias de idade.

HAYES & CARTER (1976) investigaram características da absorção de energia do osso trabecular subcondral e concluíram que existe uma correlação linear positiva entre energia absorvida durante o colapso da estrutura trabecular e a densidade aparente (peso do osso e medula dividido pelo volume do osso e medula). Estes resultados sugeriram que, durante as fraturas, o colapso do osso trabecular

(conseqüentemente a absorção de energia) ajuda na atenuação da transmissão direta de tensão do esqueleto e, deste modo, protege estruturas vitais como o cérebro. Mas, antes do início da fratura são observados microtrincas que, de acordo com ZIOUPOS & CURREY (1998), irão determinar o tipo e direção da fratura.

Segundo CURREY & BUTLER (1975), ossos de crianças apresentam peculiaridades do ponto de vista clínico que refletem suas características mecânicas, como por exemplo, as fraturas conhecidas como “fratura em galho verde”, modalidade que não ocorre nos adultos. Em nosso trabalho, durante os ensaios destrutivos a maioria dos fêmures dos animais de 25 dias de idade apresentaram fraturas em galho verde e, nenhum caso com este tipo de fratura ocorreu nos grupos dos animais de 65 dias e 365 dias de idade.

Para podermos discutir melhor a influência da histerese nos padrões de fraturas dos ossos, seriam necessários estudos mais apurados com métodos mais sofisticados para analisar a superfície da fratura, como a tomografia computadorizada (ZIOUPOS & CURREY, 1998) ou a microscopia eletrônica (CURREY & BUTLER, 1975).

A tensão máxima encontrada neste trabalho aumentou significativamente com a idade, sugerindo, de acordo com os trabalhos de BURSTEIN et al. (1976), CARTER & SPEGLER (1978) e de VOGEL (1979), que existam diferenças na composição microestrutural dos ossos de animais de diferentes faixas etárias.

Na comparação dos grupos dos animais de 65 dias e 365 dias de idade, as energias de carregamento e de descarregamento aumentaram com a idade e com o nível de carregamento. Entretanto, a energia de carregamento não foi

estatisticamente diferente no lote III, provavelmente devido ao alto valor do desvio padrão apresentado pelo grupo C.

Nesta mesma comparação, a energia de histerese aumentou significativamente com o nível de carregamento e foi estatisticamente igual entre as idades de 65 dias e 365 dias. O fato da energia de histerese ter sido igual, significou que a mesma quantidade de energia foi absorvida pelo osso, mas, não podemos afirmar que as parcelas de energia dissipada em forma de calor e de energia retida como tensão interna, foram iguais para os dois grupos.

DING, em 2000, realizou um grande trabalho com osso trabecular e cartilagem de tíbias humanas, relacionando várias propriedades mecânicas, estruturais e físicas (concentração de colágeno e de cinza) com a idade. Uma das propriedades mecânicas analisadas foi a perda de energia relativa, onde, não foi encontrada diferença significativa entre o grupo de jovens (16-39 anos) e o grupo de meia idade (40-59 anos), mas foram significativamente maiores do que o grupo de indivíduos velhos (60-83 anos).

Na comparação com os resultados encontrados em nosso trabalho, fatores como o modelo de animal utilizado, o tipo de ensaio (flexão), a divisão das idades e a utilização de corpos de prova de osso trabecular, devem ser levados em consideração.

Os nossos resultados mostraram que dentro de uma mesma faixa etária, o aumento do nível de carregamento de 40% para 60% e, depois, para 80% do limite elástico não influenciou na perda de energia relativa. Foi realizada, então, a comparação entre as três faixas etárias, onde se encontrou uma redução significativa da perda de energia relativa com a idade. Esta diferença na perda de energia relativa

sugere que exista diferenças na composição microestrutural dos ossos de animais de diferentes faixas etárias, pois, na comparação em valores percentuais, nenhum outro fator exerceu influências no comportamento desta propriedade.

Nos animais de 25 dias, a perda de energia relativa dos fêmures foi muito maior quando comparada com os valores dos fêmures dos animais de 65 dias e 365 dias de idade. Esta grande diferença pode ser devida ao processo de maturação, que segundo KELLER et al. (1986), em ratos, está diretamente relacionada com grandes mudanças geométricas, estruturais e químicas (densidade e conteúdo de cinza).

A perda de energia relativa é o mesmo que a porcentagem de energia absorvida em relação à energia fornecida dentro da fase elástica, portanto, quanto maior a perda de energia relativa, maior será a quantidade de energia absorvida. Em animais jovens, isto pode representar uma forma de proteção contra fraturas ou deformações permanentes. Já, em animais senis, esta propriedade pode ser afetada pela perda da massa óssea (DING, 2000).

Segundo DING et al. (1997), grandes variações nos valores das propriedades mecânicas, em trabalhos de diferentes pesquisadores, podem ser resultados de diferentes protocolos de preparação dos materiais, como a utilização de ossos frescos congelados ou secos e desengordurados (LINDAHL, 1976; CARTER & HAYES, 1977), armazenados ou congelados (PANJABI et al., 1985; LINDE & SORENSEN, 1993), geometria do corpo de prova (CARTER & HAYES, 1977; LINDE et al., 1992), temperatura (LINDE, 1994) e a direção do carregamento (DELIGIANNI et al., 1994). Portanto, torna-se difícil a comparação de valores, mas, não nos impediu de realizar comparações qualitativas.

Os resultados obtidos com esta pesquisa deram origem a outras indagações como: qual será o comportamento da histerese quando o tecido ósseo for submetido a outros tipos de esforços como, por exemplo, tração, compressão ou torção? Qual a influência da anisotropia dos ossos na energia de histerese? A energia de histerese do osso cortical é igual ao do osso trabecular? A histerese de ciclos sucessivos de carregamento e descarregamento apresenta o mesmo comportamento em indivíduos de faixas etárias diferentes? Ocorre histerese em uma aplicação de tensão dinâmica, como num ensaio de fadiga?

Diante destas questões, fica evidente a necessidade de novos estudos com novos resultados que, somados aos obtidos neste trabalho, levarão a uma melhor compreensão dos fenômenos que ocorrem nos tecidos ósseos quando solicitados mecanicamente.

## 5 CONCLUSÃO

A idade é um fator importante que exerce influências na tensão máxima e no comportamento viscoelástico dos fêmures de ratas submetidos a ensaios de flexão em três pontos. A tensão máxima suportada aumentou significativamente com a idade. As energias de carregamento, descarregamento e de histerese também aumentaram com a idade. E, a perda de energia relativa foi estatisticamente igual entre os diferentes níveis de carregamento de uma mesma idade, entretanto, diminuiu significativamente com a idade.



**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

ASCENZI, A.; BENVENUTI, A.; MANGO, F.; SIMILI, R. (1985). Mechanical hysteresis loops from single osteon: technical devices and preliminary results. *Journal of Biomechanics*, v.18, n.5, p. 391-398.

BATTRAW, G.A.; MIERA, V.; ANDERSON, P.L.; SZIVEK, J.A. (1996). Bilateral symmetry of biomechanical properties in rat femora (technical note). *Journal of Biomedical Materials Research*, v.32(2), p.285-288.

BUHL, K.; JACOBS, C.R.; TURNER, R.T.; EVANS, G.L.; FARRELL, P.A. DONAHUE, H.J. (2001). Aged bone displays an increased responsiveness to low-intensity resistance exercise. *Journal of Applied Physiology*, v.90, n.4, p.1359-1364.

BURSTEIN, A.H.; FRANKEL, V.H. (1968). The viscoelastic properties of some biological materials. *Annals of the New York Academy of Sciences*, v.146(1), Jan., p.158-165.

BURSTEIN, A.H.; REILLY, D.T.; MARTENS, M. (1976). Aging of bone tissue: mechanical properties. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, v.58-A, n.1, Jan., p.82-86.

- BURSTEIN, A.H.; WRIGHT, T.M. (1994). *Fundamentals of orthopaedic biomechanics*. Baltimore, Williams & Wilkins.
- CAMPO, R.D.; TOURTELLOTTE, C.D. (1967). The composition of bovine cartilage and bone, *Biochimica et Biophysica Acta*, n.141(3), p.614-624.
- CARTER, D.R.; HAYES, W.C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, v.59, n.7, p.954-962.
- CARTER, D.R.; SPENGLER, D.M. (1978). Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n.135, p.192-217, sept.
- CHIAVERINI, V. (1979). *Tecnologia mecânica – Estrutura e propriedades: processos de fabricação*. v.I, São Paulo, McGraw-Hill do Brasil.
- COWIN, S.C. (1989). *The mechanical properties of cancellous bone tissue*. In: Cowin, S.C., Bone Mechanics. Florida. CRC Press.
- CURREY, J.D. (1979). Changes in impact energy absorption of bone with age. *Journal of Biomechanics*, v.12, p.459-469.
- CURREY, J.D.; BREAR, K.; ZIOUPOS, P. (1996). The effects of ageing and changes in mineral content in degrading the toughness of human femora. Technical note. *Journal of Biomechanics*, v.29, n.2, p.257-260.

- CURREY, J.D.; BUTLER, G. (1975). The mechanical properties of bone tissue in children. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, v.57-A, n.6, p.810-814, sept.
- DELLIGIANI, D.D.; MARIS, A.; MISSIRLIS, Y.F. (1994). Stress relaxation behavior of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*, v.27, n.12, p.1469-1476.
- DING, M. (2000). Age variations in the properties of human tibial trabecular bone and cartilage. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v.71, suppl.292.
- DING, M.; DALSTRA, M.; DANIELSEN, C.C.; KABEL, J.; HVID, I.; LINDE, F. (1997). Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery Br*, v.79-B, n.6, p.995-1002, nov.
- EKELAND, A.; ENGESAETER, L.B.; LANGELAND, N. (1981). Mechanical properties of fractured and intact rat femora evaluated by bending, torsional and tensile tests. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, n.52, p.605-613.
- EKELAND, A.; ENGESAETER, L.B.; LANGELAND, N. (1982). Influence of age on mechanical properties of healing fractures and intact bones in rats. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, n.53, p.527-534.
- ENGESAETER, L.B.; EKELAND, A.; LANGELAND, N. (1978). Methods for testing the mechanical properties of the rat fêmur. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, n.49(6), p.512-518.

- FONTOURA FILHO, C. (1995). *Ensaio de cisalhamento na placa de crescimento proximal da tíbia de ratas em idades diferentes*. Ribeirão Preto, Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- FRANKEL, V.H.; BURSTEIN, A.H. (1970). *Orthopaedic Biomechanics*. Philadelphia, Lea & Febiger.
- FUNK, J.R.; HALE, J.E.; CARMINES, D.; GOOCH, H.L.; HURWITZ, S.R. (2000). Biomechanical evaluation of early fracture healing in normal and diabetic rats. *Journal of Orthopaedic Research*, v.18, n.1, p.126-132.
- GLANTZ, S.A. (1997). *Primer of Biostatistics*. 4.ed. San Francisco, McGraw-Hill.
- GOTTESMAN, T.; HASHIN, Z. (1980). Analysis of viscoelastic behavior of bones on the basis of microstructure. *Journal of Biomechanics*, v.13, p.89-96.
- HAYES, W.C.; CARTER, D.R. (1976). Postyield behavior of subchondral trabecular bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, v.10, n.4, p.537-544.
- HOYER, H.E.; LIPPERT, H. (1982). Biomechanical changes in long limb bones of HAN-Wistar rats during postnatal development. *Anatomy and Embryology*, v.164, p.101-111.
- KATZ, J.L.; UKRAINCİK, K. (1971). On the anisotropic elastic properties of hydroxyapatite. *Journal of Biomechanics*, v.4(3), p.221-227.

- KEAVENY, T.M.; WACHTEL, E.F.; KOPPERDAHL, D.L. (1999). Mechanical behavior of human trabecular bone after overloading. *Journal of Orthopaedic Research*, v.17, p.346-353.
- KELLER, T.S.; SPENGLER, D.M.; CARTER, D.R. (1986). Geometric, elastic, and structural properties of maturing rat femora. *Journal of Orthopaedic Research*, v.4, p.57-67.
- LINDAHL, O. (1976). Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v.47, p.11-19.
- LINDE, F. (1994). Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach. *Danish Medical Bulletin*, v.41, n.2, p.119-138.
- LINDE, F.; GOTHGEN, C.B.; HVID, I.; PONGSOIPETCH, B. (1988). Mechanical properties of trabecular bone by a non-destructive compression testing approach. *Engineering in Medicine*, v.17, n.1, p.23-29.
- LINDE, F.; HVID, I. (1987). Stiffness behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*, v.20, p.83-89.
- LINDE, F.; HVID, I. (1989). The effect of constraint on the mechanical behavior of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*, v.22, n. 5, p.485-490.
- LINDE, F.; HVID, I.; MADSEN, F. (1992). The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*, v.25, p.359-368.

- LINDE, F.; HVID, I.; PONGSOIPETCH, B. (1989). Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. *Journal of Orthopaedic Research*, v.7, n.3, p.432-439.
- LINDE, F.; SORENSEN, H.C. (1993). The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, v.26, p.1249-1252.
- MARTIN, R.B. (1991). Determinants of the mechanical properties of bone. *Journal of Biomechanics*, v.24, Suppl.1, p.79-88.
- MELLO, L.C.P. (1999). *Análise das propriedades mecânicas dos fêmures de coelhos submetidos a dietas com diferentes concentrações de flúor*. Ribeirão Preto, Dissertação (Mestrado) – Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo.
- MILLER, G.J.; PURKEY, W.W.Jr. (1980). The geometric properties of paired human tibiae. *Journal of Biomechanics*, v.13, p.1-8.
- MIYASAKA, Y.; SAKURAI, M.; YOKOBORI, T.A.; SASAKI, S. (1992). Viscoelastic behavior of callus in rabbit femurs. In: NIWA, S. et al. *Biomechanics in orthopedics*.
- PANJABI, M.M.; KRAG, M.; SUMMERS, D.; VIDEMAN, T. (1985). Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *Journal of Orthopaedic Research*, v.3, p.292-300.

- PANJABI, M.M.; WHITE III, A.A.; SOUTHWICK, W.O. (1973). Mechanical properties of bone as a function of rate of deformation. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, v.55-A, n.2, p.322-330, March.
- PESSAN, V.J.O. (1996). *Ensaio de flexão em três pontos nas faces anterior e posterior de fêmures da ratas, em duas fases diferentes de crescimento*. Ribeirão Preto, Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- RADIN, E.L.; PAUL, I.L.; TOLKOFF, J.T. (1970). Subchondral bone changes in patients with early degenerative joint disease. *Arthritis and Rheumatism*, v.13, p.400-405.
- RHO, J.Y.; TSUI, T.Y.; PHARR, G.M. (1997). Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, v. 18, n.20, p.1325-1330.
- SEDLIN, E.D. (1965). A rheologic model for cortical bone. A study of the physical properties of human femoral samples. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Supplementum 83.
- SHIMANO, A.C. (1994). *Análise das propriedades geométricas e mecânicas de tíbia humana: proposta de metodologia*. São Carlos. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- SIGMAPLOT 5.0 (1998). *Programming guide*. Chicago, SPSS Inc.

- SOUZA, S.A. (1982). *Ensaio mecânicos de materiais metálicos*. São Paulo, Ed. Edgard Blücher LTDA.
- VILARINHO, C.C.R. (2000). *Uso do método dos elementos finitos na avaliação das propriedades mecânicas de um fixador externo*. Ribeirão Preto. Dissertação (Mestrado) – Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo.
- VOGEL, H.G. (1979). Influence of maturation and aging on mechanical and biochemical parameters of rat bone. *Gerontology*, v.25, p.16-23.
- WACHTEL, E.F.; KEAVENY, T.M. (1997). Dependence of trabecular damage on mechanical strain. *Journal of Orthopaedic Research*, v.15, n.5, p.781-787.
- WALKER, T.W.; GRAHAM, J.D.; MILLS, R.H. (1976). Changes in the mechanical behaviour of the human femoral head associated with arthritic pathologies. *Journal of Biomechanics*, v.9, p.615-624.
- ZIOUPOS, P.; CURREY, J.D. (1998). Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. *Bone*, v.22, n.1, p.57-66.
- ZIOUPOS, P.; CURREY, J.D.; HAMER, A.J. (1999). The role of collagen in the declining mechanical properties of aging human cortical bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, v.45(2), p.108-116.



## ANEXOS

I – Tabelas A<sub>1</sub>, A<sub>2</sub> e A<sub>3</sub> – Valores do peso corporal e dos fêmures de cada animal.

II – Tabelas B<sub>1</sub>, B<sub>2</sub> e B<sub>3</sub> – Valores das propriedades mecânicas obtidas do ensaio de flexão em três pontos até a ruptura realizados no fêmur esquerdo dos animais.

III – Tabelas C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub> e C<sub>3</sub> – Valores das energias de carregamento, de descarregamento e de histerese obtidas do ensaio de flexão não-destrutivo (ensaio de histerese) realizados no fêmur direito dos animais.

IV – Quadro A - Utilização do programa AutoCAD R14<sup>®</sup> para o cálculo das propriedades físicas dos fêmures.

V – Tabela D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> e D<sub>3</sub> – Valores do momento de inércia, da distância da linha neutra e das tensões máximas aplicadas, dos fêmures esquerdos.

TABELA A<sub>1</sub> – Valores do peso corporal e dos fêmures de cada animal do grupo A (25 dias de idade).

<i>Grupo</i>	<i>Animais</i>	<i>Peso Corporal (g)</i>	<i>Peso do Fêmur Esquerdo (g)</i>	<i>Peso do Fêmur Direito (g)</i>
<i>AI</i>	1	81,60	0,41	0,43
	2	78,25	0,41	0,39
	3	73,09	0,38	0,39
	4	71,22	0,39	0,39
	5	64,85	0,32	0,32
	6	68,00	0,34	0,36
	7	60,29	0,35	0,34
	8	68,32	0,34	0,33
	9	66,56	0,31	0,32
	10	69,00	0,35	0,35
	<i>Média</i>	<b>70,12</b>	<b>0,36</b>	<b>0,36</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>6,27</b>	<b>0,04</b>	<b>0,04</b>
<i>AII</i>	1	60,70	0,39	0,36
	2	59,24	0,38	0,32
	3	60,47	0,32	0,31
	4	63,87	0,39	0,36
	5	65,26	0,38	0,39
	6	66,10	0,41	0,39
	7	73,20	0,41	0,40
	8	75,72	0,45	0,43
	9	62,00	0,37	0,36
	10	75,00	0,39	0,39
	<i>Média</i>	<b>66,16</b>	<b>0,39</b>	<b>0,37</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>6,26</b>	<b>0,03</b>	<b>0,04</b>
<i>AIII</i>	1	66,20	0,33	0,35
	2	69,84	0,32	0,30
	3	64,53	0,33	0,33
	4	75,80	0,35	0,35
	5	78,90	0,40	0,40
	6	73,02	0,36	0,36
	7	64,46	0,32	0,30
	8	60,12	0,31	0,33
	9	71,80	0,36	0,36
	10	66,21	0,32	0,33
	<i>Média</i>	<b>69,09</b>	<b>0,34</b>	<b>0,34</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>5,81</b>	<b>0,03</b>	<b>0,03</b>
	<i>Média Total</i>	<b>68,45</b>	<b>0,36</b>	<b>0,36</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>6,14</b>	<b>0,04</b>	<b>0,04</b>

TABELA A<sub>2</sub> – Valores do peso corporal e dos fêmures de cada animal do grupo B (65 dias de idade).

<i>Grupo</i>	<i>Animais</i>	<i>Peso Corporal (g)</i>	<i>Peso do Fêmur Esquerdo (g)</i>	<i>Peso do Fêmur Direito (g)</i>
<b>BI</b>	1	275	0,95	0,94
	2	230	0,81	0,84
	3	340	1,13	1,10
	4	270	0,90	0,86
	5	270	0,93	0,91
	6	280	1,02	1,02
	7	275	1,00	0,98
	8	315	1,11	1,15
	9	230	0,92	0,87
	10	255	0,98	0,96
	<i>Média</i>	<b>274</b>	<b>0,98</b>	<b>0,96</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>34</b>	<b>0,09</b>	<b>0,10</b>
<b>BII</b>	1	240	0,87	0,87
	2	240	0,81	0,79
	3	280	0,94	0,94
	4	220	0,81	0,78
	5	215	0,79	0,75
	6	210	0,78	0,76
	7	270	1,00	0,98
	8	255	0,93	0,90
	9	210	0,76	0,75
	10	270	0,87	0,9
	<i>Média</i>	<b>241</b>	<b>0,86</b>	<b>0,84</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>27</b>	<b>0,08</b>	<b>0,09</b>
<b>BIII</b>	1	225	0,73	0,72
	2	280	0,96	0,98
	3	220	0,72	0,71
	4	265	0,88	0,86
	5	255	0,87	0,85
	6	290	0,98	0,96
	7	260	0,83	0,87
	8	255	0,84	0,85
	9	240	0,87	0,90
	10	230	0,84	0,85
	<i>Média</i>	<b>252</b>	<b>0,85</b>	<b>0,85</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>23</b>	<b>0,08</b>	<b>0,09</b>
	<i>Média Total</i>	<b>256</b>	<b>0,89</b>	<b>0,89</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>31</b>	<b>0,10</b>	<b>0,11</b>

TABELA A<sub>3</sub> – Valores do peso corporal e dos fêmures de cada animal do grupo C (1 ano de idade).

<i>Grupo</i>	<i>Animais</i>	<i>Peso Corporal (g)</i>	<i>Peso do Fêmur Esquerdo (g)</i>	<i>Peso do Fêmur Direito (g)</i>
<i>CI</i>	1	340	1,23	1,24
	2	400	1,25	1,29
	3	385	1,21	1,21
	4	280	1,03	1,01
	5	395	1,27	1,27
	6	305	1,03	1,03
	7	365	1,19	1,19
	8	395	1,1	1,05
	9	355	1,42	1,37
	10	380	1,24	1,27
	<i>Média</i>	<b>360</b>	<b>1,20</b>	<b>1,19</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>41</b>	<b>0,12</b>	<b>0,12</b>
<i>CII</i>	1	380	1,09	1,12
	2	385	1,18	1,09
	3	285	1,01	1,01
	4	280	1,1	1,05
	5	355	1,13	1,1
	6	320	1,18	1,16
	7	310	1,01	0,99
	8	380	1,05	1,05
	9	370	1,04	1,02
	10	365	1,25	1,16
	<i>Média</i>	<b>343</b>	<b>1,10</b>	<b>1,08</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>41</b>	<b>0,08</b>	<b>0,06</b>
<i>CIII</i>	1	365	1,17	1,14
	2	375	1,24	1,28
	3	360	1,15	1,19
	4	395	1,37	1,32
	5	290	0,96	0,98
	6	300	0,97	0,95
	7	340	1,27	1,26
	8	375	1,21	1,23
	9	390	1,12	1,09
	10	330	1,1	1,12
	<i>Média</i>	<b>352</b>	<b>1,16</b>	<b>1,16</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>36</b>	<b>0,13</b>	<b>0,12</b>
	<i>Média Total</i>	<b>352</b>	<b>1,15</b>	<b>1,14</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>39</b>	<b>0,12</b>	<b>0,12</b>

TABELA B<sub>1</sub> – Valores das propriedades mecânicas obtidas do ensaio de flexão em três pontos até a ruptura realizados no fêmur esquerdo das ratas do grupo A (25 dias de idade).

<i>Grupo</i>	<i>Animais</i>	<i>Límite Elástico</i>		<i>Límite Máximo</i>		<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (x10<sup>-3</sup> J)</i>
		<i>Carga (N)</i>	<i>Deflexão (x10<sup>-3</sup> m)</i>	<i>Carga (N)</i>	<i>Deflexão (x10<sup>-3</sup> m)</i>		
<i>AI</i>	<i>1</i>	7,733	0,189	12,987	0,709	35.742	0,622
	<i>2</i>	6,107	0,119	10,747	0,868	44.815	0,317
	<i>3</i>	7,280	0,123	14,187	0,696	52.683	0,398
	<i>4</i>	6,800	0,153	11,733	1,094	36.364	0,439
	<i>5</i>	6,667	0,158	10,960	0,877	35.356	0,453
	<i>6</i>	5,627	0,106	13,760	1,119	44.028	0,247
	<i>7</i>	6,800	0,188	11,760	0,862	32.058	0,566
	<i>8</i>	6,400	0,157	12,067	0,138	35.331	0,435
	<i>9</i>	6,560	0,141	12,267	1,000	40.943	0,407
	<i>10</i>	5,440	0,123	11,760	0,717	35.341	0,267
	<i>Média</i>	<b>6,541</b>	<b>0,146</b>	<b>12,223</b>	<b>0,808</b>	<b>39.266</b>	<b>0,415</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>0,697</b>	<b>0,028</b>	<b>1,119</b>	<b>0,280</b>	<b>6.282</b>	<b>0,119</b>
<i>AII</i>	<i>1</i>	6,293	0,141	10,827	1,196	30.638	0,305
	<i>2</i>	4,320	0,143	8,400	0,800	26.105	0,267
	<i>3</i>	4,587	0,143	9,600	0,928	26.105	0,267
	<i>4</i>	5,256	0,191	8,533	0,532	24.571	0,448
	<i>5</i>	5,813	0,255	11,440	0,943	22.796	0,741
	<i>6</i>	6,400	0,187	11,307	0,619	29.235	0,511
	<i>7</i>	7,840	0,172	13,307	0,764	40.308	0,596
	<i>8</i>	7,973	0,189	13,520	0,636	38.799	0,693
	<i>9</i>	6,907	0,191	10,667	0,649	31.974	0,583
	<i>10</i>	6,867	0,200	11,627	0,964	30.535	0,611
	<i>Média</i>	<b>6,226</b>	<b>0,181</b>	<b>10,923</b>	<b>0,803</b>	<b>30.107</b>	<b>0,502</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>1,247</b>	<b>0,034</b>	<b>1,740</b>	<b>0,204</b>	<b>5.778</b>	<b>0,174</b>
<i>AIII</i>	<i>1</i>	4,933	0,219	8,693	1,231	18.141	0,435
	<i>2</i>	7,840	0,228	13,840	0,896	28.947	0,752
	<i>3</i>	6,867	0,245	10,667	0,896	24.490	0,735
	<i>4</i>	6,400	0,231	12,400	1,066	21.645	0,577
	<i>5</i>	7,067	0,179	15,733	0,660	36.128	0,579
	<i>6</i>	8,400	0,247	13,467	1,311	31.308	0,955
	<i>7</i>	7,018	0,155	11,356	0,677	35.684	0,549
	<i>8</i>	6,863	0,194	13,578	1,121	34.561	0,797
	<i>9</i>	6,973	0,164	11,912	0,945	38.451	0,450
	<i>10</i>	6,818	0,157	13,047	0,784	26.437	0,894
	<i>Média</i>	<b>6,918</b>	<b>0,202</b>	<b>12,467</b>	<b>0,959</b>	<b>29.579</b>	<b>0,672</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>1,207</b>	<b>0,036</b>	<b>2,492</b>	<b>0,222</b>	<b>6.804</b>	<b>0,181</b>
	<i>Média Total</i>	<b>6,562</b>	<b>0,176</b>	<b>11,872</b>	<b>0,857</b>	<b>32.984</b>	<b>0,530</b>
	<i>Desvio Padrão</i>	<b>0,984</b>	<b>0,040</b>	<b>1,727</b>	<b>0,241</b>	<b>7.579</b>	<b>0,189</b>

TABELA B<sub>2</sub> – Valores das propriedades mecânicas obtidas do ensaio de flexão em três pontos até a ruptura realizados no fêmur esquerdo das ratas do grupo B (65 dias de idade).

Grupo	Animais	Limite Elástico		Limite Máximo		Rigidez (N/m)	Resiliência ( $\times 10^{-3}$ J)
		Carga (N)	Deflexão ( $\times 10^{-3}$ m)	Carga (N)	Deflexão ( $\times 10^{-3}$ m)		
BI	1	48,669	0,530	67,670	1,04	102.032	11,602
	2	40,669	0,304	61,470	0,657	149.354	5,537
	3	46,000	0,432	68,337	0,980	112.618	9,390
	4	43,669	0,443	60,000	0,711	105.685	9,020
	5	40,269	0,366	56,136	0,689	133.165	6,100
	6	41,335	0,346	65,337	0,941	133.383	6,405
	7	56,670	0,430	74,670	0,883	152.749	10,510
	8	56,000	0,424	71,737	0,699	143.700	10,910
	9	39,335	0,383	58,136	0,965	106.860	7,240
	10	46,136	0,323	66,337	0,761	139.319	7,270
<b>Média</b>		<b>45,875</b>	<b>0,398</b>	<b>64,983</b>	<b>0,833</b>	<b>127.887</b>	<b>8,398</b>
<b>Desvio Padrão</b>		<b>6,269</b>	<b>0,067</b>	<b>5,983</b>	<b>0,144</b>	<b>19.306</b>	<b>2,172</b>
BII	1	55,160	0,475	73,550	0,905	162.522	9,360
	2	44,669	0,431	62,336	0,800	107.448	9,285
	3	55,488	0,347	77,185	0,610	212.679	7,238
	4	45,202	0,342	66,000	0,742	151.991	6,721
	5	47,336	0,453	62,136	0,800	138.457	8,092
	6	46,802	0,393	63,603	0,755	124.440	8,800
	7	57,469	0,394	74,000	0,762	162.252	10,180
	8	48,802	0,431	66,803	0,889	139.947	8,510
	9	37,335	0,392	50,336	0,903	108.339	6,433
	10	49,069	0,459	63,870	0,841	116.311	10,350
<b>Média</b>		<b>48,733</b>	<b>0,412</b>	<b>65,982</b>	<b>0,801</b>	<b>142.439</b>	<b>8,497</b>
<b>Desvio Padrão</b>		<b>6,036</b>	<b>0,046</b>	<b>7,679</b>	<b>0,091</b>	<b>32.036</b>	<b>1,370</b>
BIII	1	48,000	0,424	63,603	0,962	132.955	8,665
	2	53,190	0,304	76,042	0,855	184.431	7,670
	3	44,000	0,410	60,270	0,697	130.793	7,400
	4	50,802	0,400	60,670	0,656	147.125	8,770
	5	43,335	0,377	51,469	0,670	122.587	7,659
	6	46,669	0,366	62,670	0,779	137.608	7,914
	7	40,669	0,403	56,936	0,738	103.983	7,953
	8	48,000	0,381	62,000	0,663	136.842	8,420
	9	41,335	0,410	52,000	0,719	117.385	7,280
	10	45,336	0,395	61,000	10,000	126.775	8,106
<b>Média</b>		<b>46,134</b>	<b>0,387</b>	<b>60,666</b>	<b>0,774</b>	<b>134.048</b>	<b>7,984</b>
<b>Desvio Padrão</b>		<b>4,010</b>	<b>0,034</b>	<b>6,869</b>	<b>0,125</b>	<b>21.363</b>	<b>0,510</b>
<b>Média Total</b>		<b>46,914</b>	<b>0,399</b>	<b>63,877</b>	<b>0,803</b>	<b>134.791</b>	<b>8,293</b>
<b>Desvio Padrão</b>		<b>5,497</b>	<b>0,050</b>	<b>7,040</b>	<b>0,120</b>	<b>24.751</b>	<b>1,476</b>

TABELA B<sub>3</sub> – Valores das propriedades mecânicas obtidas do ensaio de flexão em três pontos até a ruptura realizados no fêmur esquerdo das ratas do grupo C (1 ano de idade).

Grupo	Animais	Limite Elástico		Limite Máximo		Rigidez (N/m)	Resiliência (x10 <sup>-3</sup> J)	
		Carga (N)	Deflexão (x10 <sup>-3</sup> m)	Carga (N)	Deflexão (x10 <sup>-3</sup> m)			
CI	2	72,000	0,241	105,750	0,660	294.677	8,255	
	3	97,875	0,315	132,975	0,639	341.480	13,360	
	4	93,375	0,290	106,312	0,467	327.920	12,530	
	6	86,625	0,381	101,475	0,499	249.852	14,250	
	7	79,200	0,227	131,625	0,721	347.885	8,411	
	8	78,975	0,274	112,500	0,560	281.455	10,550	
	9	68,625	0,237	96,075	0,659	277.558	7,828	
	10	88,875	0,324	96,750	0,582	294.443	12,742	
	11	87,188	0,214	125,000	0,519	441.935	8,163	
	12	88,650	0,231	110,250	0,524	376.158	9,666	
		<b>Média</b>	<b>84,139</b>	<b>0,273</b>	<b>111,871</b>	<b>0,583</b>	<b>323.336</b>	<b>10,576</b>
		<b>Desvio Padrão</b>	<b>9,258</b>	<b>0,054</b>	<b>13,604</b>	<b>0,083</b>	<b>56.484</b>	<b>2,450</b>
CII	1	71,100	0,260	102,375	0,518	268.928	8,652	
	2	86,625	0,286	101,475	0,480	291.491	11,888	
	3	73,350	0,261	87,525	0,431	287.457	8,933	
	4	69,525	0,236	96,750	0,550	281.608	7,822	
	5	67,500	0,221	83,925	0,544	289.896	7,092	
	6	58,500	0,204	86,850	0,558	273.664	5,689	
	7	87,750	0,308	99,675	0,400	275.590	13,089	
	8	82,350	0,279	108,000	0,558	303.009	10,440	
	9	78,750	0,265	101,250	0,521	296.238	9,647	
	10	88,312	0,244	112,050	0,582	356.604	10,142	
	<b>Média</b>	<b>76,376</b>	<b>0,256</b>	<b>97,988</b>	<b>0,514</b>	<b>292.449</b>	<b>9,339</b>	
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,003</b>	<b>0,031</b>	<b>9,284</b>	<b>0,059</b>	<b>24.904</b>	<b>2,206</b>	
CIII	1	68,625	0,227	93,600	0,555	288.945	7,418	
	2	88,650	0,236	120,000	0,541	364.192	10,120	
	3	95,625	0,295	113,625	0,635	330.295	13,040	
	4	78,187	0,240	90,900	0,576	344.459	8,321	
	5	75,600	0,276	93,150	0,580	263.248	10,063	
	7	60,750	0,236	71,437	0,471	246.288	6,841	
	8	78,750	0,222	105,000	0,650	338.532	8,350	
	10	78,187	0,218	113,625	0,537	372.240	7,746	
	11	91,350	0,263	117,675	0,521	338.056	11,683	
	12	58,275	0,242	80,000	0,544	235.312	6,536	
		<b>Média</b>	<b>77,400</b>	<b>0,245</b>	<b>99,901</b>	<b>0,561</b>	<b>312.157</b>	<b>9,012</b>
		<b>Desvio Padrão</b>	<b>12,381</b>	<b>0,025</b>	<b>16,650</b>	<b>0,052</b>	<b>49.700</b>	<b>2,150</b>
	<b>Média Total</b>	<b>79,305</b>	<b>0,258</b>	<b>103,253</b>	<b>0,553</b>	<b>309.314</b>	<b>9,642</b>	
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,839</b>	<b>0,039</b>	<b>14,466</b>	<b>0,070</b>	<b>46.021</b>	<b>2,297</b>	

TABELA C<sub>1</sub> – Valores das energias de carregamento, de descarregamento e de histerese obtidas do ensaio de flexão não-destrutivo (ensaio de histerese) realizados no fêmur direito dos animais do grupo A (25 dias de idade).

<i>Grupo</i>	<i>Animal</i>	<i>En. de Carregamento (x10<sup>-3</sup> J)</i>	<i>En. de Descarregamento (x10<sup>-3</sup> J)</i>	<i>En. de Histerese (x10<sup>-3</sup> J)</i>
<i>AI</i> <i>40%</i>	1	0,081	0,057	0,024
	2	0,067	0,030	0,037
	3	0,076	0,042	0,034
	4	0,071	0,034	0,037
	5	0,081	0,030	0,051
	6	0,051	0,028	0,023
	7	0,108	0,055	0,053
	8	0,096	0,031	0,066
	9	0,073	0,032	0,041
	10	0,052	0,026	0,025
<i>Média</i>		<i>0,076</i>	<i>0,037</i>	<i>0,039</i>
<i>Desvio Padrão</i>		<i>0,018</i>	<i>0,011</i>	<i>0,014</i>
<i>AII</i> <i>60%</i>	1	0,200	0,097	0,103
	2	0,072	0,048	0,024
	3	0,122	0,061	0,061
	4	0,087	0,039	0,048
	5	0,193	0,086	0,107
	6	0,207	0,069	0,138
	7	0,300	0,087	0,213
	8	0,292	0,111	0,181
	9	0,240	0,062	0,179
	10	0,186	0,112	0,074
<i>Média</i>		<i>0,190</i>	<i>0,077</i>	<i>0,113</i>
<i>Desvio Padrão</i>		<i>0,078</i>	<i>0,025</i>	<i>0,063</i>
<i>AIII</i> <i>80%</i>	1	0,230	0,092	0,137
	2	0,326	0,123	0,203
	3	0,469	0,155	0,313
	4	0,265	0,131	0,134
	5	0,330	0,137	0,193
	6	0,415	0,169	0,246
	7	0,286	0,109	0,178
	8	0,358	0,110	0,248
	9	0,457	0,184	0,273
	10	0,406	0,170	0,236
<i>Média</i>		<i>0,354</i>	<i>0,138</i>	<i>0,216</i>
<i>Desvio Padrão</i>		<i>0,077</i>	<i>0,029</i>	<i>0,055</i>



TABELA C<sub>2</sub> – Valores das energias de carregamento, de descarregamento e de histerese obtidas do ensaio de flexão não-destrutivo (ensaio de histerese) realizados no fêmur direito dos animais do grupo B (65 dias de idade).

<i>Grupo</i>	<i>Animal</i>	<i>En. de Carregamento (x10<sup>-3</sup> J)</i>	<i>En. de Descarregamento (x10<sup>-3</sup> J)</i>	<i>En. de Histerese (x10<sup>-3</sup> J)</i>
<b>BI</b> <b>40%</b>	1	2,460	1,492	0,967
	2	1,435	1,104	0,331
	3	1,898	1,366	0,532
	4	1,732	1,144	0,588
	5	1,101	0,757	0,344
	6	1,240	0,898	0,341
	7	2,173	1,477	0,697
	8	2,180	1,290	0,890
	9	1,279	0,870	0,409
	10	1,418	0,905	0,513
<b>Média</b>		<b>1,692</b>	<b>1,130</b>	<b>0,561</b>
<b>Desvio Padrão</b>		<b>0,468</b>	<b>0,268</b>	<b>0,228</b>
<b>BII</b> <b>60%</b>	1	3,903	2,689	1,214
	2	3,640	1,925	1,714
	3	3,575	2,766	0,809
	4	2,791	2,106	0,685
	5	3,662	2,235	1,427
	6	3,053	1,870	1,183
	7	4,402	2,580	1,822
	8	3,525	2,445	1,081
	9	3,834	2,487	1,346
	10	4,510	2,589	1,921
<b>Média</b>		<b>3,689</b>	<b>2,369</b>	<b>1,320</b>
<b>Desvio Padrão</b>		<b>0,527</b>	<b>0,317</b>	<b>0,413</b>
<b>BIII</b> <b>80%</b>	1	6,764	4,575	2,188
	2	6,664	4,331	2,333
	3	6,367	3,840	2,527
	4	6,171	4,568	1,603
	5	5,062	3,690	1,372
	6	5,659	3,451	2,209
	7	4,935	3,111	1,824
	8	5,195	3,346	1,850
	9	5,703	3,869	1,834
	10	5,906	4,032	1,874
<b>Média</b>		<b>5,843</b>	<b>3,881</b>	<b>1,961</b>
<b>Desvio Padrão</b>		<b>0,651</b>	<b>0,504</b>	<b>0,350</b>

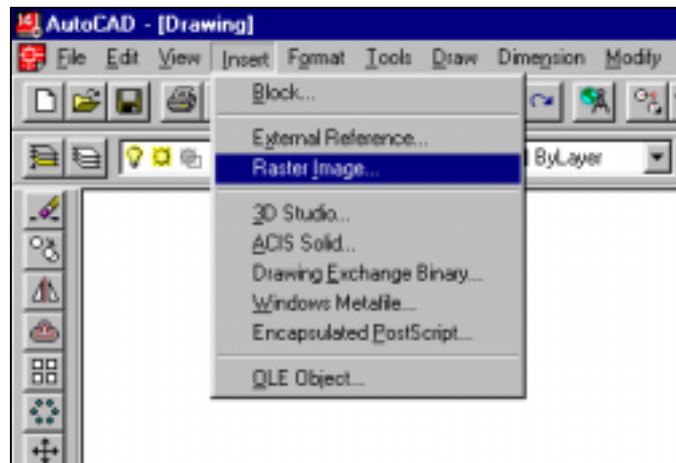
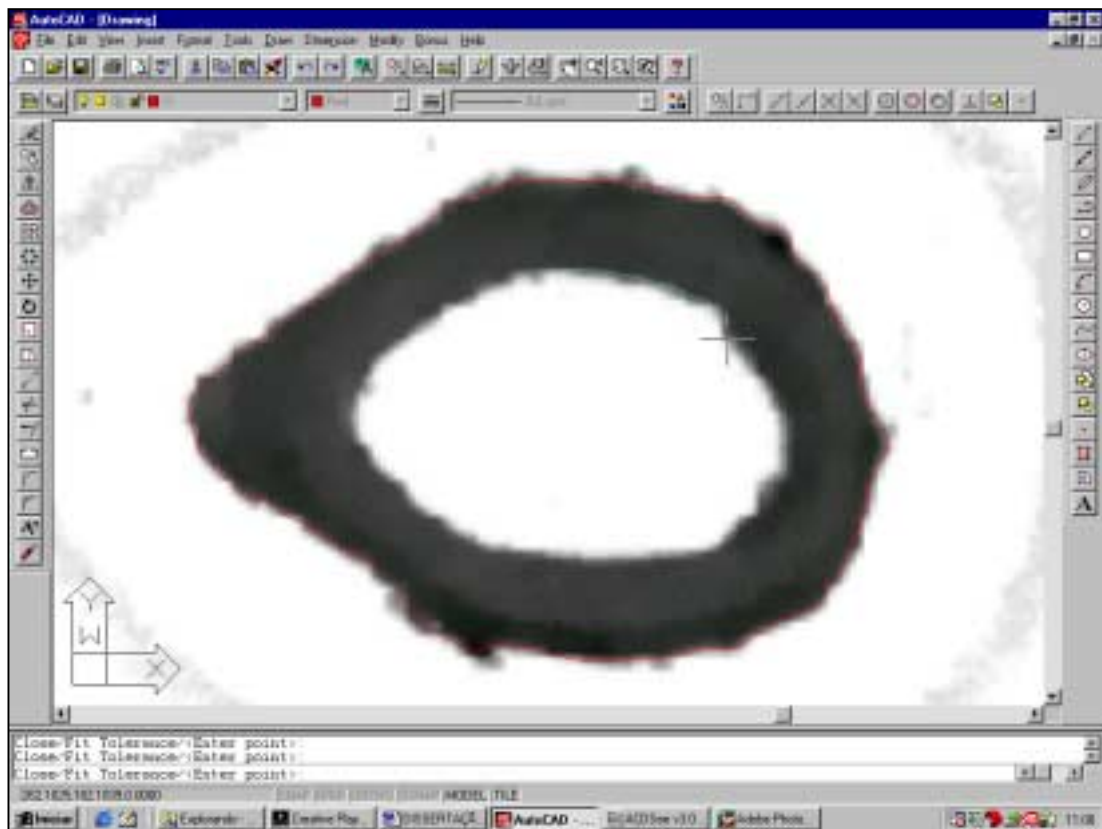
TABELA C<sub>3</sub> – Valores das energias de carregamento, de descarregamento e de histerese obtidas do ensaio de flexão não-destrutivo (ensaio de histerese) realizados no fêmur direito dos animais do grupo C (1 ano de idade).

<i>Grupo</i>	<i>Animal</i>	<i>En. de Carregamento</i> <i>(x10<sup>-3</sup> J)</i>	<i>En. de Descarregamento</i> <i>(x10<sup>-3</sup> J)</i>	<i>En. de Histerese</i> <i>(x10<sup>-3</sup> J)</i>
<b><i>CI</i></b> <b><i>40%</i></b>	1	1,555	1,118	0,438
	2	2,061	1,712	0,348
	3	2,514	1,965	0,549
	4	2,323	1,894	0,429
	5	1,997	1,388	0,608
	6	2,140	1,662	0,479
	7	1,582	1,047	0,536
	8	2,556	1,890	0,666
	9	2,173	1,403	0,770
	10	2,167	1,655	0,512
<b><i>Média</i></b>		<b><i>2,107</i></b>	<b><i>1,573</i></b>	<b><i>0,533</i></b>
<b><i>Desvio Padrão</i></b>		<b><i>0,336</i></b>	<b><i>0,323</i></b>	<b><i>0,124</i></b>
<b><i>CII</i></b> <b><i>60%</i></b>	1	4,330	2,800	1,530
	2	5,776	3,452	2,324
	3	4,258	2,394	1,864
	4	3,964	3,066	0,898
	5	3,367	2,395	0,972
	6	2,580	1,780	0,797
	7	6,302	3,971	2,331
	8	4,987	3,422	1,565
	9	4,642	3,851	0,791
	10	4,905	3,639	1,267
<b><i>Média</i></b>		<b><i>4,562</i></b>	<b><i>3,196</i></b>	<b><i>1,366</i></b>
<b><i>Desvio Padrão</i></b>		<b><i>1,163</i></b>	<b><i>0,782</i></b>	<b><i>0,530</i></b>
<b><i>CIII</i></b> <b><i>80%</i></b>	1	5,441	3,964	1,477
	2	8,766	5,793	2,972
	3	10,550	8,013	2,540
	4	6,065	4,701	1,364
	5	7,912	5,895	2,016
	6	5,241	3,854	1,387
	7	5,821	4,675	1,146
	8	6,335	4,867	1,467
	9	7,566	5,810	1,756
	10	4,643	3,396	1,247
<b><i>Média</i></b>		<b><i>6,834</i></b>	<b><i>5,097</i></b>	<b><i>1,737</i></b>
<b><i>Desvio Padrão</i></b>		<b><i>1,838</i></b>	<b><i>1,343</i></b>	<b><i>0,600</i></b>

IV – Utilização do programa AutoCAD R14<sup>®</sup> para o cálculo das propriedades físicas (momento de inércia, distância da linha neutra ao ponto de aplicação da carga e área transversal) dos fêmures.

Quadro A – Passos para o cálculo de propriedades físicas utilizando o programa AutoCAD R14<sup>®</sup>.

<i>Passo</i>	<i>Procedimento</i>	<i>Observação</i>	<i>Figuras</i>
1	Inserir a figura <i>escaneada</i> .	-Comando <i>Raster Image</i> ; -Usar formato TIFF; -Dimensões em mm;	I
2	Contornar a secção desejada.	-Usar comando <i>Spline</i> ; -O contorno deve ser fechado;	II
3	Separar os contornos.		III
4	Definir regiões.	-Comando <i>Region</i> ;	IV
5	Subtrair as regiões para definir a região desejada.	-Comando <i>Subtract</i> ; -Região maior (contorno externo) menos região menor (contorno interno);	V
6	Localização do centróide da secção transversal em relação ao sistema de coordenadas.	-Comando <i>Mass Properties</i> ; -Anotar os valores	VI e VII
7	Definição do centróide como centro do sistema de coordenadas.	-Comando <i>Origin</i> ;	VIII e IX
8	Relatório das propriedades físicas.	-Comando <i>Mass Properties</i> ;	X

FIGURA I – Comando *Raster Image*.FIGURA II – Contornando a secção com comando *Spline*.

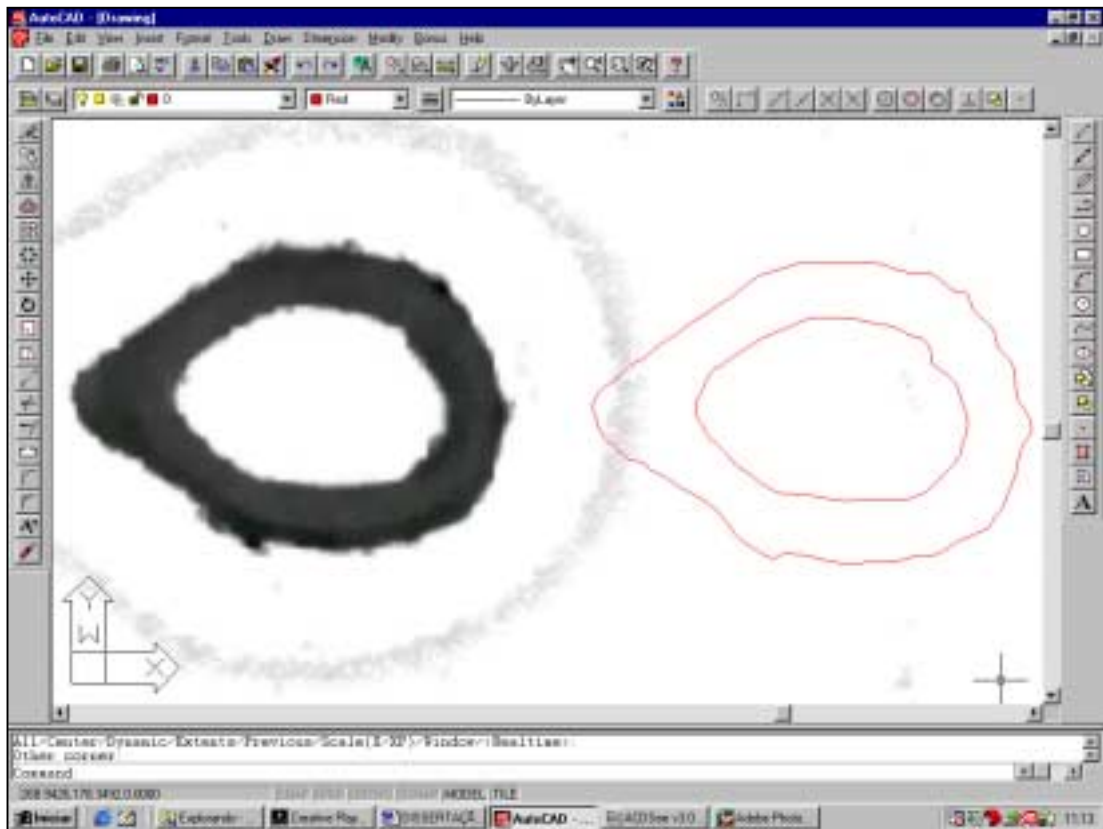
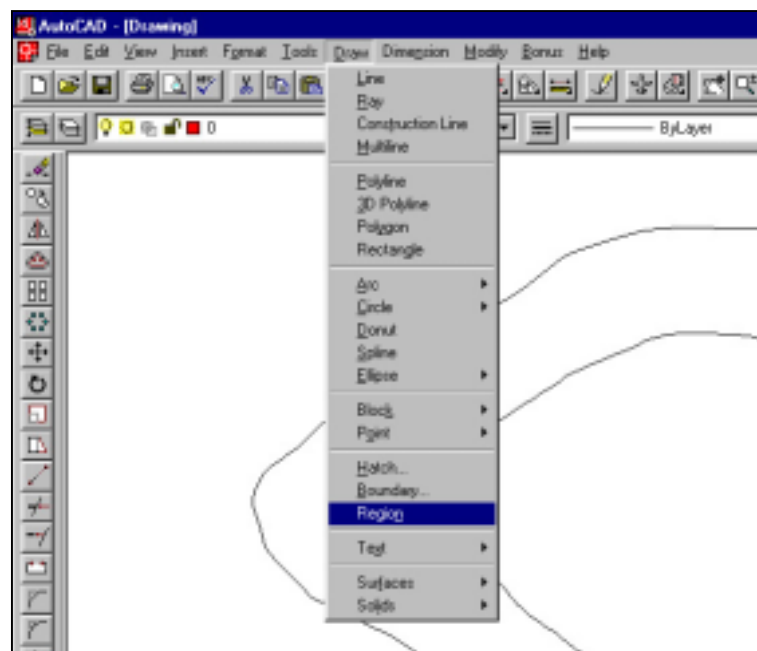
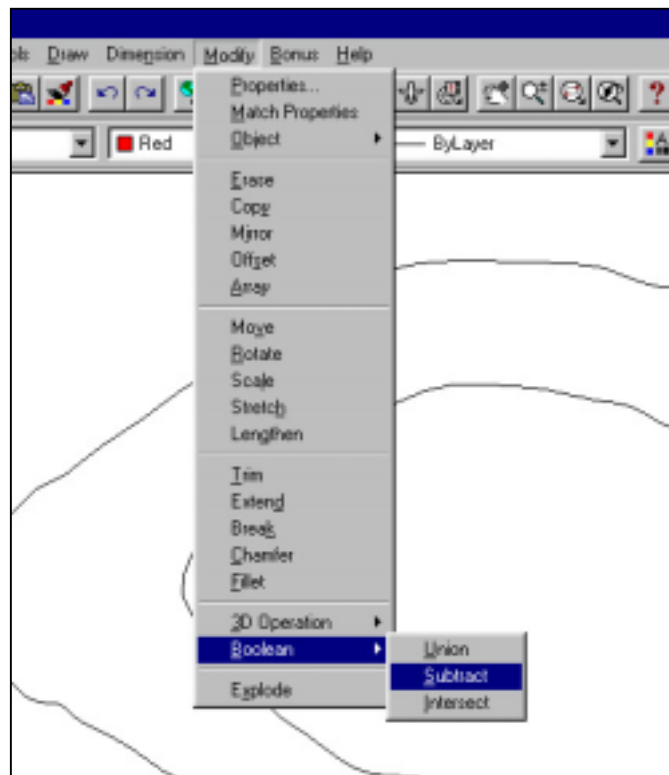
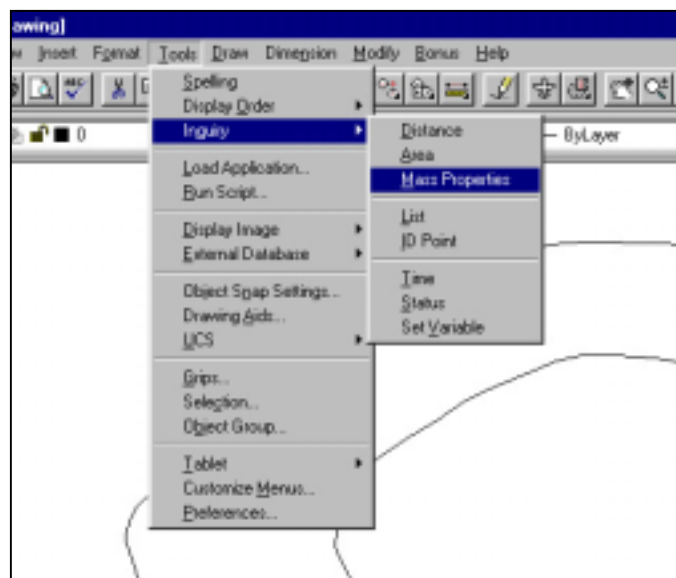


FIGURA III – Detalhe do contorno da secção.

FIGURA IV – Comando *Region*.

FIGURA V – Comando *Subtract*.FIGURA VI – Comando *Mass Properties*.

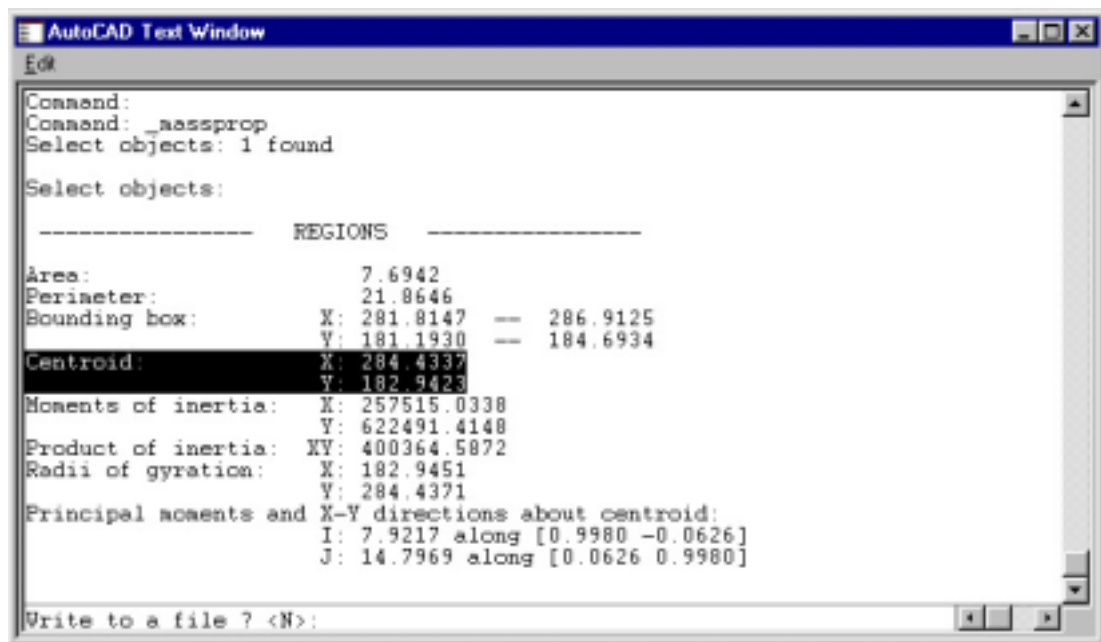
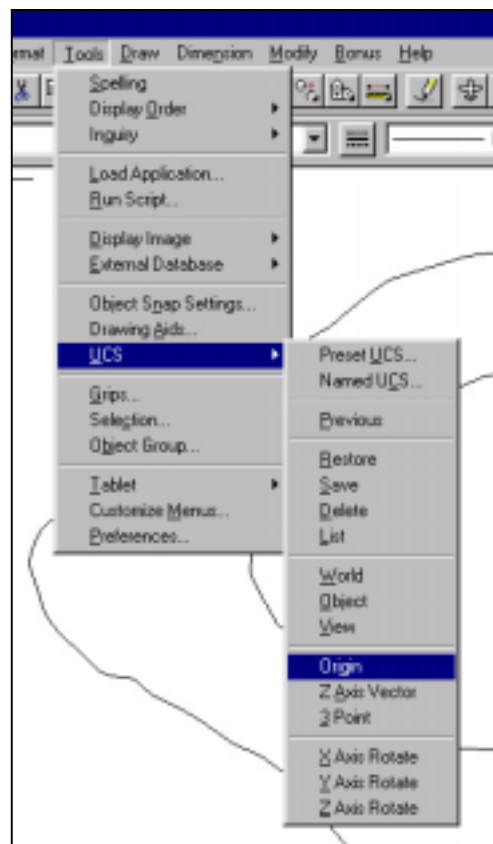


FIGURA VII – Coordenadas do centróide.

FIGURA VIII – Comando *Origin*.

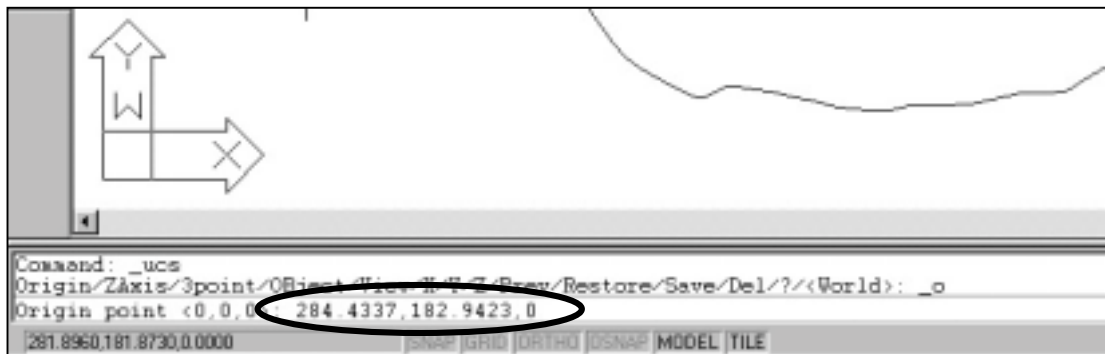


FIGURA IX – Entrada das coordenadas do centróide.

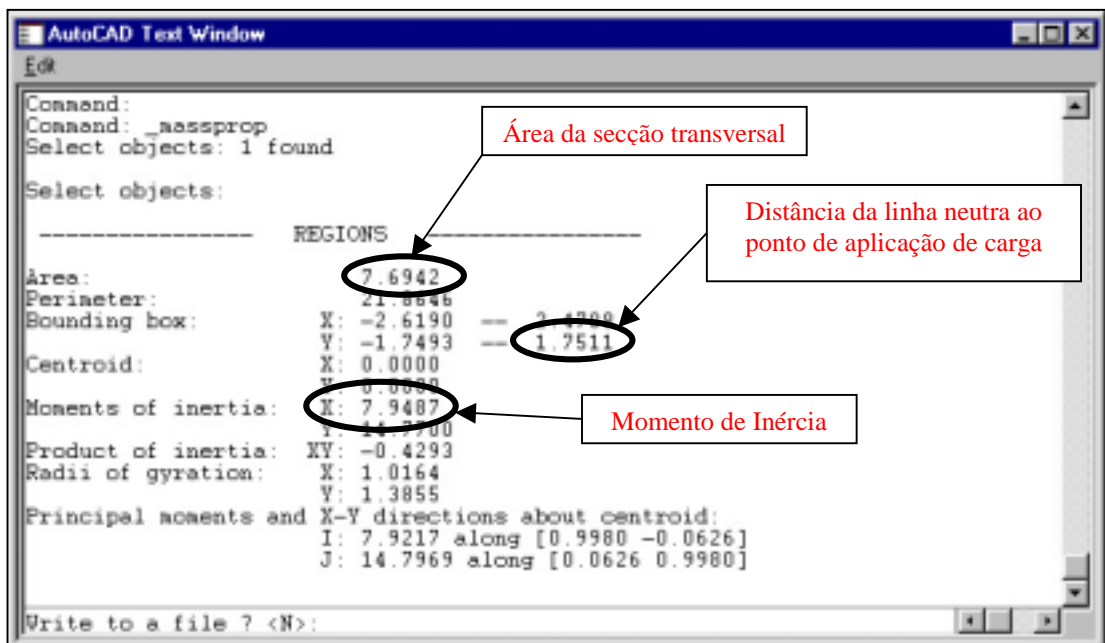


FIGURA X – Relatório das propriedades físicas.



TABELA D<sub>1</sub> – Valores da área, do momento de inércia, da distância da linha neutra até o ponto de aplicação de carga e da tensão máxima aplicada, das secções transversais dos fêmures esquerdos do grupo A

<i>Lote</i>	<i>Animal</i>	<i>Área (mm<sup>2</sup>)</i>	<i>Momento de Inércia (mm<sup>4</sup>)</i>	<i>Linha Neutra (mm)</i>	<i>Tensão Aplicada (MPa)</i>
<b>I</b>	1	1,942	0,996	1,213	79,090
	2	2,187	1,571	1,341	45,860
	3	2,206	1,155	1,115	68,471
	4	2,506	1,517	1,139	44,060
	5	2,650	1,253	1,110	48,516
	6	2,248	1,331	1,252	64,713
	7	1,779	0,596	0,952	93,930
	8	1,868	0,989	1,122	68,431
	9	1,676	0,812	1,130	85,340
	10	1,779	0,817	1,046	75,329
	<b>Média</b>	<b>2,084</b>	<b>1,104</b>	<b>1,142</b>	<b>67,374</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,328</b>	<b>0,319</b>	<b>0,108</b>	<b>16,997</b>
<b>II</b>	1	2,145	1,270	1,187	50,610
	2	1,663	0,719	0,913	53,309
	3	1,898	0,824	1,021	59,490
	4				
	5	2,179	1,103	1,091	42,182
	6	1,616	0,784	1,082	78,909
	7	2,215	1,613	1,291	45,257
	8	1,948	0,916	1,063	77,208
	9	2,166	1,355	1,201	59,930
	10				
	<b>Média</b>	<b>1,978</b>	<b>1,073</b>	<b>1,106</b>	<b>58,362</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,239</b>	<b>0,318</b>	<b>0,118</b>	<b>13,629</b>
<b>III</b>	1	2,155	1,056	1,188	48,900
	2	1,874	0,865	1,114	89,145
	3	2,046	1,049	1,121	57,032
	4	2,083	1,101	1,125	63,363
	5				
	6	1,794	0,874	1,064	81,943
	7	2,208	1,182	1,176	56,473
	8	2,080	1,146	1,098	65,006
	9				
	10	1,989	1,177	1,120	62,059
	<b>Média</b>	<b>2,029</b>	<b>1,056</b>	<b>1,126</b>	<b>65,490</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,139</b>	<b>0,126</b>	<b>0,040</b>	<b>13,495</b>
	<b>Média Total</b>	<b>2,035</b>	<b>1,080</b>	<b>1,126</b>	<b>64,021</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,249</b>	<b>0,264</b>	<b>0,093</b>	<b>14,914</b>

TABELA D<sub>2</sub> – Valores da área, do momento de inércia, da distância da linha neutra até o ponto de aplicação de carga e da tensão máxima aplicada, das secções transversais dos fêmures esquerdos do grupo B.

<i>Lote</i>	<i>Animal</i>	<i>Área (mm<sup>2</sup>)</i>	<i>Momento de Inércia (mm<sup>4</sup>)</i>	<i>Linha Neutra (mm)</i>	<i>Tensão Aplicada (MPa)</i>
<b>I</b>	1	5,728	5,292	1,578	201,791
	2	5,099	5,263	1,468	171,518
	3	6,619	8,575	1,727	137,610
	4	4,608	3,867	1,509	234,085
	5	5,211	4,258	1,611	212,366
	6	5,478	5,980	1,583	172,963
	7	5,180	4,688	1,456	231,962
	8	6,522	7,329	1,706	166,992
	9	4,824	4,135	1,560	219,317
	10	5,509	6,487	1,677	171,446
	<b>Média</b>	<b>5,478</b>	<b>5,587</b>	<b>1,587</b>	<b>192,005</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,662</b>	<b>1,519</b>	<b>0,095</b>	<b>32,340</b>
<b>II</b>	1	5,102	4,774	1,553	239,276
	2	5,549	5,380	1,590	184,252
	3	4,938	5,861	1,638	215,782
	4	4,426	3,615	1,440	262,857
	5	5,187	2,975	1,273	265,930
	6	4,608	2,741	1,415	328,352
	7	5,979	4,748	1,534	239,015
	8	5,896	5,173	1,612	208,219
	9	5,878	4,793	1,544	162,133
	10	5,281	3,818	1,450	242,630
	<b>Média</b>	<b>5,284</b>	<b>4,388</b>	<b>1,505</b>	<b>234,845</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,541</b>	<b>1,046</b>	<b>0,111</b>	<b>46,561</b>
<b>III</b>	1	4,657	3,117	1,396	284,823
	2	5,319	3,150	1,393	336,181
	3	4,933	3,041	1,387	274,843
	4	5,540	4,835	1,499	188,070
	5	5,426	4,811	1,541	164,830
	6	5,995	5,148	1,511	183,899
	7	4,772	3,594	1,423	225,437
	8	4,976	3,156	1,424	279,836
	9	5,171	3,896	1,517	202,427
	10	5,408	3,770	1,499	242,350
	<b>Média</b>	<b>5,220</b>	<b>3,852</b>	<b>1,459</b>	<b>238,269</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,402</b>	<b>0,804</b>	<b>0,059</b>	<b>54,929</b>
	<b>Média Total</b>	<b>5,327</b>	<b>4,609</b>	<b>1,517</b>	<b>221,706</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,538</b>	<b>1,342</b>	<b>0,103</b>	<b>48,909</b>

TABELA D<sub>3</sub> – Valores da área, do momento de inércia, da distância da linha neutra até o ponto de aplicação de carga e da tensão máxima aplicada, das secções transversais dos fêmures esquerdos do grupo C.

<i>Lote</i>	<i>Animal</i>	<i>Área (mm<sup>2</sup>)</i>	<i>Momento de Inércia (mm<sup>4</sup>)</i>	<i>Linha Neutra (mm)</i>	<i>Tensão Aplicada (MPa)</i>
<b>I</b>	1	6,686	6,286	1,558	262,108
	2	7,621	7,575	1,789	314,053
	3	6,204	5,526	1,537	295,717
	4	6,602	5,658	1,551	278,203
	5	7,654	7,652	1,771	304,651
	6	6,037	5,304	1,569	332,802
	7	6,593	7,023	1,590	217,526
	8	6,609	5,119	1,427	269,740
	9	8,016	10,696	1,816	212,277
	10	7,145	7,526	1,667	244,227
	<b>Média</b>	<b>6,917</b>	<b>6,837</b>	<b>1,628</b>	<b>273,131</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,661</b>	<b>1,678</b>	<b>0,128</b>	<b>40,178</b>
<b>II</b>	1	6,807	6,221	1,627	267,675
	2	6,182	5,272	1,535	295,552
	3	6,357	6,216	1,624	228,637
	4	6,200	6,220	1,743	271,163
	5	6,055	5,887	1,544	220,156
	6	6,712	6,705	1,616	209,344
	7	6,319	5,144	1,536	297,672
	8	6,415	6,600	1,666	272,548
	9	6,139	5,682	1,522	271,288
	10	6,891	6,438	1,671	290,780
	<b>Média</b>	<b>6,408</b>	<b>6,039</b>	<b>1,608</b>	<b>262,481</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,296</b>	<b>0,533</b>	<b>0,073</b>	<b>31,928</b>
<b>III</b>	1	6,868	6,820	1,583	217,235
	2	7,119	7,284	1,740	286,602
	3	7,435	6,767	1,646	276,410
	4	7,882	11,108	1,793	146,696
	5	5,974	5,625	2,134	353,498
	6	5,437	4,611	1,548	239,848
	7	7,006	8,083	1,844	239,497
	8	7,180	7,752	1,661	243,526
	9	7,547	8,100	1,720	249,935
	10	6,819	6,727	1,601	190,456
	<b>Média</b>	<b>6,927</b>	<b>7,288</b>	<b>1,727</b>	<b>244,370</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,731</b>	<b>1,727</b>	<b>0,171</b>	<b>55,756</b>
	<b>Média Total</b>	<b>6,750</b>	<b>6,721</b>	<b>1,654</b>	<b>259,994</b>
	<b>Desv. P.</b>	<b>0,624</b>	<b>1,471</b>	<b>0,137</b>	<b>43,908</b>