

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA - UNIVAP
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO – IP&D

Gelson Araújo de Souza

Avaliação do Efeito da Cinesioterapia após Imobilização na Resistência
Mecânica em Flexão de Ossos Fêmur de Ratos

São José dos Campos, SP.

2005

Gelson Araújo de Souza

**Avaliação do Efeito da Cinesioterapia após Imobilização na Resistência
Mecânica em Flexão de Ossos Fêmur de Ratos**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Bioengenharia, como
complementação dos créditos
necessários para obtenção do título
de Mestre em Engenharia
Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos

São José dos Campos, SP.

2005

S715a

Souza, Gelson Araújo de

Avaliação do Efeito da Cinesioterapia após Imobilização na Resistência Mecânica em Flexão de Ossos Fêmur de Ratos / Gelson Araújo de Souza – São José dos Campos : 2005.

50p. : il. ; 31 cm

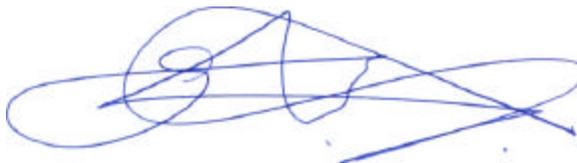
Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2005.

1. Imobilização 2. Cinesioterapia 3. Propriedades mecânicas 4. Fêmur
I. Ramos, Alfeu Saraiva II. Título

CDU:615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Assinatura do aluno:

A handwritten signature in blue ink, consisting of several overlapping loops and a long horizontal stroke extending to the right.

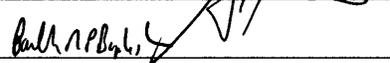
Data: 09 de setembro de 2005

Gelson Araújo de Souza

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **LUÍS VICENTE FRANCO DE OLIVEIRA** (UNIVAP) 

Prof. Dr. **ALFEU SARAIVA RAMOS** (UNIVAP) 

Prof. Dr. **CARLOS A. R. P. BAPTISTA** (Faenquil) 

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco
Diretor do IP&D - UniVap
São José dos Campos, 09 de setembro de 2005.

À minha mulher, Giuliana, por sempre acreditar em mim e em nós, e as minhas filhas, Livia e Nicole, pela alegria de viver.

Aos meus pais, Nelson e Marina, pois sem suas dedicações nada disto seria possível.

Agradecimentos

. Ao Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos, pela sua reconhecida competência profissional e pela sua amizade, sempre presente.

. Ao Professor Sylvio Simões pelo constante incentivo ao estudo

. À Professora Ângela Matos Pinto, pela amizade e dedicação ao ensino.

. A UNITAU (Universidade de Taubaté), pela concessão de bolsa de estudos para que a realização deste trabalho fosse possível.

. Ao Professor Dr. Carlos Antônio Baptista, pela permissão do uso da Máquina Universal de Ensaio Mecânicos na FAENQUIL – Lorena, e ao técnico Francisco (CHICO), pela colaboração e auxílio no manuseio.

. A bibliotecária Tereza, da Biblioteca de Pós-Graduação da UNITAU, pela ajuda na constante busca dos artigos para pesquisa e elaboração desta dissertação.

Resumo

Recentes estudos envolvendo a determinação de propriedades mecânicas de ossos têm sido realizados, nos quais os cálculos foram baseados em seções esféricas e apenas valores da carga foram apresentados. Neste trabalho, ensaios de flexão de três pontos foram realizados em ossos do fêmur de ratos e os cálculos das tensões foram baseados em seções elípticas. Assim, verificou-se o efeito da cinesioterapia (natação por 4 semanas) nas propriedades mecânicas de flexão após período de imobilização de 3 semanas. Os resultados indicaram que os níveis de tensão foram reduzidos após período de imobilização. Além disso, foi notada uma tendência de menores valores de deflexão em ossos imobilizados e com atividade física restrita, provavelmente devido a perda de nutrientes orgânicos e inorgânicos. Os níveis de tensão foram restabelecidos após atividade física direcionada (natação), indicando que o seu uso precoce pode contribuir para uma recuperação mais efetiva após um determinado período de imobilização.

Palavras-chave: Imobilização, Cinesioterapia, Propriedades mecânicas, Flexão

Abstract

Recent studies involving the determination of mechanical properties of bones has been accomplished, in which the calculations were based on spherical sections and just values of the load were presented. In this work, tests of flexion of three points were accomplished in bones of the femur of mouse and the calculations of the tensions were based on elliptical sections. Like this, the effect of the kinesiotherapy was verified (swimming for 4 weeks) in the mechanical properties of flexion after period of immobilization of 3 weeks. The results indicated that the tension levels were reduced after immobilization period besides, it was noticed a tendency of smaller deflection values in immobilized bones and with restricted physical activity, probably due to loss of nutrients organics and inorganics. The tension levels were reestablished after addressed physical activity (swimming), indicating that his precocious use can contribute to a more effective recovery after a certain immobilization period.

Key-words: Immobilization, kinesiotherapy, Mechanical properties, Flexion

Lista de Figuras

Figura 1 – Esquema de uma curva do tipo Tensão versus Deformação mostrando as regiões elásticas e plásticas, o ponto localizado próximo do limite de escoamento e da região de fratura	9
Figura 2 – Tanque de aço inoxidável de 300 L para a realização da atividade física dos ratos	13
Figura 3 – Ratos durante a realização da atividade física dentro do tanque.....	14
Figura 4 - Máquina de ensaios hidráulica servo-hidráulica MTS utilizada para a realização dos ensaios mecânicos de flexão	15
Figura 5 – Esquema mostrando o osso fêmur posicionado para a realização do ensaio mecânico de flexão de três pontos	16
Figura 6 – Medidas externas e internas da diáfise óssea	19
Figura 7 – Diagrama mostrando as médias da largura e da espessura externa	20
Figura 8 – Diagrama mostrando as médias da largura e da espessura interna. (canal medular).....	21
Figura 9 – Curva da força <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 1 – CONTROLE	23
Figura 10 – Curva da força <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 2 – IMOBILIZADO	22
Figura 11 – Curva da força <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 3 – IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA	23
Figura 12 – Curva da força <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 4 – IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA	23
Figura 13 – Curvas da força <i>versus</i> deslocamento de todos os grupos	24
Figura 14 – Valores médios da carga no ponto final (fratura) dos grupos	24

Figura 15 - Curva da tensão <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 1 – CONTROLE	26
Figura 16 - Curva da tensão <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 2 – IMOBILIZADO	26
Figura 17 – Curva da tensão <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 3 – IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA	27
Figura 18 – Curva da tensão <i>versus</i> deslocamento do GRUPO 4 – IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA	27
Figura 19 – Curvas da tensão <i>versus</i> deslocamento dos grupos	28
Figura 20 – Valores médios da tensão dos grupos	28
Figura 21 – Valores médios da deflexão dos ossos dos diferentes grupos após os ensaios mecânicos de flexão	30
Figura 22 - Fratura oblíqua e microlesões após ensaio mecânico de flexão de amostra do grupo 1	31
Figura 23 - Fratura oblíqua e microlesões após ensaio mecânico de flexão de amostra do grupo 2	32
Figura 24 – Fratura com sentido transverso na parte cortical de amostra do grupo 3	32
Figura 25 - Fratura com sentido transverso e microlesões após ensaio mecânico de flexão de amostra do grupo 4	33

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Medidas da diáfise óssea externa e interna (em mm)	18
Tabela 2 – Valores médios das larguras externas (laterolateral) das diáfises ósseas	19
Tabela 3 – Valores médios das espessuras externas (anteroposterior) das diáfises ósseas .	19
Tabela 4 – Valores médios das larguras internas (laterolateral) das diáfises ósseas	20
Tabela 5 – Valores médios das espessuras internas (anteroposterior) das diáfises ósseas .	20
Tabela 6 – Valores das médias da carga final (fratura) dos grupos	25
Tabela 7 – Valores das médias da tensão dos grupos e desvio padrão	29
Tabela 8 – Valores das médias da deflexão dos grupos e desvio padrão	30

Sumário

1. Introdução.....	1
2. Objetivos	10
3. Material e Métodos	11
3.1. Animais Usados nos Experimentos	11
3.2. Finalidades dos Grupos	11
3.3. Técnicas de Imobilização	12
3.4. Atividade Física	13
3.5. Coleta do Material	14
3.6. Ensaios Mecânicos de Flexão	15
3.7. Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura	17
4. Resultados	18
4.1. Medidas da Diáfise Óssea	18
4.2. Força x Deslocamento	22
4.3. Tensão	26
4.4. Deflexão	29
4.5. Microscopia Eletrônica de Varredura	30
5. Discussão	34
6. Conclusão	40
Bibliografia	41
Anexo	46

1. INTRODUÇÃO

O tecido conjuntivo ósseo é um dos tecidos mais dinâmicos do corpo humano, sendo capaz de ajustar sua resistência ao grau de pressão a que está sujeito, seja por forças extrínsecas ou intrínsecas ao corpo. Apesar de sua aparência de rigidez absoluta em razão da função de sustentação dos tecidos moles, é também um grande reservatório de minerais como cálcio, fósforo, sódio, potássio, que podem ser mobilizados e distribuídos pelo sistema vascular sanguíneo para outras regiões conforme sejam requeridos pelo corpo (ASTRAND; RODAHL, 1980). Atua também como uma caixa protetora para órgãos nobres com o encéfalo, coração, pulmões e órgãos pélvicos, e contém dentro de suas estruturas o tecido conjuntivo hematopoiético, que é o formador das células sanguíneas. A distribuição dos ossos pelo corpo de forma articulada, formando o esqueleto, serve como alavancas para os músculos realizarem os movimentos.

A estrutura tubular típica para os corpos de muitos ossos dos membros é o arranjo mais forte, mais leve e, conseqüentemente, o mais econômico que pode ser planejado (GRAY, 1995). A espessura do revestimento cortical compacto dos ossos longos é maior na porção média do corpo, onde as forças de compressão e flexão agem com maior intensidade, e onde a estrutura trabecular interna está ausente ou tem um desenvolvimento relativamente insignificante. Nas suas extremidades (superfícies articulares), estes mesmos ossos têm de suportar principalmente grandes forças de compressão, sendo que nestas regiões, a estrutura óssea difere consideravelmente da estrutura nos corpos, sendo que todo o interior está ocupado por osso trabeculado que sustenta uma camada de tecido ósseo compacto relativamente fina. Esta forma de construção é de fato amplamente distribuída por todo esqueleto humano e talvez só seja

modificada onde forças de flexão, torção e/ou tração exigem acúmulos mais consideráveis de ossos compactos.

O tecido ósseo é formado por componentes inorgânicos (maiores valores de dureza) e orgânicos (com características elásticas), que possibilitam níveis de resistência significativos, em tração e em compressão, diferindo de muitos materiais artificiais (WILLIAMS, 1968). Quando contraídos, os músculos são responsáveis por grande parte dos níveis de resistência, mesmo em articulações que atuam sob carregamento dinâmico.

As principais substâncias formadoras de osso são os carbonatos e os fosfatos de cálcio, que representam cerca de 70% do seu peso, conferindo-lhe rigidez; a água (25 a 30% do peso total) e o colágeno, que é uma proteína responsável pela flexibilidade e contribui para os níveis de resistência em tração (MARCHIGIANO, 1997).

As forças mecânicas têm influência direta no crescimento e no formato dos ossos. Em transformações ocorridas durante o período de evolução, a solução biológica mais adequada para suportar as necessidades mecânicas impostas foi alcançada em interação com fatores limitantes como fontes de nutrição, potência muscular disponível e o melhor ajuste da relação entre o tamanho e o peso (BASMAJIAN, 1993). Notou-se uma relação entre o esforço necessário e a estrutura do osso, não apenas na disposição das trabéculas, mas também na conformação do osso cortical. Em qualquer região do osso em que os esforços sejam aplicados, como na inserção de tendões e ligamentos, os cortes anatômicos demonstraram que configurações externas, como crista ou facetas, não foram as únicas modificações locais da arquitetura óssea, podendo ocorrer um espessamento do osso cortical compacto, sendo uma condensação subjacente das trabéculas freqüentemente evidenciado.

As cargas de contração atuantes em um músculo durante as atividades motoras consistem nas maiores forças em um esqueleto humano (OWINGS et al, 2002). A condição saudável do osso está diretamente relacionada ao padrão das forças mecânicas com a qual está normalmente sujeita, e a manutenção da força muscular está associada com o seu uso regular.

A relação entre os músculos e os ossos, em estruturas, na presença de pressões constantes, indicou que o osso necessita da manutenção de seu formato específico, enquanto o músculo necessita da capacidade funcional (FROST; SHOUNAU, 2000). Dessa forma, enquanto o desenvolvimento do osso e do músculo durante o crescimento é influenciado pelas forças gravitacionais como o peso do corpo e as atividades motoras, as forças produzidas pelas contrações musculares predominantes na estrutura do esqueleto atuam para a adaptação da carga. Esta relação biomecânica entre o músculo e o osso forma uma “unidade funcional músculo-osso”, e em razão disto, atividades físicas que requerem maior esforço mecânico demandam maiores forças musculares como uma resposta do esqueleto para adequação (DALY et al, 2004).

Recentemente, imagens da microestrutura óssea, especialmente do osso trabeculado, tornaram-se disponíveis em três dimensões, através de imagens obtidas em equipamentos de ressonância nuclear micromagnética e tomografia microcomputadorizada (FELDKAMP et al, 2002). Com isto, têm sido possível a realização de estudos para a avaliação da micro-arquitetura óssea e suas relações mecânicas do osso trabeculado.

Atividade física e absorção de cálcio são dois fatores que podem afetar a estrutura óssea de crianças e adultos jovens. Geralmente, as atividades que solicitam tensões ósseas têm um efeito positivo no aumento da massa óssea (BAYLEY et al,

1999; CASSEL et al, 1996). O uso de atividades físicas durante a infância pode ser prolongado durante a fase adulta (KARLSSON et al, 1995; BAKKER et al, 2003). Isto tem sugerido que a atividade física pode direcionar a grandes alterações no tamanho do osso durante o crescimento, podendo ocorrer também durante a fase adulta devido a um perióstio já aumentado. Estudos têm indicado que a massa óssea de ratos (machos e fêmeas) aumentou de forma significativa após curtos períodos de tempo (MOSLEY, 2002).

As perdas de massa óssea que ocorrem em situações que diminuem a resistência óssea, reduzem as forças que agem sobre o osso são extremamente rápidas, mas reversíveis (BOURIN, 1995; KROLNER et al, 1995, MAEDA et al, 1993, TUUKKANEN et al, 1991).

A alteração dos níveis de pressão óssea acelera o aumento da rigidez e do tamanho do osso, o que foi comprovado em estudos em humanos e animais (HAAPASALO et al, 1998). Estudos anteriores foram realizados visando verificar o efeito de diferenças assimétricas da massa óssea em atletas envolvidos em atividades unilaterais, como o tênis (ALFREDSON et al, 1998).

Karlsson et al (2001) concluíram que a densidade mineral óssea precisou ser atingida para que os níveis de resistência óssea fossem alcançados mediante a realização de uma atividade física de 6 horas semanais. Além disto, a utilização de exercícios adicionais não proporcionaram maiores valores de rigidez.

O esqueleto tende a se adaptar com o nível de intensidade solicitado durante a realização dos exercícios. As células ósseas respondem a deformação tecidual causada pela forças aplicadas diariamente. No entanto, é a rigidez e não a tensão que determina a deformação do tecido ósseo (DUNCAN, 1995; REICH et al, 1990; REICH et al, 1991).

A fragilidade óssea é um conceito importante na medicina que predispõe ao aumento do risco de fratura. O acúmulo de danos que afetam a tensão no osso cortical e suas alterações pode contribuir para o aumento da fragilidade óssea (COURTNEY et al, 1996).

De acordo com Aaron et al (1987), muitos trabalhos têm investigado a influência da microestrutura dos ossos nas propriedades mecânicas, no que se refere ao acúmulo de tensão e a ocorrência de microlesões.

No osso, o principal componente orgânico é o colágeno do tipo I, que tem uma influência significativa nas propriedades mecânicas ósseas (RHO et al, 1998). Para entender estas propriedades mecânicas e assim prever a ocorrência de uma fratura óssea torna-se necessário o entendimento da interação dos componentes da estrutura de um material em escala nanométrica.

Yeni (2002) afirmou que o osso é um material com composição biológica que apresenta variações microestruturais significativas, com diversos arranjos que produzem locais preferenciais para a ocorrência de microlesões, a partir das quais podem ocorrer fraturas ósseas. Em seus estudos, foi relatada uma associação entre a diminuição da rigidez do osso cortical e o acúmulo da carga de fadiga.

A ocorrência de mecanismos de acúmulo de danos depende das propriedades estruturais e da composição, como a arquitetura do colágeno e seu conteúdo, microestrutura e porosidade (CALER; CARTER,1989; CURREY et al., 1996; JEPSEN et al., 1997). No entanto, os efeitos da idade e o surgimento de doenças podem alterar a composição, mas seus efeitos na estrutura tecidual no processo de danos acumulados não são bem compreendidos.

Numerosos estudos têm demonstrado que o treinamento físico pode manter ou possibilitar um aumento da massa óssea em humanos e animais (BASSEY; RAMIDALE, 1994; RYAN et al, 1998). Em jovens, mulheres pós-menopausa e pessoas idosas, a atividade física pode ter um efeito positivo na densidade mineral óssea. Em relação aos animais, os resultados foram similares aos humanos. Desta forma, o exercício tem sido considerado como a maneira apropriada para aumentar a massa óssea durante o período de crescimento e na prevenção da osteopenia e osteoporose (JOO et al, 2003).

Os exercícios de força muscular podem ser efetivos no aumento ou na manutenção da massa óssea em idosos, mas não existem estudos conclusivos sobre estes dados (TAAFE et al, 1996).

Os exercícios regulares parecem aumentar a densidade óssea, não apenas nas regiões que estão solicitadas, mas em todo o sistema esquelético. Estudos em pessoas de ambos os sexos revelam que as densidades minerais ósseas mais altas foram encontradas não apenas na extremidade inferior, mas também na extremidade superior (BREWER, 1983; DALEN, OLSSON, 1974).

A massa óssea é uma característica importante para a resistência óssea, sendo responsável por cerca de 60-80% de toda a estrutura do osso (TURNER, 1989)

Uma técnica freqüentemente utilizada para reduzir o risco de fratura é maximizar massa óssea, para compensar a sua perda com avanço da idade (BRADNEY et al, 1998; BIEWERNER, 1993).

De acordo com Hinai et al (2002), a constituição da microestrutura óssea é tão importante como a sua massa na prevenção de fraturas. Vários parâmetros que

caracterizam as estruturas para correlacionar seus componentes e aspectos da biomecânica do osso trabeculado.

Os efeitos das microlesões no osso e o posterior risco de fratura não são ainda bem compreendidos e o uso de equações da mecânica da fratura pode contribuir para prever sua performance até fratura (MORI et al, 1997).

Para Mccartiney et al (1996), não há dados conclusivos na literatura sobre uma relação direta entre força muscular e densidade mineral óssea em idosos.

Tem sido relatado que o acúmulo de microlesões, não reparadas nos ossos, tem aumentado a fragilidade óssea, sendo que isto poderia resultar em aumento do risco de fratura osteoporótica (MORI et al., 1992; SCHAFFER et al.,1995).

Seções transversais do osso demonstraram que a fratura anterior aumentou o risco de fraturas futuras (VAN STAA et al, 2003). Mais recentemente, um aumento significativo do risco de fratura decorrente de traumas anteriores de osteoporose (GUNNES et al, 1998; KARLSSON et al, 1993). As mulheres com fraturas da extremidade distal do antebraço aumentaram maiores riscos da ocorrência de outras fraturas como, por exemplo, no quadril e da coluna, em razão de evidência de osteoporose, sem diagnóstico clínico (FREEDMAN et al, 2000; HAJCSAR et al, 2000).

Devido a grande variabilidade de composição e de estrutura, estudos recentes adotaram grupos de espécimes significativos visando um melhor entendimento para os fatos associados com mecanismos de fratura de ossos em função da força aplicada (DALLE et al, 2001).

A ocorrência de uma fratura óssea depende de fatores extrínsecos, como a magnitude, duração e direção das forças, e de fatores intrínsecos, como sendo a

capacidade de absorção de energia, o módulo de elasticidade (módulo de Young), a resistência à fadiga e a densidade do material (WILLIAMS, 1968).

Burr et al (1998) concluíram que o acúmulo de microlesões prejudica as propriedades mecânicas do osso pela redução de seu módulo elástico. Afirmaram também que os danos são acumulados mais rapidamente nas regiões corticais devido a cargas de tração, enquanto no caso de lesões durante o crescimento são mais intensas as cargas de compressão nas regiões corticais.

Os efeitos dos danos acumulados após ensaios mecânicos de tração foram investigados. Os resultados revelaram uma importante interação entre os danos e as propriedades elásticas do osso, sendo essas propriedades mais sensíveis aos danos que as medidas de força e módulo elástico (JEPSEN et al, 1999).

A tensão ou estresse de um material submetido a condições de carregamento pode ser interpretado como a resistência ou força interna à deformação como resultado da aplicação de uma carga externa (DUDA, 1997). Os esforços mecânicos podem ser classificados como de tração, compressão ou cisalhamento. As cargas de tração submetem o material a condições de estiramento, rompendo as ligações da substância ou do material, enquanto as cargas de compressão atuam de forma contrária, ou seja, prevalecem atuantes esforços de cisalhamento na direção do plano em que está sendo considerado.

A deformação é definida como a alteração nas dimensões lineares de um corpo como resultado da aplicação de uma força ou carga. Quanto mais rapidamente um corpo seja carregado, maior será a absorção de energia de deformação em tração e em compressão. A deformação de cisalhamento é definida como o movimento relativo de dois pontos quaisquer perpendicularmente à linha que os une, e é produzida quando

uma carga externa é aplicada, produzindo uma deformação angular. Energia de deformação é a energia que um corpo é capaz de absorver alterando sua forma sob a ação de uma carga externa. (HOU, 1998).

Quando uma força externa é aplicada numa direção conhecida sobre uma estrutura, pode ocorrer uma deformação permanente e uma curva força-deslocamento pode ser obtida. Informações sobre a resistência, a rigidez e outras propriedades mecânicas podem ser obtidas pela avaliação da curva força-deformação (deflexão) obtida em ensaios mecânicos (NORDIN; FRANKEL, 2003).

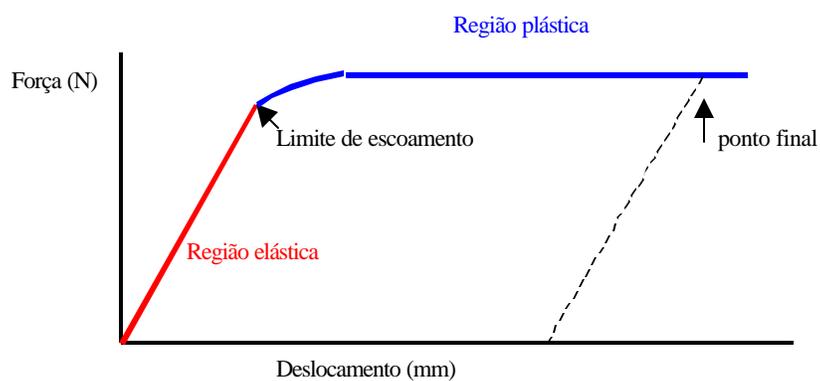


Figura 1 – Esquema de uma curva força *versus* deslocamento mostrando a região elástica e plástica.

2. OBJETIVOS

Sabendo-se que as forças mecânicas têm influência da morfologia e na densidade mineral de um osso, esta pesquisa tem por objetivo avaliar e comparar as propriedades mecânicas de ossos fêmur de ratos por ensaios mecânicos de flexão após período de imobilização. Neste trabalho, foi verificado o efeito da realização de atividades físicas direcionadas (natação) nas propriedades mecânicas dos ossos.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Animais usados nos experimentos

Foram utilizados para os experimentos 12 ratos adultos jovens da raça *Wistar* (*Rattus Novergicus Albinus*), em que foram divididos em três espécimes por gaiola plástica, de forma aleatória, no Laboratório de Experimentos de Animais do IP&D da Universidade do Vale do Paraíba, em São José dos Campos, sendo estes mantidos na temperatura ambiente, com acesso liberado a água e alimentação.

Os animais foram divididos em quatro grupos experimentais:

- 1- GRUPO CONTROLE
- 2- GRUPO IMOBILIZADO
- 3- GRUPO IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA
- 4- GRUPO IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA

3.2 Finalidade dos Grupos

A divisão dos grupos foi realizada da seguinte maneira:

1 – GRUPO CONTROLE: os animais foram colocados em gaiola sem imobilização, com livre acesso à água e alimentação, sendo sacrificados após três semanas;

2 – GRUPO IMOBILIZADO DE CONTROLE: os animais foram imobilizados com gesso sintético (membro posterior direito) durante três semanas, sendo esta imobilização retirada, e posteriormente sacrificados;

3 – GRUPO IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA: os animais foram imobilizados com gesso (membro posterior direito) durante três semanas, sendo esta

imobilização retirada e foram mantidos na gaiola durante um período de quatro semanas, e depois sacrificados;

4 – GRUPO IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA: os animais foram imobilizados com gesso sintético (membro posterior direito) durante três semanas, sendo esta imobilização retirada para a realização de atividade física de natação por um período de quatro semanas, e depois foram sacrificados.

3.3. Técnica de Imobilização

Os animais do grupo 2 (GRUPO IMOBILIZADO DE CONTROLE), 3 (GRUPO IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA) e 4 (GRUPO IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA) tiveram o seu membro posterior direito imobilizados com gesso sintético da marca 3M® em total extensão de suas articulações mais o tronco inferior. Previamente, os animais foram anestesiados com ZOLETIL® por via intramuscular (0,8 ml), sendo que a região imobilizada (tronco e membro posterior direito) foi envolta por uma malha tubular de tecido de fibra tricotado, impregnado com resina de poliuretano, que se polimeriza (endurece) rapidamente em contato com a água, e ataduras de algodão com 40 mm de largura para prevenir a formação de úlceras de pressão.

A justificativa para o uso do gesso sintético para a imobilização foi por se tratar de um recurso com pouca flexibilidade do material, com menor peso (10% do gesso comum) e maior resistência, procurando permitir o mínimo de movimentação possível quando comparado ao gesso convencional usado nas imobilizações para proporcionar uma atrofia óssea mais acentuada. Além disso, o gesso sintético não dissolve na água e dispensa sua posterior troca, minimizando o estresse do animal.

3.4 Atividade Física

A atividade física realizada para os animais do Grupo 4 consistiu de atividade física dentro de um tanque de inox, com capacidade de 300 L, de aço inoxidável, com profundidade de 60 cm (figura 2). A temperatura da água foi mantida em 32° C com auxílio de um aquecedor.



Figura 2 – Tanque de aço inoxidável de 300 L para a realização da atividade física dos ratos

Inicialmente, os animais foram submetidos a exercícios diários de natação de cerca de 15 minutos para adaptação e aumentos graduais foram realizados no tempo até o limite de 60 minutos (figura 3). Após a realização da atividade física, os animais foram secados com ar quente de um secador de cabelos.



Figura 3 – Ratos durante a realização da atividade física dentro do tanque

3.5 Coleta do Material

Após os experimentos, os animais foram sacrificados por dose excessiva de ZOLETIL® por via intramuscular. Inicialmente, foram sacrificados os animais do GRUPO 1 (CONTROLE) e do GRUPO 2 (IMOBILIZADO), e posteriormente, após o período de quatro semanas, foram sacrificados os animais do GRUPO 3 (IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA) e do GRUPO 4 (IMOBILIZAÇÃO COM ATIVIDADE FÍSICA).

Cada animal, através de uma incisão na região lateral do quadril, teve o membro posterior direito retirado pela desarticulação do quadril, sendo a musculatura que envolve o osso fêmur foi removida e, em seguida, o osso foi colocado em glicerina, à temperatura ambiente.

3.6 Ensaio Mecânicos de Flexão

Os ossos fêmur retirados dos animais e mantidos em glicerina foram submetidos aos ensaios mecânicos de flexão de três pontos, em uma máquina de ensaios servo-hidráulica MTS (figura 4), instalada no Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Engenharia Química de Lorena (DEMAR/FAENQUIL).



Figura 4 - Máquina de ensaios servo-hidráulica MTS utilizada para a realização dos ensaios mecânicos de flexão.

Os experimentos de flexão foram realizados à velocidade de 1mm/min, com um medidor de deslocamento LVDT MTS mod. 318.25, capacidade de +/- 80 mm, sendo o comprimento útil (vão entre os pontos de apoio) de 16mm. Foi utilizada uma célula de carga MTS mod. 661.19F01, capacidade de 5 kN, operando no range de 500N para a realização destes experimentos (figura 5).

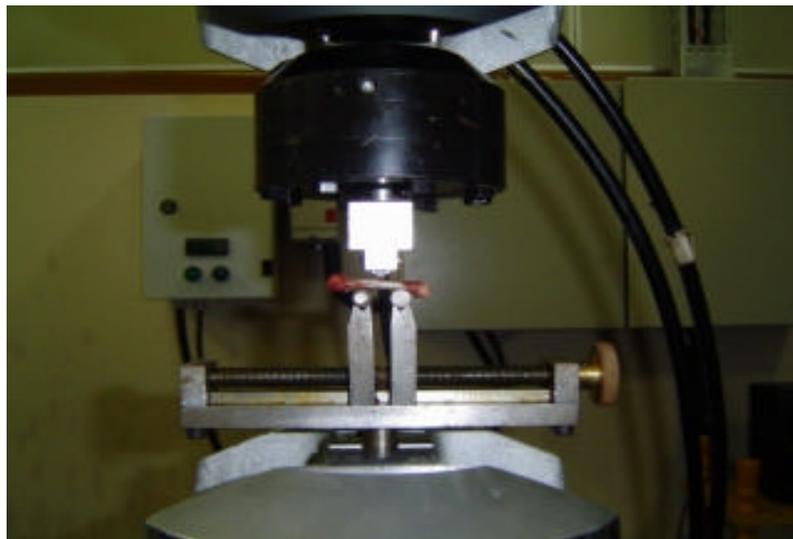


Figura 5 – Esquema mostrando o osso fêmur posicionado para a realização do ensaio mecânico de flexão de três pontos.

Neste trabalho, as seguintes propriedades mecânicas foram determinadas nos experimentos de flexão, a partir das curvas carga versus deslocamento:

- 1 - resistência máxima em flexão;
- 2 - tensão máxima suportada até a fratura;
- 3 - a tendência da deflexão.

No cálculo da tensão, consideramos que o osso fêmur apresenta na secção transversal uma forma elíptica no seu 1/3 médio, sendo que a sua parte interna tem resistência mecânica desprezível em comparação a parte externa devido ao canal medular. Sendo o osso fêmur submetido ao ensaio de flexão de três pontos, a distância entre os dois apoios inferiores será denominada L , e a força aplicada no centro do osso será denominada P (GERE, 2003). Sendo assim, o momento fletor máximo ocorrerá no

ponto onde a força está sendo aplicada (ou seja, em $x = L / 2$), e para o seu cálculo vale a fórmula:

$$1) \mathbf{M} = \mathbf{P} \times \mathbf{L} / 4.$$

A tensão em cada ponto do osso é dada pela fórmula:

$$2) \mathbf{S} = \mathbf{M} \times \mathbf{Y} / \mathbf{I}$$

No caso do osso com parede elíptica, a tensão máxima estará no ponto de Y máximo. Sendo o osso posicionado na horizontal na máquina de ensaio, e denominando o raio externo maior de “ae” (largura externa) e raio externo menor de “be” (espessura externa), o valor máximo de Y da fórmula de S será o de “be”. Para determinar o valor de I (momento de inércia), e sendo osso oco, o seu valor será dado pela fórmula:

$$3) \mathbf{I} = (1/4) \times \mathbf{p} \times \{(\mathbf{ae} \times \mathbf{be}^3) - (\mathbf{ai} \times \mathbf{bi}^3)\}$$

onde “ai” (largura interna) e “bi” (espessura interna) são os raios internos da elipse que definem a parede do osso oco.

3.7 Análises em Microscópio Eletrônico de Varredura

Amostras dos ossos do fêmur fraturados, após os ensaios mecânicos, foram devidamente cortadas e preparadas para observação em um microscópio eletrônico de varredura (MEV) marca LEO modelo 1450-VP, instalado no Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Engenharia Química de Lorena (DEMAR/FAENQUIL). Deve ser ressaltado que as amostras foram retiradas de secções transversais e/ou longitudinais, próximas daquelas regiões retiradas para os ensaios mecânicos de flexão.

4. RESULTADOS

4.1 Medidas da Diáfise Óssea

Foram feitas as medidas das diáfises dos ossos tanto externa como internamente (canal medular) após os ensaios mecânicos de flexão para verificação de diferenças que pudessem influenciar nos resultados (tabela 1). As medidas realizadas foram largura (laterolateral) e espessura (anteroposterior) através de um paquímetro digital (figura 8).

<i>OSSOS</i>	<i>DIÁFISE OSSEA</i>		<i>CANAL MEDULAR</i>	
	<i>LARGURA</i>	<i>ESPESSURA</i>	<i>LARGURA</i>	<i>ESPESSURA</i>
FEMUR 1	4,3	3,35	2,65	1,75
FEMUR 2	4,3	3,05	2,85	2,0
FEMUR 3	4,25	3,35	2,6	1,8
FEMUR 4	3,9	2,6	2,7	1,8
FEMUR 5	3,6	2,6	2,1	1,7
FEMUR 6	4,3	3,2	2,7	2,1
FEMUR 7	4,65	3,7	2,8	2,2
FEMUR 8	4,15	3,1	2,4	1,75
FEMUR 9	4,5	3,6	2,7	1,7
FEMUR 10	4,65	3,4	2,6	1,7
FEMUR 11	4,4	3,8	2,8	1,85
FEMUR 12	4,3	3,35	2,6	1,8

Tabela 1 – Medidas da diáfise óssea externa e interna (em mm).

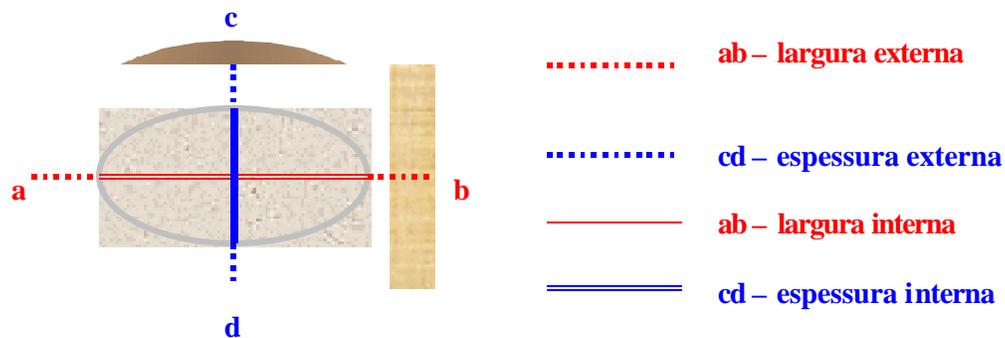


Figura 6 – Medidas externas e internas da diáfise óssea

As tabelas 2-5 mostram os valores médios das larguras externas e internas das diáfises ósseas (laterolateral e anteroposterior). As figuras 6 e 7 mostram as médias da largura e da espessura externa e interna.

GRUPOS	MÉDIA (mm)	DESVIO PADRÃO
<i>Controle</i>	4,16	0,15
<i>Imobilizado</i>	3,97	0,27
<i>Imobilizado s/ Atividade Física</i>	4,34	0,39
<i>Imobilizado c/ Atividade Física</i>	4,48	0,15

Tabela 2 – Valores médios das larguras externas (laterolateral) das diáfises ósseas

GRUPOS	MÉDIA (mm)	DESVIO PADRÃO
<i>Controle</i>	3,41	0,04
<i>Imobilizado</i>	3,03	0,21
<i>Imobilizado s/ Atividade Física</i>	3,37	0,38
<i>Imobilizado c/ Atividade Física</i>	3,58	0,25

Tabela 3 – Valores médios das espessuras externas (anteroposterior) das diáfises ósseas

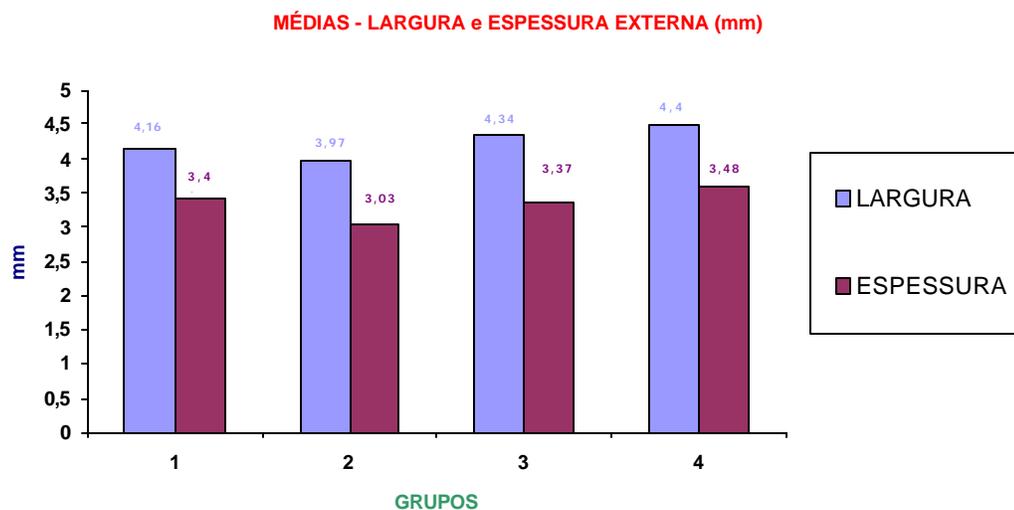


Figura 7 – Diagrama mostrando as médias da largura e da espessura externa.

GRUPOS	MÉDIA (mm)	DESVIO PADRÃO
<i>Controle</i>	2,7	0,13
<i>Imobilizado</i>	2,5	0,35
<i>Imobilizado s/ Atividade Física</i>	2,63	0,21
<i>Imobilizado c/ Atividade Física</i>	2,67	0,12

Tabela 4 – Valores médios das larguras internas (laterolateral) das diáfises ósseas

GRUPOS	MÉDIA (mm)	DESVIO PADRÃO
<i>Controle</i>	1,85	0,19
<i>Imobilizado</i>	1,9	0,26
<i>Imobilizado s/ Atividade Física</i>	1,9	0,28
<i>Imobilizado c/ Atividade Física</i>	1,78	0,08

Tabela 5 – Valores médios das espessuras internas (anteroposterior) das diáfises ósseas

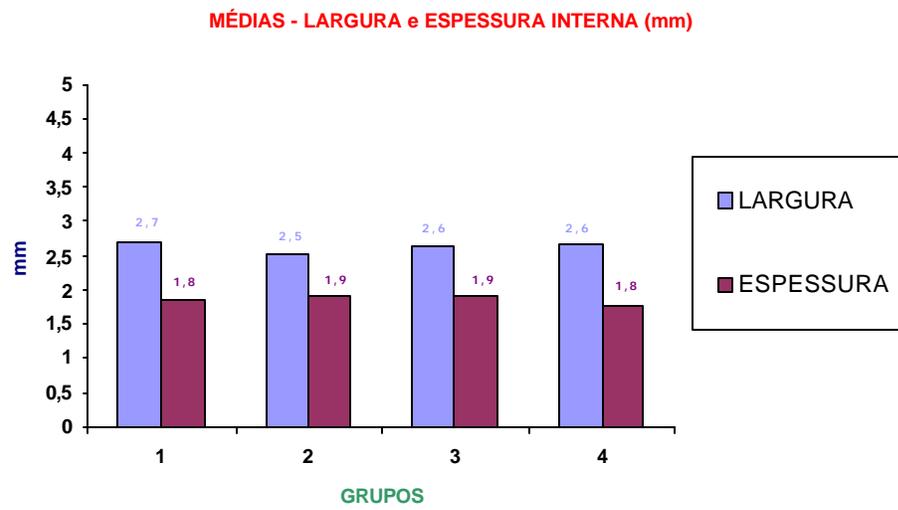


Figura 8 – Diagrama mostrando as médias da largura e da espessura interna.
(canal medular)

4.2 Força *versus* deslocamento

Os valores da força até o ponto final (fratura) no ensaio mecânico de flexão de três pontos estão representados pelas curvas nas figuras 11 (GRUPO CONTROLE), figura 12 (GRUPO IMOBILIZADO), figura 13 (IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA) e figura 14 (GRUPO IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA).

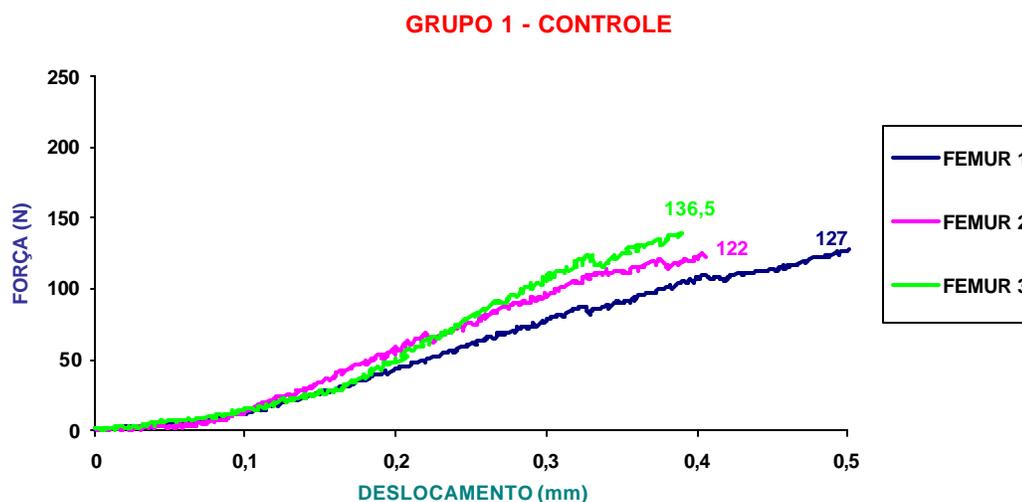


Figura 9 – Curva da força *versus* deslocamento do GRUPO 1 - CONTROLE

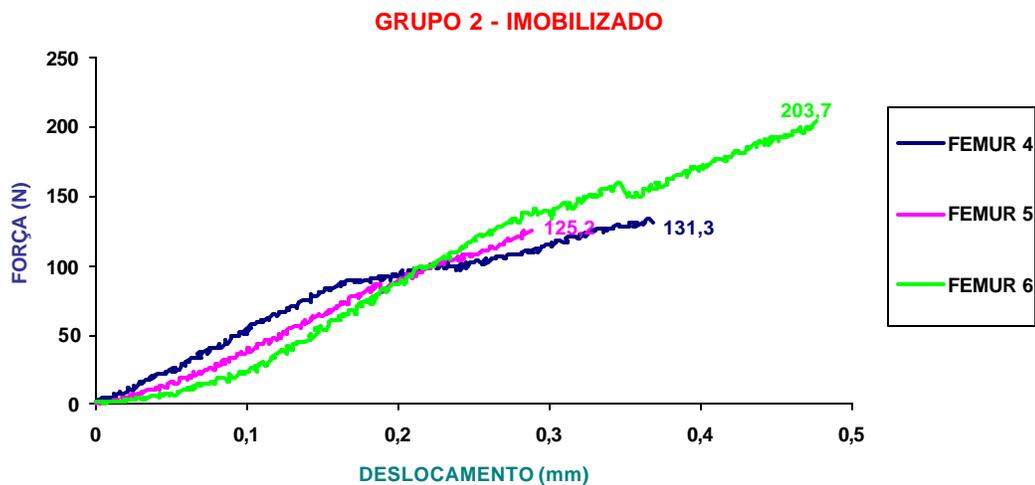


Figura 10 – Curva da força *versus* deslocamento do GRUPO 2 – IMOBILIZADO

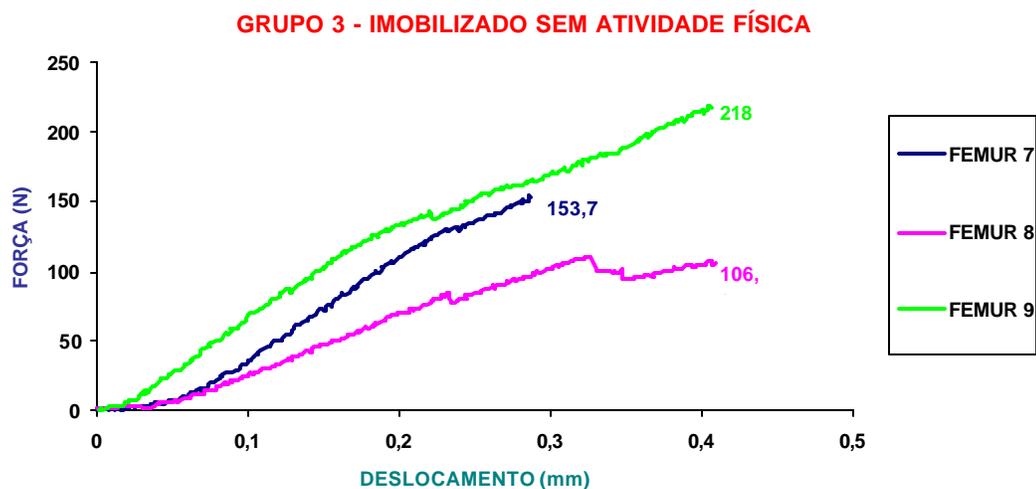


Figura 11 – Curva da força *versus* deslocamento do GRUPO 3 – IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA.

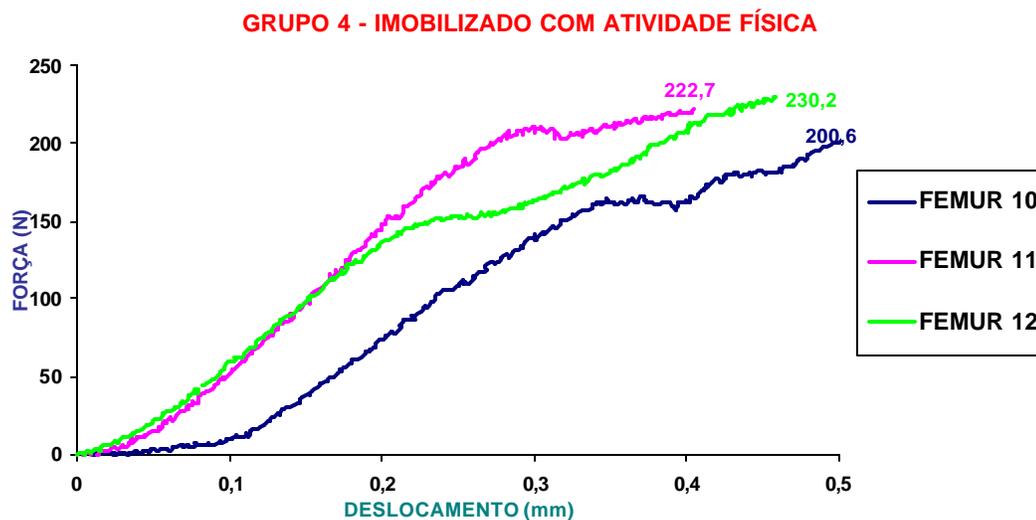


Figura 12 – Curva da força *versus* deslocamento do GRUPO 4 – IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA.

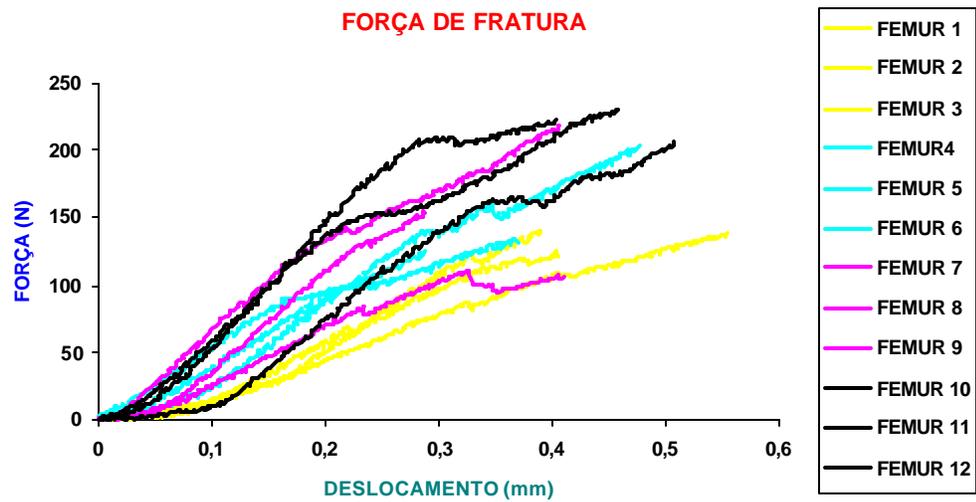


Figura 13 – Curvas da força *versus* deslocamento de todos os grupos

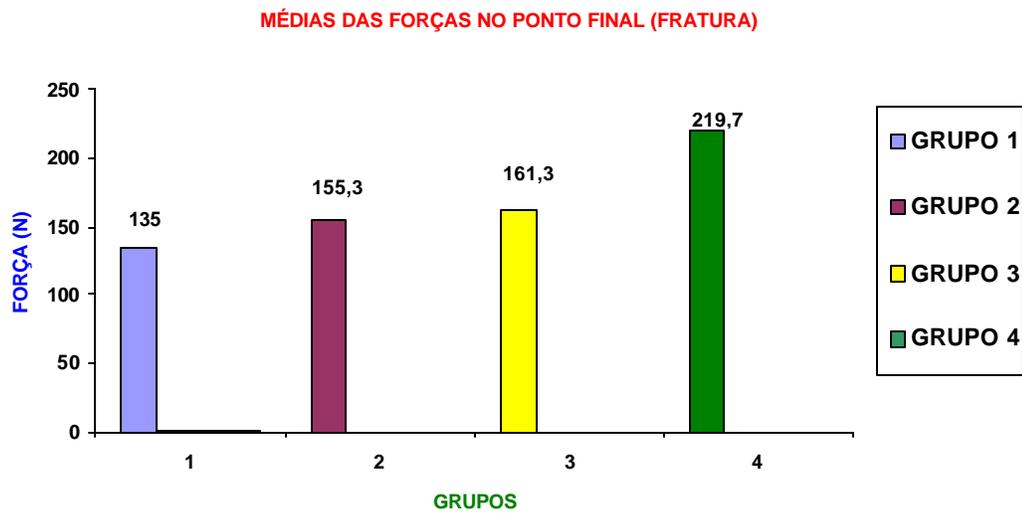


Figura 14 – Valores médios da carga no ponto final (fratura) dos grupos.

Os valores máximos (média) obtidos no ensaio mecânico de flexão de três pontos foram de $135 \pm 7,9$ N para o GRUPO 1 – CONTROLE, de $153 \pm 43,15$ N para o GRUPO 2 – IMOBILIZADO, de $161,3 \pm 54,37$ N para o GRUPO 3 – IMOBILIZADO

SEM ATIVIDADE FÍSICA, e de $219,7 \pm 32,58$ N para o GRUPO 4 – IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA. Os resultados indicaram que ocorreu uma diferença significativa das médias dos diferentes grupos analisados neste trabalho, conforme está mostrado na figura 15.

A comparação entre as médias dos grupos foi que uma houve diferença crescente significativa entre eles (figura 16).

<i>GRUPOS</i>	<i>MÉDIA (N)</i>	<i>DESVIO PADRÃO</i>
<i>Controle</i>	135	7,9
<i>Imobilizado</i>	155,3	43,15
<i>Imobilizado s/ Atividade Física</i>	161,3	54,37
<i>Imobilizado c/ Atividade Física</i>	191,3	32,58

Tabela 6 – Valores das médias da carga final (fratura) dos grupos

4.3 Tensão

Os valores da tensão no ensaio mecânico de flexão de três pontos estão representados pelas curvas nas figuras 17 (GRUPO 1 - CONTROLE), figura 18 (GRUPO IMOBILIZADO DE CONTROLE), figura 19 (IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA) e figura 20 (GRUPO IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA).

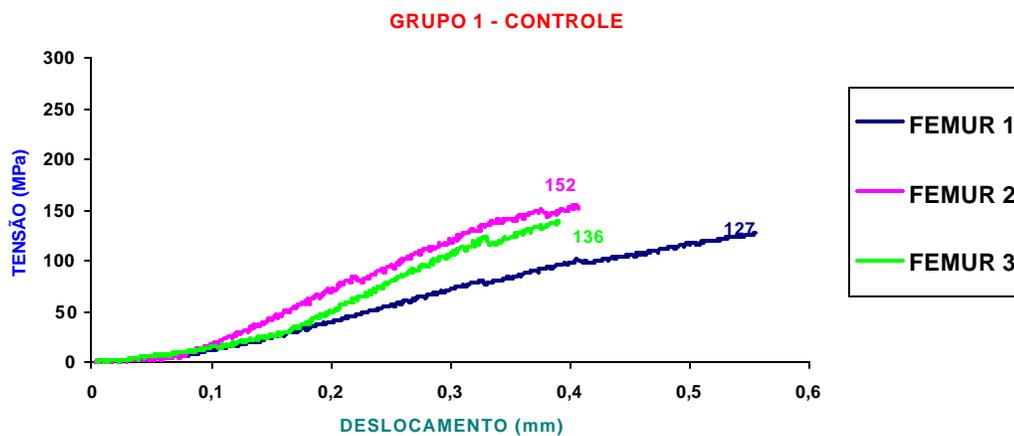


Figura 15 - Curva da tensão *versus* deslocamento do GRUPO 1 – CONTROLE

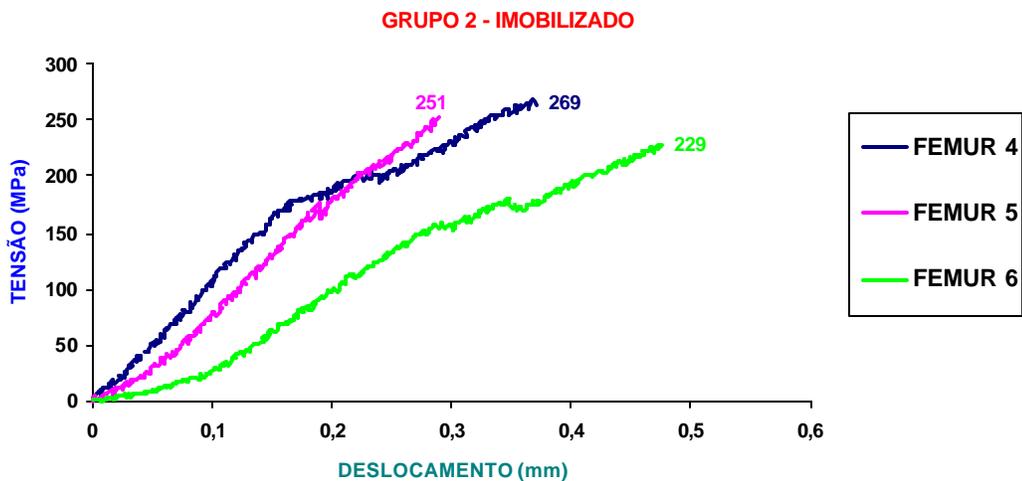


Figura 16 - Curva da tensão *versus* deslocamento do GRUPO 2 – IMOBILIZADO

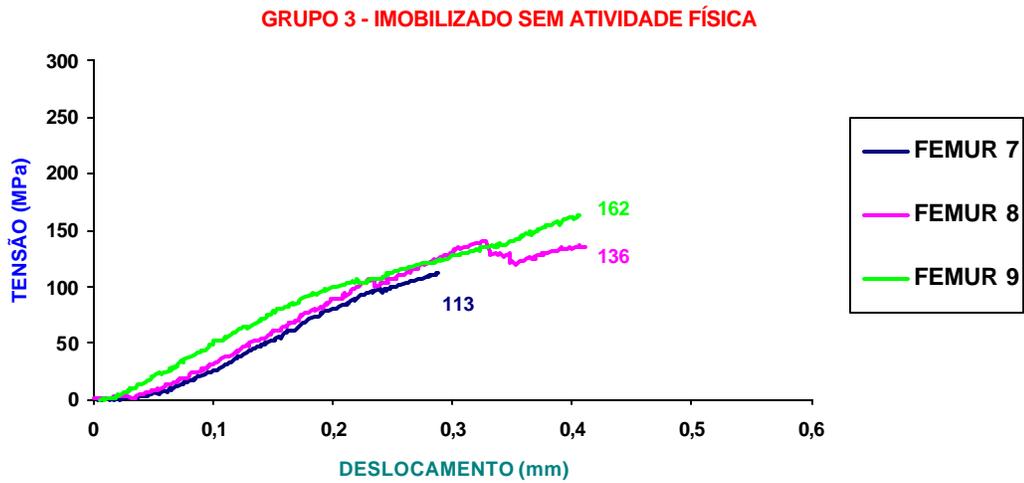


Figura 17 – Curva da tensão *versus* deslocamento do GRUPO 3 – IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA

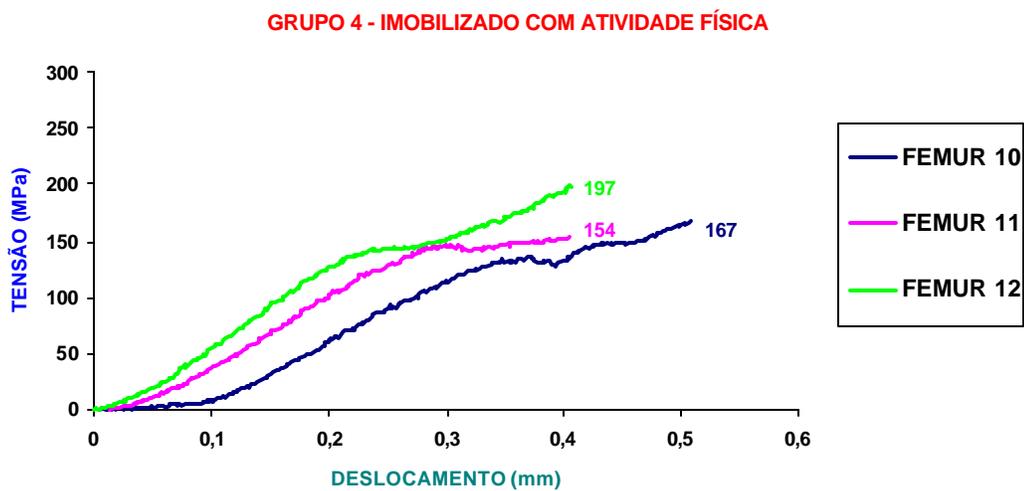


Figura 18 – Curva da tensão *versus* deslocamento do GRUPO 4 – IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA

Os valores médios da tensão obtidos no ensaio mecânico de flexão de três pontos foram de $142,3 \pm 15,04$ MPa para o GRUPO 1 – CONTROLE, de $251,7 \pm 19,22$ MPa para o GRUPO 2 – IMOBILIZADO, de $157,7 \pm 13,80$ MPa para o GRUPO 3 – IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE, e de $178,7 \pm 31,39$ MPa para o GRUPO 4 – IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA (figuras 21 e 22).

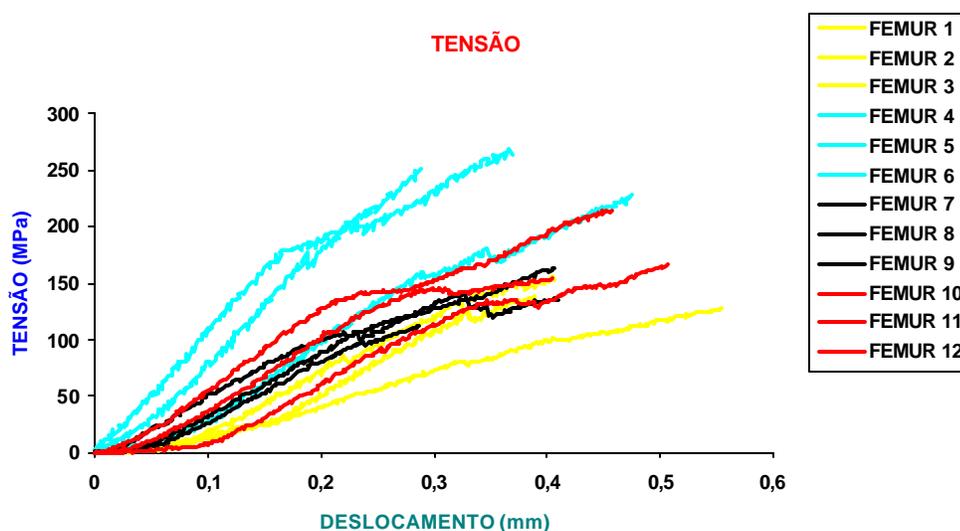


Figura 19 – Curvas da tensão *versus* deslocamento dos grupos

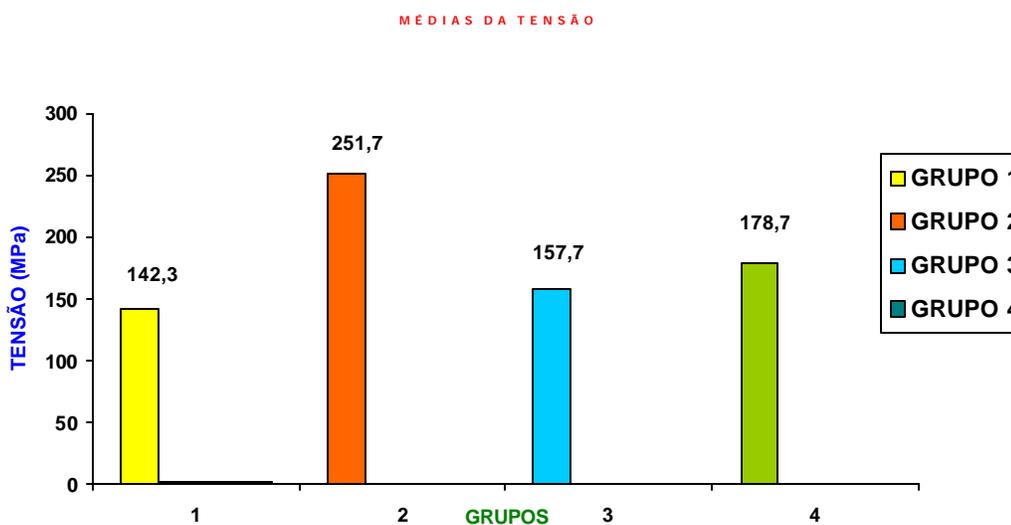


Figura 20 – Valores médios da tensão dos grupos

GRUPOS	MÉDIA (N)	DESVIO PADRÃO
<i>Controle</i>	142,3	15,04
<i>Imobilizado</i>	251,7	19,22
<i>Imobilizado s/ Atividade Física</i>	157,7	13,80
<i>Imobilizado c/ Atividade Física</i>	178,7	31,39

Tabela 7 – Valores das médias da tensão dos grupos e desvio padrão

4.4 Deflexão

Os resultados indicaram os seguintes valores médios de deflexão, a partir dos ensaios mecânicos de flexão: $0,45 \pm 0,09$ mm para o GRUPO 1 – CONTROLE, $0,38 \pm 0,12$ mm para o GRUPO 2 – IMOBILIZADO, $0,37 \pm 0,13$ mm para o GRUPO 3 – IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE, e $0,46 \pm 0,06$ mm para o GRUPO 4 – IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA.

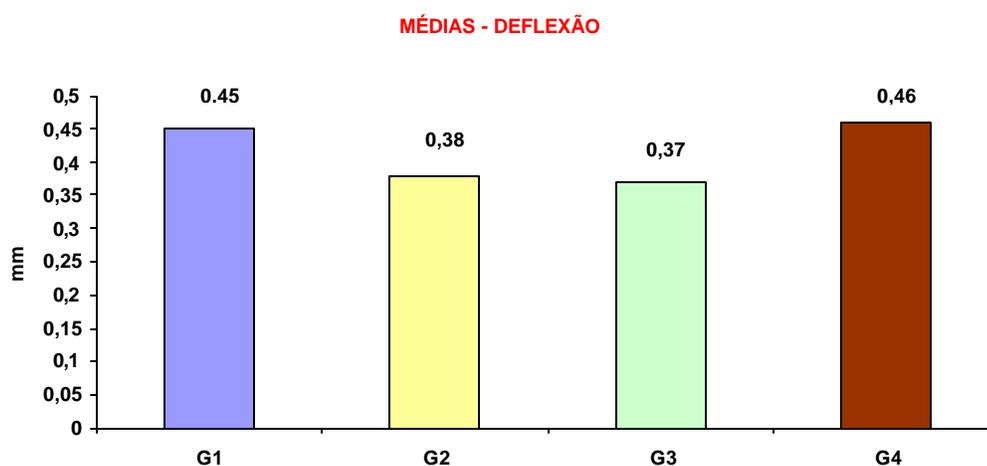


Figura 21 – Valores médios da deflexão dos ossos dos diferentes grupos após os ensaios mecânicos de flexão.

GRUPOS	MÉDIA (N)	DESVIO PADRÃO
<i>Controle</i>	0,45	0,09
<i>Imobilizado</i>	0,38	0,12
<i>Imobilizado s/ Atividade Física</i>	0,37	0,13
<i>Imobilizado c/ Atividade Física</i>	0,46	0,06

Tabela 7 – Valores das médias da deflexão dos grupos e desvio padrão

4.5 Microscopia Eletrônica de Varredura

As micrografias (MEV) indicaram a presença de microlesões na estrutura da parte cortical e fraturas com sentido oblíquo em ossos dos grupos 1 (controle) e grupo 2 (imobilizado). Em relação ao grupo 3 (atividade física não direcionada) e grupo 4 (atividade física direcionada) houve uma tendência de fraturas com sentido transverso, indicando que ocorreram diferentes mecanismos de fratura nos ossos. Provavelmente, estas observações estão relacionadas com possíveis perdas de nutrientes orgânicos e inorgânicos após período de imobilização.

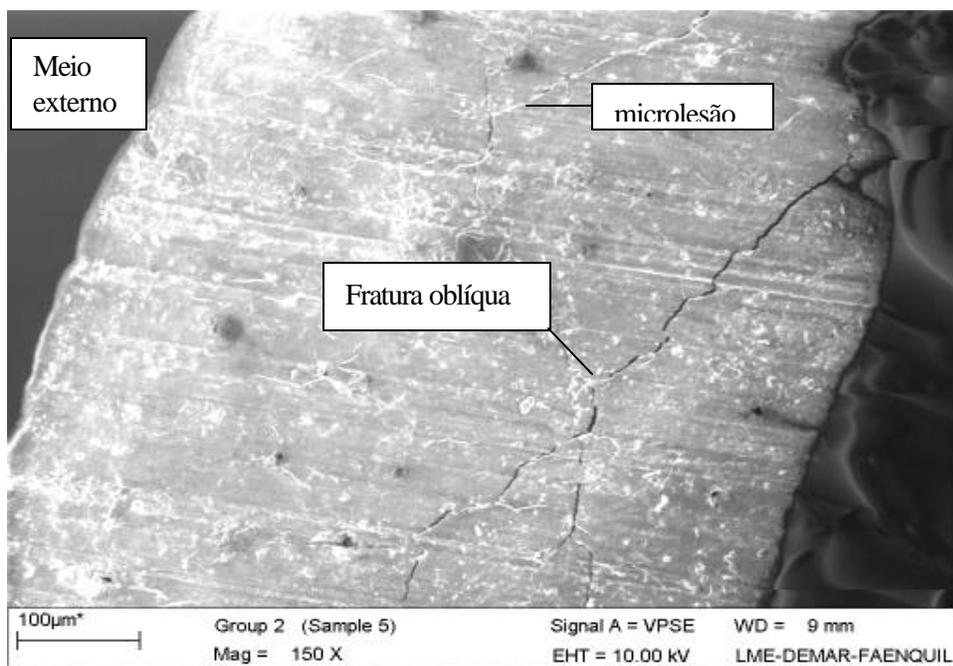


Figura 22 - Fratura oblíqua e microlesões após ensaio mecânico de flexão de amostra do grupo 1.

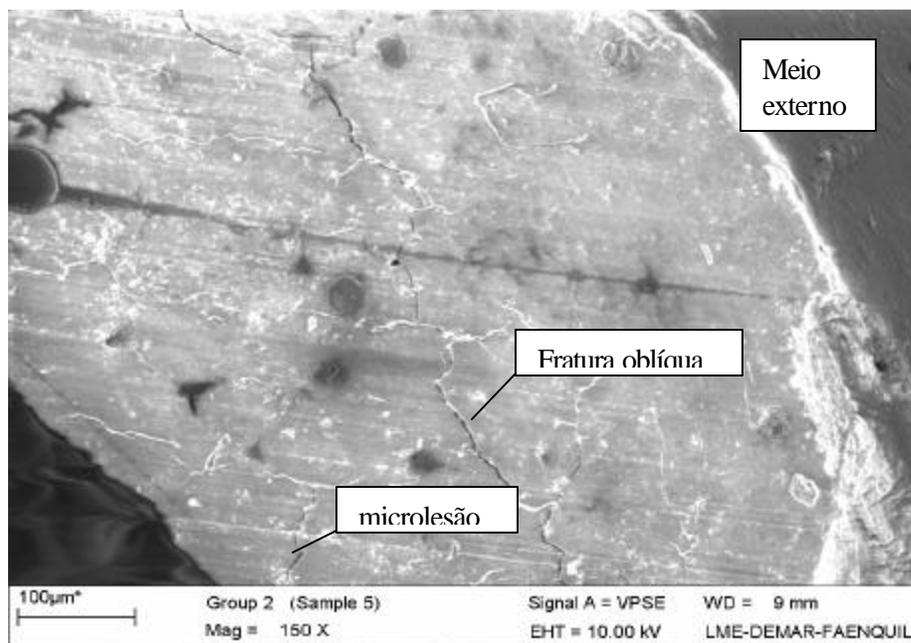


Figura 23 - Fratura oblíqua e microlesões após ensaio mecânico de flexão de amostra do grupo 2.

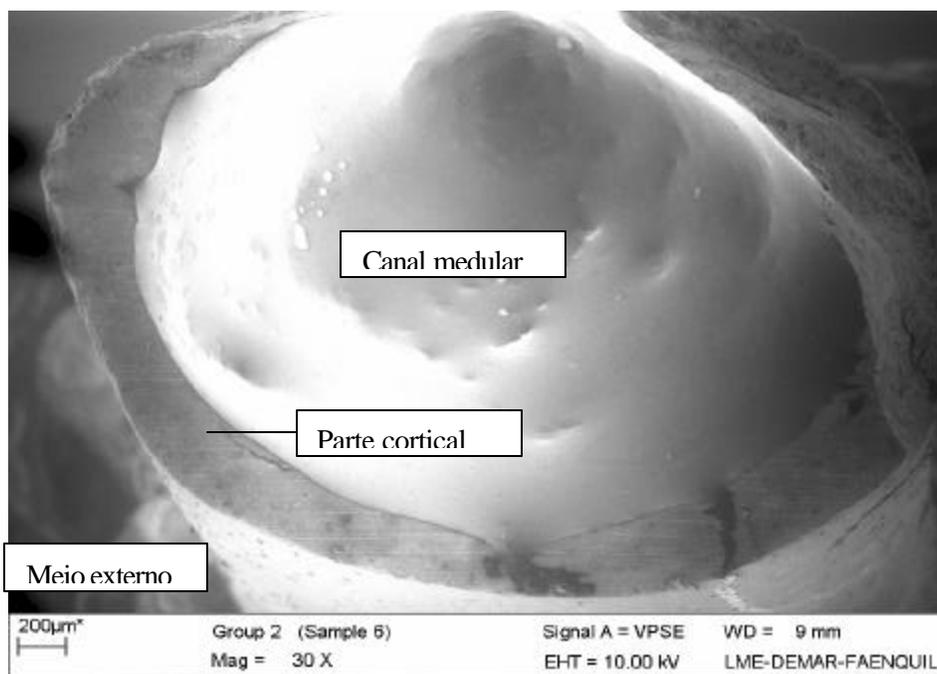


Figura 24 – Fratura com sentido transversal na parte cortical de amostra do grupo 3.

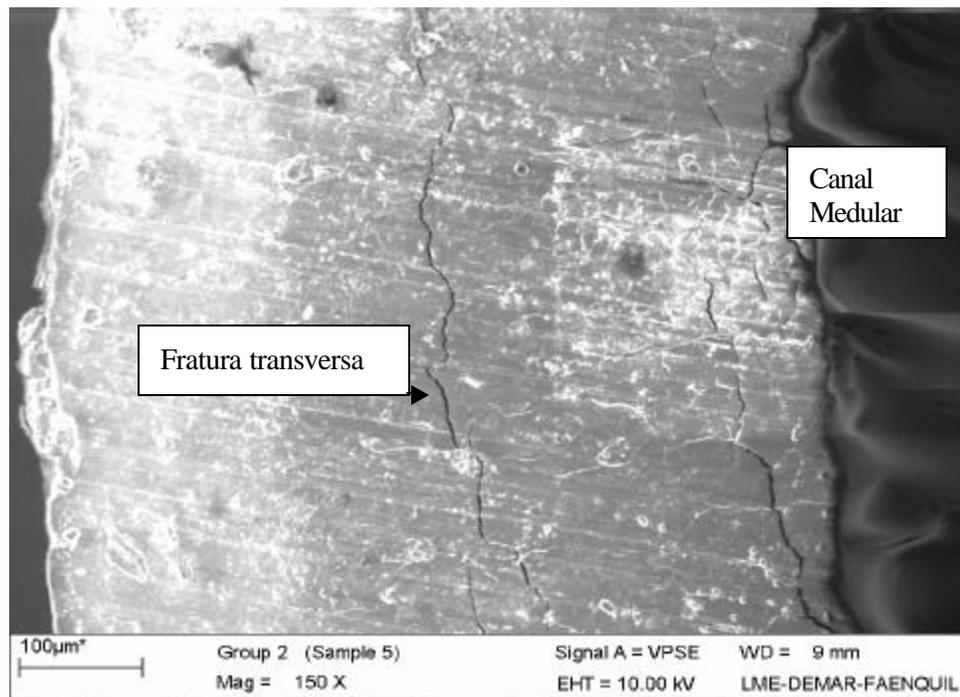


Figura 25 - Fratura com sentido transverso e microlesões após ensaio mecânico de flexão de amostra do grupo 4.

5. DISCUSSÃO

A desmineralização óssea é um problema potencialmente sério (NORDIN; FRANKEL, 2003). Do ponto de vista biomecânico, à medida que a massa óssea diminui, a força e, conseqüentemente, a resistência à fratura também diminui.

O osso se hipertrofia em resposta a um estresse mecânico aumentado, bem como pode ter resposta oposta a um estresse reduzido, fazendo que com que ocorra atrofia através da remodelagem (BLOOMFIELD, 1997).

Os resultados dos estudos sobre perdas de cálcio realizados durante os vôos da Skylab indicam que a perda urinária de cálcio está relacionada ao tempo passado fora do campo gravitacional da Terra (VICO; ALEXANDRE, 1992). O padrão de perda óssea é muito semelhante aquele documentado entre os pacientes durante longos períodos de repouso no leito (LEBLANC, 1990).

As doenças metabólicas ósseas como a osteoporose usualmente causa uma diminuição da massa óssea e uma deterioração da microarquitetura do osso (PISTOIA et al, 2003). As alterações diferem de paciente para paciente e podem ter conseqüências consideráveis para as propriedades mecânicas do osso.

Atividade física é um importante fator de obtenção de pico de massa óssea (GUTIN; KASPER, 1992).

O exercício regular parece aumentar a densidade mineral óssea, não apenas nas regiões em que existe um carregamento, mas em todo o sistema esquelético. Isto foi demonstrado em estudos feitos com indivíduos de ambos os sexos em que as densidades minerais ósseas foram superiores nas extremidades inferiores e superiores (BREWER, 1983).

Crabtree et al (2004) realizaram experimentos visando a utilização de dados para a prevenção de fraturas em massas ósseas. De qualquer maneira, os dados clínicos são capazes de separar distúrbios ósseos de musculares, e assim dar um diagnóstico diferencial dos problemas. Isto pode ser extremamente importante para a decisão de qual será a melhor terapia para prevenção de uma futura fratura.

Para NORDIN; FRANKEL (2003), três parâmetros que podem determinar a resistência da estrutura óssea estão presentes em curvas do tipo força *versus* deslocamento:

- (1) a força que a estrutura pode sustentar antes de falhar (força de fratura);
- (2) a deformação plástica que a estrutura pode sustentar antes de falhar (deslocamento total);
- (3) a energia que a estrutura pode sustentar antes de falhar (rigidez elástica).

Sendo assim, os ensaios mecânicos de flexão possibilitam a aquisição de informações úteis sobre as propriedades mais importantes do osso: a resistência e a rigidez elástica, através da curva carga *versus* deslocamento.

Neste estudo, o ensaio mecânico de flexão foi a forma mais apropriada para a análise dos objetivos propostos.

A escolha do osso fêmur se deu por ser um osso que é constantemente submetido à tensão e sua forma alongada apresenta dimensões apropriadas para a realização do ensaio mecânico de flexão.

Para Orwoll (1989), os exercícios direcionados sem significativa sustentação do peso, como a cicloergometria e a natação, também podem contribuir positivamente para aumentar a densidade de minerais nos ossos. Em razão disto e a praticidade da sua realização, a natação foi escolhida neste trabalho como a atividade física para os

animais. Este tipo de atividade física possibilita a solicitação contínua de esforços físicos pelos animais. Conforme já mencionado, os animais realizaram 60 minutos de exercícios direcionados, sem qualquer interrupção, no final desta etapa (FRATESCHI, 2002).

Os resultados dos ensaios mecânicos de flexão indicaram que o local da fratura ocorreu na região localizada em 1/3 médio da diáfise óssea, onde foram feitas as medidas das dimensões das larguras e espessuras internas e externas.

Com relação as medidas externas dos ossos, em relação a largura e espessura, não foi notada uma variação significativa entre as médias dos ossos, sendo que os ossos do GRUPO 2 (IMOBILIZADO) apresentaram uma maior variação do que os demais grupos. Notou-se uma redução das dimensões das medidas externas do GRUPO 2 quando comparado aos demais.

Na largura interna dos ossos, não foi observada uma variação significativa entre os grupos. A mesma situação ocorreu com relação a espessura interna dos ossos dos grupos.

Tendo em vista a variação significativa de composição, de estrutura e de dimensões de ossos em indivíduos de uma mesma espécie, optamos pela realização de estudos com um número reduzido de animais visando observar possíveis tendências de reabilitação através de atividades físicas, após período de imobilização. Além disso, estes resultados devem variar em ossos humanos e resultados conclusivos não poderiam ser obtidos utilizando ossos de ratos. Dessa forma, o desenvolvimento deste trabalho ocorreu de forma satisfatória e algumas tendências foram constatadas.

A reprodutibilidade dos testes mecânicos não foi igualmente boa em estudos com animais maiores, mas a precisão ainda foi adequada para medidas válidas (JONSSON, STROMBERG, 1985; JAMSA, JALOVAARA, 1996).

Foi notada uma diferença da força máxima de fratura entre os diferentes grupos, sendo que o GRUPO 4 (IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA) obteve os maiores valores, seguido pelos GRUPOS 3 (IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA), 2 (IMOBILIZADO) e 1 (CONTROLE), demonstrando que ocorreu uma tendência de recuperação das propriedades mecânicas significativas devido a realização da atividade física após o período de imobilização. Observa-se nos resultados dos experimentos um aumento dos valores da força no GRUPO 2 quando comparado ao GRUPO 1, sendo que os resultados esperados seriam de menor valor devido a imobilização. Na análise destes resultados, observa-se que os valores do osso fêmur 6 foram extremamente maiores quando comparados aos demais ossos do mesmo grupo, e que os valores de suas medidas externas foram também maiores quando comparados aos ossos do mesmo grupo. Este dado pode justificar esta alteração de valores da força, e que se fosse retirado o fêmur 6, os valores justificariam as hipóteses esperadas.

Os resultados da tensão demonstraram que ocorreu uma recuperação significativa dos valores do GRUPO 4 (IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA), quando comparado ao GRUPO 1 (CONTROLE) e do GRUPO 3 (IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA). Em relação os ossos do GRUPO 2 (IMOBILIZADO), os valores de tensão foram superiores aos encontrados em ossos dos demais grupos, o que pode ser explicado pelas diferenças significativas observadas nas medidas externas das diáfises do GRUPO 2 (IMOBILIZADO).

Com relação os valores de deflexão até a fratura, observou-se uma tendência de recuperação das propriedades mecânicas do GRUPO 4 (IMOBILIZADO COM ATIVIDADE FÍSICA), quando comparado com valores de ossos do GRUPO 1 (CONTROLE). Os ossos dos grupos 2 (IMOBILIZADO) e 3 ((IMOBILIZADO SEM ATIVIDADE FÍSICA) apresentaram valores de deflexão menores do que os ossos do GRUPO 1 (CONTROLE), tornando-os mais quebradiços. Estes resultados indicaram que a ductilidade foi reduzida provavelmente devido a perda de nutrientes orgânicos e inorgânicos dos ossos, o que deve estar associado ao período de imobilização.

Bourrin et al (1995) afirma que quando a atividade física realizada no período pós-imobilização, a atividade de reabsorção óssea foi marcadamente aumentada.

Modelos computadorizados representando a arquitetura trabecular ideal e estruturas ósseas reais foram usadas em outras pesquisas (GUO; KIM, 2002). Esta simulação demonstrou que a perda óssea pela perda trabecular é maior em detrimento para o módulo de Young. Estes estudos também têm demonstrado que a espessura trabecular não pode recuperar totalmente as propriedades mecânicas do osso intacto, mesmo se a perda óssea é totalmente recuperada, ainda que a espessura trabecular pode restaurar totalmente as propriedades mecânicas.

A redução das propriedades mecânicas de flexão (tensão e deflexão máximas) ocorreu em ossos após imobilização por três semanas, sugerindo que ocorreram perdas de nutrientes orgânicos e inorgânicos.

A atividade física por quatro semanas, de forma não direcionada, não contribuiu para a reabilitação das propriedades mecânicas dos ossos. Em ossos submetidos a atividades físicas direcionadas (natação), após período de imobilização, ocorreu a

recuperação das propriedades mecânicas dos ossos, quando comparado com ossos do grupo controle e aqueles que ficaram somente imobilizados.

Tensões cíclicas fisiológicas do esqueleto dos seres humanos conduzem a formação de microlesões ósseas por causa das falhas no nível microscópico (SCHAFFLER et al, 1995), e o acúmulo das microlesões e suas conseqüências podem ser um importante fator para direcionar a fragilidade patológica do esqueleto (BURR et al, 1997).

Para Tuukkanen et al. (1991), a capacidade do osso de recuperação após imobilização tem sido muito estudada em trabalhos anteriores. É muito difícil, no entanto, realizar alguma conclusão final por causa das diferenças na idade, espécies animais, tempo de imobilização, etc. As diferenças entre ossos similares podem ser devido, em parte, as variações anatômicas.

As micrografias (MEV) indicaram a presença de microlesões na estrutura da parte cortical e fraturas com sentido oblíquo em ossos dos grupos 1 (controle) e grupo 2 (imobilizado). Em relação ao grupo 3 (atividade física não direcionada) e grupo 4 (atividade física direcionada) houve uma tendência de fraturas com sentido transversal, indicando que ocorreram diferentes mecanismos de fratura nos ossos. Provavelmente, estas observações estão relacionadas com possíveis perdas de nutrientes orgânicos e inorgânicos após período de imobilização.

6. CONCLUSÃO

. A atividade física de forma não direcionada não contribuiu para a recuperação das propriedades mecânicas dos ossos.

. A atividade física de forma direcionada demonstrou a tendência da recuperação das propriedades mecânicas dos ossos.

Bibliografia

AARON, J.E; MAKINS, N.B; SAGREIYA, K. The microanatomy of trabecular bone loss in normal aging men and women. **Clin Orthop**, v. 215, p.260– 71, 1987.

ALFREDSON, H; NORDSTROM, P; PIETILA,T; LORENTZON, R. Long-term loading and regional bone mass of the arm in female volleyball players. **Calcif Tissue Int**, v. 62, p. 303–308; 1998.

ASTRAND, P; RODHAL K. **Tratado de Fisiologia do Exercício**, 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1980. 617 p.

BAILEY, D.A; MCKAY, H.A; MIRWALD, R.L; CROCKER, P.R; FAULKNER R.A. A six-year longitudinal study of the relationship of physical activity to bone mineral accrual in growing children: the University of Saskatchewan Bone Mineral Accrual Study. **J Bone Miner Res**. v. 14, p.1672– 9, 1999.

BAKKER, I; TWISK, J.W; VAN MECHELEN, W; ROOS, J.C; KEMPER H.C. Ten year longitudinal relationship between physical activity and lumbar bone mass in (young) adults. **J Bone Miner Res**, v.18, p.325– 32, 2003

BASMAJIAN, J. V. **Anatomia de Grant**, 1. ed. São Paulo: Manole, 1993. 683 p.

BASSEY, E.J; RAMSDALE S.J. Increase in femoral bone density in young women following high-impact exercise. **Osteoporos Int**, v.4, p. 72–5, 1994

BIEWENER, A. Safety factors in bone strength. **Calcif Tissue Int**, v. 53(Suppl.): p. 68–74; 1993.

BLOOMFIELD, S. A. Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest, **Med Scien Sports Exercise**, v. 29, p. 197-203, 1997.

BOURRIN, S; PALLE, S; GENTY, C; ALEXANDRE, C. Physical exercise during remobilization restores a normal bone trabecular network after tail suspension induced osteopenia in young rats. **J Bone Miner Res**, v.10, p. 820–828; 1995.

BRADNEY, M; PEARCE, G; NAUGHTON, G; SULLIVAN, C; BASS, S; BECK, T; CARLSON, J; SEEMAN, E. Moderate exercise during growth in prepubertal boys: Changes in bone mass, size, volumetric density, and bone strength: A controlled prospective study. **J Bone Miner Res**, v. 13, p. 1814–1821; 1998.

BREWER V. Role of exercise in prevention of involutional bone loss, **Med Sci Sports Exercise**, v. 45, p. 445-449, 1983.

BURR, D.B; FORWOOD, M.R; FYHRIE, D.P; MARTIN, R.B; SCHAFFLER, M.B; TURNER, C.H. Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures. **J Bone Min Res**, v.12, p.6–15, 1997.

- BURR, D.B; TURNER, C. H; NAICK, P; FORWOOD, M. R; AMBROSIUS, W; HASAN, M. S; PIDAPARTI, R. Does microdamage accumulation affect the mechanical properties of bone? , **Journal of Biomechanics**, v. 31, p. 337–345, 1998
- CALER, W.E; CARTER, D.R. Bone creep-fatigue damage accumulation, **Journal of Biomechanics**, v. 22, p. 625–635,1989.
- CASELL, C; BENEDICT, M; SPECKER, B. Bone mineral density in elite 7-to-9-yr-old female gymnasts and swimmers. **Med Sci Sports Exercise**, v.10, p.1243– 6. 1996.
- COURTNEY, A.C; HAYES, W.C; GIBSON, L.J. Age-related difference sin post-yield damage in human cortical bone, **Journal of Biomechanics** , v.29, p. 1463–1471, 1996
- CRABTREEA, N.J; KIBIRIGEC, M.S; FORDHAMC, J.N; BANKSD, L.M; MUNTONIE, F; CHINNC, D; BOIVINA, C.M; SHAWB, N.J. The relationship between lean body mass and bone mineral content in paediatric health and disease, **Bone** , V. 35, p. 965– 972, 2004.
- CURREY, J.D; BREAR, K; ZIOUPOS, P. The effects of ageing and changes in mineral content in degrading the toughness of human femoral, **Journal of Biomechanics**, v. 29(2), p. 257–260, 1996
- DALEN, N; OLSSON K.E. Bone mineral content and physical activity, **Acta Orthop Scand**, v. 45, p.170-182, 1974
- DALLE, C.L; ARLOT, M.E; CHAVASSIEUX, P.M; ROUX, J.P; PORTERO, N.R; MEUNIER, P.J. Comparison of trabecular bone microarchitecture and remodeling in glucocorticoid-induced and postmenopausal osteoporosis. **J Bone Miner Res**, v.16(1), p. 97–103, 2001
- DALY, R.M; SAXON, L; TURNER, C.H; ROBLING, A.G; BASSA, S.L. The relationship between muscle size and bone geometry during growth and in response to exercise, **Bone**, v. 34, p. 281– 287, 2004.
- DUDA, G.N. Internal forces and moments in the femur during walking, **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 933-941, 1997
- DUNCAN, R. L; TURNER, C. H. Mechanotransduction and functional response of bone to mechanical strain, **Clin Tiss Int**, v. 57, p. 344 –358, 1995.
- FELDKAMP, L. A; GOLDSTEIN, S. A; PARFITT, A. M; JESION, G; KLEEREKOPER, M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography, **J Bone Miner Res**, v. 4, p. 3–11; 2000.
- FRATESCHI, M. H. J. **Efeitos da imobilização e remobilização em algumas propriedades mecânicas do osso**. 2002. 65 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Interunidades de Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto Instituto de Química de São Carlos – Universidade de São Carlos.

FREEDMAN, K.B; KAPLAN, F.S; BILKER, W.B; STROM, B.L; LOWE, R.A. Treatment of osteoporosis: are physicians missing an opportunity? **Joint Surg Am**, v. 82 (Suppl. 1), p.1063– 70, 2000.

FROST, H.M; SCHONAU, E. The “muscle – bone” unit in children and adolescents: a 2000 overview. **J Pediatr Endocrinol Metab** , v.13, p.571– 90, 2000.

GERE, J.E. **Mecânica dos Materiais**, 2. ed. São Paulo: Pioneira Thomson Learning, 2003, 698p.

GUTIN, B; KASPER M.J. Can vigorous exercise play a role in osteoporosis prevention? A review. **Osteoporosis Int**, v. 2, p. 55– 69, 1992.

GUNNES, M; MELLSTROM, D; JOHNNELL O. How well can a previous fracture indicate a new fracture? A questionnaire study of 29,802 postmenopausal women. **Acta Orthop Scand**, v.69, p.508– 12, 1998.

HAAPASALO, H; KANNUS, P; SIEVANEN, H; PASANEN, M; UUSI-RASI, K; HEINONEN, A; OJA, P; VUORI, I. Effect of long-term unilateral activity on bone mineral density of female junior tennis players. **J Bone Miner Res**, v. 13, p. 310–319; 1998.

HAJCSAR, E.E; HAWKER, G; BOGOCH E.R. Investigation and treatment of osteoporosis in patients with fragility fractures, **CMAJ**, v. 163 (Suppl. 1), p. 819– 22, 2000.

HOU, F.J. Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness, **Journal of Biomechanics**. p. 1009-1015, 1998. falta o volume e o número

JAMSA, T; JAVOLAARA, P. A cost-effective, accurate machine for testing the torsional strength of sheep long bones. **Med Eng Phys** , v. 18:, p. 433– 435, 1996.

JAMSA, T; JALOVAARA, P; PENG, Z; VANANEN, H. Z; TUUKKANEN, J. Comparison of Three-Point Bending Test and Peripheral Quantitative Computed Tomography Analysis in the Evaluation of the Strength of Mouse Femur and Tibia, **Bone**, v. 23, p. 155– 161, 1998.

JEPSEN, K.J; SCHAFFER, M.B; KUHN, J.L; GOULET, R.G; BONADIO, J; GOLDSTEIN, S.A. Type I collagen mutation alters the strength and fatigue behavior of cortical tissue. **Journal of Biomechanics**, v. 30 , n.11/12, p. 1141–1147, 1997.

JEPSEN, K. J; DAVY, D. T; KRZYPOW, D. J. The role of the lamellar interface during torsional yielding of human cortical bone, **Journal of Biomechanics**, v. 32, p. 303–310, 1999.

JINAI, H; WATASHIBA, H; KAJIHARA, T; NISHIKAWA, Y; TAKAHASHI, M; ITO, M. Surface curvatures of trabecular bone microarchitecture, **Bone** , v.30, n.1, p. 191– 194, 2002.

JONSSON, U; STROMBERG, L. Torsional tests of long bones with computerized equipment, **J Biomed Eng**, v. 7, p. 251–255, 1985.

JOO, Y. I; SONE, M; FUKUNAGA, S.-G; LIM, S. Effects of endurance exercise on three-dimensional trabecular bone microarchitecture in young growing rats, **Bone**, v. 33, p. 485–493, 2003.

KARLSSON, M. K; HASSERIUS, R; OBRANT, K. J. Individuals who sustain nonosteoporotic fractures continue to also sustain fragility fractures. **Calcif Tissue Int**, v. 53, p.229– 231, 1993.

KARLSSON, M. K; JOHNELL, O; OBRANT K.J. Is bone mineral density advantage maintained long-term in previous weight lifters? **Calcif Tissue Int**. v.57, p. 325–328, 1995.

KARLSSON, M. K; MAGNUSSON, H; KARLSSON, C; SEEMAN E. The Duration of Exercise as a Regulator of Bone Mass, **Bone**, v 28,n. 1, p. 128–132, 2001.

KEAVENY, T. M; HAYES, W. C. Mechanical properties of cortical and trabecular bone. **Bone**, v. 7, p. 285-344, 1993.

KROLNER, B; TOFT, B. Vertebral bone loss: An unheeded side effect of therapeutic bed rest. **Clin Sci (Colch)**, v. 64, p. 5137–540; 1995.

LEBLANC, A. D. Bone mineral lossand recovery after 17 weeks of bed rest, **J Bone Mineral Research**, v. 8, p. 843-856, 1990.

MAEDA, H; KIMMEL, D. B; RAAB, D. M; LANE, N. E. Musculoskeletal recovery following hindlimb immobilization in adult female rats. **Bone**, v.14, p.153–159; 1993.

MARCHIGIANO, G. Osteoporosis: primary prevention and strategies for women at risk, **Home Care Provid**, v. 2, p. 76, 1997.

McCARTNEY, N; HICKS, A. L; MARTIN, J; WEBBER, C. E. A longitudinal trial of weight training in the elderly: Continued improvements in year **Journal Gerontol Biol Sci**, v. 51, p.425–433; 1996.

MORI, S; HARRUS, R; AMBROSIUS, W; BURR, D.B. Trabecular bone volume and microdamage accumulation in the femoral heads of women with and without femoral neck fractures. **Bone**, v. 21, p. 521–526, 1997.

MOSLEY, J. R; LANYON L. E. Growth Rate Rather Than Gender Determines the Size of the Adaptive Response of the Growing Skeleton to Mechanical Strain. **Bone** v. 30, n. 01, p. 314–319; 2002.

NORDIN, M; FRANKEL, V. H., **Biomecânica Básica o Sistema Musculoesquelético**, 3 ed.. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

OSTEOLOGIA. In: GRAY, H. **Anatomia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1995, p. 191-368.

ORWOLL, E. S. The relationship of swimming exercise to bone mass men and women, **Arch Intern Med**, v. 149, p. 219-228, 1989.

OWINGS, T.M; PAVOL, M.J; GRABINER, M.D. Lower Extremity Muscle Strength Does Not Independently Predict Proximal Femur Bone Mineral Density in Healthy Older Adults. **Bone**. v. 30, n. 3, p. 515-520, 2002.

PISTOIA, W; VAN RIETBERGEN B; RÜEGSEGGER P. Mechanical consequences of different scenarios for simulated bone atrophy and recovery in the distal radius, **Bone**, v.33, p. 937-945, 2003.

REICH, K. M; FRANGOS, J. A. Effect of flow on prostaglandin E2 and inositoltriphosphate levels in osteoblasts. **Am J Physiol**, v. 261, p.428-432, 1991.

REICH, K. M; GRAY, C. V; FRANGOS, J. A. Fluid shear stress as a mediator of osteoblast cyclic adenosine monophosphate production. **J Cell Physiol**, v.143, p.100-104, 1990.

RHO, J.Y; KUHN-SPEARING, L; ZIOUPOS P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. **Med Eng Phys**, v. 20, p.92-102, 1998.

RYAN, A.S; TREUTH, M.S; HUNTER, G.R; ELAHI, D. Resistive training maintains bone mineral density in postmenopausal women. **Calcif Tissue Int**, v. 62, p.295-9, 1998.

SCHAFFLER, M.B; CHOI, K; MILGROM, C. Aging and bone matrix microdamage accumulation in human compact bone. **Bone**, v. 17, p. 521-525, 1995.

TAAFE, D. R; PRUITT, L; PYKA, G; GUIDO, D; MARCUS, R. Comparative effects of high-and low intensity resistance training on thigh muscle strength, fiber area, and tissue composition in elderly women. **Clin Physiol** v.16, p. 381-392, 1996.

TURNER, C.H. Yield behavior of bovine cancellous bone. **J Biomech Eng**, v.111, p. 256-60, 1989.

TUUKKANEN, J; WALLMARK, B; JALOVAARA, P; TAKALA, T; SJÖGREN, S; VÄÄNÄEN, K. Changes induced in growing rat bone by immobilization and remobilization. **Bone**, v.12, p.113-118, 1991.

VAN STAA, T.P; LEUFKENS, H.G.M; COOPER C. Does a fracture at one site predict later fractures at other sites? A British cohort study. **Osteoporosis Int**, v. 13, p. 624- 9, 2002.

VICO, L; ALEXANDRE C. Microgravity and bone adaptation at the tissue level, **J Bone Mineral Research**, v. 7, p. 445- 451, 1992.

YENI, Y.N; FYHRIE, D. P. Fatigue Damage-Fracture Mechanics Interaction in Cortical Bone. **Bone**, v. 30, n. 2, p. 509-514, 2002.

ANEXO

Princípios Éticos na Experimentação Animal (Colégio Brasileiro de Experimentação Animal - COBEA)

A pesquisa científica contribui com ponderável parcela para o bem estar do homem e dos animais.

Os conhecimentos de Biologia em geral, de saúde, de comportamento e das interações "homem-animal-ambiente" nem sempre podem ser obtidas só pela observação e pelo registro do que normalmente acontece, ao longo da vida, com o homem e com os animais, quer como indivíduo isolado quer como população e, por isto, a experimentação científica é absolutamente necessária para que o ciclo do conhecimento se complete, se renove e se torne útil.

Mas, para que o uso de animais com objetivos científicos seja moralmente aceitável e dê resultados confiáveis é fundamental ter-se a consciência que o animal como ser vivo, possui hábitos de vida próprios da sua espécie, tem memória, preserva o instinto de sobrevivência e é sensível à angústia e a dor, razão que preconizam posturas éticas em todos os momentos do desenvolvimento dos estudos com animais de experimentação.

Por isso, postula-se:

O progresso dos conhecimentos humanos, notadamente os referentes à Biologia, à Medicina Humana e dos animais, é necessário. O homem precisa utilizar animais na busca de conhecimento, para se nutrir, se vestir e trabalhar. Assim, ele deve respeitar o animal, seu auxiliar, como um ser vivente como ele. Postulado:

Artigo I - Todas as pessoas que pratiquem a experimentação biológica devem tomar consciência de que o animal é dotado de sensibilidade, de memória e que sofre sem poder escapar à dor;

Artigo II - O experimentador é, moralmente, responsável por suas escolhas e por seus atos na experimentação animal;

Artigo III - Procedimentos que envolvam animais devem prever e se desenvolver considerando-se sua relevância para a saúde humana ou animal, a aquisição de conhecimento ou o bem da sociedade;

Artigo IV - Os animais selecionados para um experimento devem ser de espécie e qualidade apropriadas e apresentar boas condições de saúde, utilizando-se o número mínimo necessário para se obter resultados válidos. Ter em mente a utilização de métodos alternativos tais como modelos matemáticos, simulação por computador e sistemas biológicos "*in vitro*";

Artigo V - É imperativo que se utilizem os animais de maneira adequada, incluindo aí evitar o desconforto, angústia e dor. Os investigadores devem considerar que os processos determinantes de dor ou angústia em seres humanos causam o mesmo em outras espécies, a não ser que o contrário tenha se demonstrado;

Artigo VI - Todos os procedimentos com animais, que possam causar dor ou angústia, precisam se desenvolver com sedação, analgesia ou anestesia adequadas. Atos cirúrgicos ou outros atos dolorosos não podem se implementar em animais não anestesiados e que estejam apenas paralisados por agentes químicos e/ou físicos;

Artigo VII - Os animais que sofram dor ou angústia intensa ou crônica, que não possam se aliviar e os que não serão utilizados devem ser sacrificados por método indolor e que não cause estresse;

Artigo VIII - O uso de animais em procedimentos didáticos e experimentais pressupõe a disponibilidade de alojamento que proporcione condições de vida adequadas às espécies, contribuindo para sua saúde e conforto. O transporte, a

acomodação, a alimentação e os cuidados com os animais criados ou usados para fins biomédicos devem ser dispensados por técnico qualificado.

Artigo IX - Os investigadores e funcionários devem ter qualificação e experiência adequadas para exercer procedimentos em animais vivos. Deve-se criar condições para seu treinamento no trabalho, incluindo aspectos de trato e uso humanitário dos animais de laboratório.