MARIA ELIZETE DE SOUZA RODRIGUES

**Análise do risco de fratura óssea por
ultrasonometria e ensaio mecânico de compressão**

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, para a obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. João M. Domingos de A. Rollo

São Carlos

2003

DEDICATÓRIA

Dedico essa dissertação
aos meus queridos pais Joaquim e Ivonete e
aos meus irmãos Eudazio, Sandra e Elizabeth,
pelo amor e incentivo recebidos.

AGRADECIMENTOS

Essa dissertação, em parte, pertence também a um grupo de pessoas que sempre demonstrou apoio, paciência e amizade nos momentos mais necessários e a quem jamais conseguirei exprimir a minha mais honesta gratidão.

À Universidade de São Paulo por colocar à minha disposição sua estrutura;

À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio e concessão da bolsa de mestrado (processo 01/11581-7);

Ao Prof. Dr. João Manuel D. de A. Rollo, meu Orientador, pela orientação precisa e a dedicação constante, fundamentais para a concretização desse mestrado;

Ao Eng. Tomaz Puga Leivas, do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC-FMUSP), pelo ensinamento, amizade e ajuda generosa oferecida;

Ao meu namorado Jorge Henrique, que esteve ao meu lado sempre me ajudando, apoiando e principalmente incentivando;

Ao Dr. Raul Bolliger Neto, médico ortopedista e coordenador do Laboratório de Biomecânica (IOT-HC_FMUSP) por permitir a realização dos ensaios mecânicos;

À Vicmed/OsteoSys-Medison, na pessoa de Valter Rigamonte, pelo empréstimo do equipamento de ultrasonometria óssea;

Ao Especialista em Biomecânica César Augusto M. Pereira (IOT-HC-FMUSP), pelo auxílio na realização dos ensaios mecânicos;

À equipe médica da residência da Ortopedia - Mateus, Wagner e Minoro (IOT-HC-FMUSP) que realizou o procedimento cirúrgico nos cadáveres;

Aos professores Orivaldo Lopes da Silva e José Marcos Alves, do Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da USP, pelas valiosas sugestões;

Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia da USP, e em especial ao Biólogo Nelson Júnior pela amizade e agradável convivência;

Ao amigo Raimundo Nonato que me recebeu no início do mestrado;

À minha irmã Sandra pelas correções gramaticais;

Às amigas Regina, Lúcia e Júlia pelo apoio incondicional nos momentos de dificuldades.

Aos colegas de mestrado Alessandro, Tatiana, Luis Tadeu, Thaís, Ana, Alessandra e os demais que estiveram presentes nesse período acadêmico.

Nós não cessaremos nossa jornada
E o objetivo de nossa busca
Será chegar onde nós começamos
E conhecer o lugar pela primeira vez.

T. S. Eliot

RESUMO

RODRIGUES, M. E. S. (2003). Análise do risco de fratura óssea por ultrasonometria e ensaio mecânico de compressão. 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 osteoporose é uma doença que afeta o tecido ósseo sendo caracterizada principalmente pela diminuição da massa óssea e pela deterioração da arquitetura do osso. O método atualmente utilizado no diagnóstico da osteoporose é a densitometria óssea (DEXA -Dual Energy X-ray Absorptiometry), que utiliza radiação ionizante. Vários estudos têm sido publicados discutindo o uso de técnicas complementares ou alternativas à densitometria óssea. Uma dessas técnicas é a ultrasonometria, que é baseada na análise da propagação do ultra-som para identificar a qualidade do tecido ósseo. O objetivo desse trabalho é contribuir com o acréscimo de dados para a avaliação da possibilidade de uso dessa técnica como alternativa à técnica da densitometria óssea. Foi realizado um estudo de correlação entre medidas experimentais em ossos trabeculares de calcâneos humanos obtidas com o equipamento de ultrasonometria óssea SONOST-2000 (Vicmed/OsteoSys-Medison®) e medidas de ensaio mecânico de compressão. A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada como um teste complementar para identificar as modificações na microarquitetura das amostras de ossos humanos saudáveis e osteopênicos. Os resultados indicam que o BQI (*Bone Quality Index* – Índice de Qualidade Óssea) pode ser usado como um método indireto de averiguação das importantes propriedades na determinação do risco de fratura, como por exemplo, a tensão máxima suportada pelo material.

Palavras-chave: osso trabecular; osteoporose; propriedades mecânicas; ultrasonometria; risco de fratura.

ABSTRACT

RODRIGUES, M. E. S. (2003). Analysis of bone fracture risk using ultrasonometry and mechanical compression essays. M.Sc. Dissertation - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Osteoporosis is a disease that affects bone tissue and is characterized by a decrease in its mass and deterioration of its architecture. The current method used in osteoporosis diagnostic is bone densitometry (DEXA- Dual Energy X-ray Absorption), which utilizes ionizing radiation. Various studies have been published discussing alternatives or complimentary techniques to bone densitometry. One of these techniques is quantitative ultrasound (QUS), which is based on the analysis of ultrasound spread through bone tissue to assess its quality. The objective of this work is to add more data to the discussion of this technique as an alternative to bone densitometry. Correlation studies between data from experiments in trabecular bones from the calcaneus of human cadavers have been performed using the quantitative ultrasound equipment SONOST-2000 (Vicmed/OsteoSys-Medison) and mechanical compression essays. Scanning Electron Microscopy was also used as an aid to identify modifications in the samples microarchitecture from health and osteopenic tissue. The results indicate that BQI (Bone Quality Index) can be used as indirect method to obtain important parameters used in the assessment of fracture risk, such as the maximum load supported by the material.

Key-words: trabecular bone, osteoporosis, mechanical properties; quantitative ultrasound; fracture risk.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- Representação dos quatro componentes da microestrutura óssea	4
FIGURA 2 - Representação dos dois componentes da macroestrutura óssea	4
FIGURA 3 - Esquema ilustrativo do processo de remodelamento no osso esponjoso	6
FIGURA 4 - Esquema ilustrativo de 3 tipos de fraturas e como elas são causadas	9
FIGURA 5 - Ilustração esquemática de como um carregamento compressivo produz contração e deformação numa amostra cilíndrica	10
FIGURA 6 - Curva força - variação do comprimento da amostra descrevendo o comportamento estrutural uma amostra durante o ensaio de compressão	11
FIGURA 7 - Curva tensão-deformação descrevendo o comportamento material de uma amostra durante o ensaio de compressão	12
FIGURA 8 - Diagrama de duas curvas tensão-deformação para o osso cortical úmido carregado nas direções longitudinal e transversal	14
FIGURA 9 – Curva representativa da mudança na massa óssea em relação à idade em homens e mulheres mostrando padrões de perda óssea	15
FIGURA 10 - Incidência de fraturas de quadril, vértebra e rádio distal relacionadas com a idade em homens e mulheres	17
FIGURA 11- Fluxograma mostrando elementos responsáveis pela fratura	27
FIGURA 12- Microscopia Eletrônica de Varredura: estrutura do osso esponjoso	30
FIGURA 13- Curvas representativas da tensão-deformação no ensaio de compressão do osso esponjoso úmido com 3 tipos de densidades	33
FIGURA 14 - Esquema ilustrativo do mecanismo da piezoelectricidade	40
FIGURA 15 - Fotografia localizando o osso calcâneo com aumento que permite observar as características estruturais do osso calcâneo	50
FIGURA 16 - Equipamento de ultrasonometria óssea SONOST-2000 (Vicmed/OsteoSys-Medison)	53
FIGURA 17 - Esquema de funcionamento do equipamento de ultrasonometria óssea	53
FIGURA 18 - Modo gráfico visualizado durante a calibração do equipamento de ultra-sonometria	54
FIGURA 19 - Posicionamento do calcânhar do cadáver no equipamento de ultrasonometria	55
FIGURA 20 - Preparação do cadáver para a realização do exame de ultrasonometria	55
FIGURA 21 - Exemplo de um resultado daa medida de ultrasonometria óssea	56

FIGURA 22 - Localização do osso calcâneo visando o acesso cirúrgico	56
FIGURA 23 - 1ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo	57
FIGURA 24 - 2ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo	57
FIGURA 25 - 3ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo	58
FIGURA 26 - 4ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo	58
FIGURA 27 - Trefina usada no procedimento cirúrgico	58
FIGURA 28 - Tarugo de osso esponjoso do calcâneo	59
FIGURA 29 - Dispositivo de corte usado na preparação do corpo de prova	60
FIGURA 30 - Suporte usado para fixar o tarugo ósseo durante o procedimento de corte	60
FIGURA 31 - Dispositivo elaborado para o corte do tarugo de osso esponjoso	60
FIGURA 32 - Resultado final da preparação do corpo de prova do osso esponjoso	61
FIGURA 33 - Máquina Universal de Ensaios Mecânicos, marca KRATOS, modelo K5002	62
FIGURA 34 - Amostra posicionada entre as placas paralelas da máquina de ensaio mecânico	63
FIGURA 35 - Amostra do osso esponjoso antes e depois do ensaio mecânico de compressão	64
FIGURA 36 - Diagrama típico da curva tensão-deformação de uma amostra de osso esponjoso normal sob compressão mecânica	64
FIGURA 37 - Microscopia eletrônica de varredura de osso esponjoso humano. 150x66	
FIGURA 38 - Resultado gráfico do exame de ultrasonometria	67
FIGURA 39 - Diagramas da curva tensão-deformação do ensaio mecânico de compressão das amostras humanas de osso esponjoso	70
FIGURA 40 - Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano sadio	72
FIGURA 41 - Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano sadio	73
FIGURA 42 - Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano osteopênico	74
FIGURA 43 - Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano osteopênico	75
FIGURA 44 - Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjoso humano osteopênico	76
FIGURA 45 - Correlação entre BQI , BUA e SOS com o módulo de elasticidade (E) para amostra de osso esponjoso humano	78
FIGURA 46 - Correlação entre BQI , BUA e SOS com a rigidez para amostra de osso esponjoso humano	79
FIGURA 47 - Correlação entre BQI , BUA e SOS com a tensão máxima no limite superior (TELS) para amostra de osso esponjoso humano	80

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Tipos de solicitações mecânicas que atuam nos ossos	9
TABELA 2 - Propriedades mecânicas do osso cortical	13
TABELA 3 - Métodos não-invasivos para a avaliação do esqueleto	19
TABELA 4 - Técnicas de medida de densidade óssea segundo os sítios medidos e a utilidade clínica	22
TABELA 5 - Técnica de avaliação quantitativa que não mede a densidade óssea	22
TABELA 6 - Estimativas e determinações do módulo de elasticidade do osso trabecular	37
TABELA 7 - Resultados das medidas de ultrasonometria realizados nos cadáveres	68
TABELA 8 - Média, Desvio Padrão, Erro Padrão Médio e valores mínimos e máximos dos parâmetros obtidos pela ultrasonometria	68
TABELA 9 - Dados geométricos dos corpos de prova	69
TABELA 10 - Parâmetros do ensaio axial de compressão	71
TABELA 11 - Média, Desvio Padrão, Erro Padrão Médio e valores mínimos e máximos dos parâmetros obtidos pelo ensaio mecânico de compressão	71
TABELA 12 - Parâmetros do ensaio de ultrasonometria e ensaio mecânico de compressão	77
TABELA 13 - Correlação dos parâmetros do ensaio de ultrasonometria com os do ensaio mecânico	77

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AP - Antero posterior

BQI - Bone Quality Index (índice de qualidade óssea)

BUA - Broadband Ultrasound Attenuation (atenuação da energia ultra-sônica)

CAQI - Central de Análise Química e Instrumental

DPA - Dual Photon Absorptiometry (absorciometria por duplo fóton)

DMO - Densidade mineral óssea

DP - Desvio padrão

DXA - Dual X-ray Absorptiometry (absorciometria por raio-X com dupla energia)

EPM - Erro padrão médio

HC/FMUSP - Hospital das Clínicas Faculdade de Medicina Universidade de São Paulo

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IOT - Instituto de Ortopedia e Traumatologia

MEV - microscopias eletrônicas de varredura

ONU - Organizações das Nações Unidas

PDXA - Peripheral Dual x-ray Absorptiometry (absorciometria Periférica por raio-X com dupla energia)

PQCT - Peripheral Quantitative Computed Tomography (tomografia computadorizada quantitativa periférica)

QCT- Quantitative Computed Tomography (tomografia computadorizada quantitativa)

QMR - Quantitative Magnetic Resonance (ressonância magnética quantitativa)

QUS - Quantitative Ultrasound (ultra-som quantitativo)

RA - Radiographic Absorptiometry (radiografia por absorciometria)

SOS - Speed of sound (velocidade do som).

SPA - Single Photon Absorptiometry (absorciometria por fóton)

SVOC-USP - Serviço de Verificação de Óbitos da Capital da Universidade de São Paulo

SXA - Single X-ray Absorptiometry (absorciometria por raio-X)

TELS - Tensão no limite de ruptura

T-score - Densidade mineral óssea expressa em termos do número de desvio-padrão acima ou abaixo da média para mulheres com mesma idade.

μMR - Micro Magnetic Resonance (ressonância magnética microscópica)

LISTA DE SÍMBOLOS

A - área da seção transversal da amostra

E - módulo de elasticidade do meio

F - força aplicada

k - constante de proporcionalidade

M - média

N - número de casos

v - velocidade do som no meio

Δl - variação do comprimento da amostra

l_0 - comprimento inicial da amostra

σ - tensão

ϵ - deformação

ρ^* - densidade relativa

ρ_s - densidade aparente

SUMÁRIO *

RESUMO	v
ABSTRACT	vi
LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE TABELAS	viii
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	ix
LISTA DE SÍMBOLOS	x
 1. INTRODUÇÃO	 1
1.1 TECIDO ÓSSEO	3
1.1.1 AS FUNÇÕES DO TECIDO ÓSSEO	3
1.1.2 HIERARQUIA ESTRUTURAL: MICRO E MACRO ESTRUTURA DO TECIDO ÓSSEO..	3
1.1.3 O REMODELAMENTO DO TECIDO ÓSSEO	5
1.1.4 ESTRUTURA E PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TECIDO ÓSSEO	7
1.1.5 DOENÇAS OSTEOMETABOLICAS – OSTEOPOROSE	14
1.1.6 RISCO DE FRATURA	26
 1.2 OSSO ESPONJOSO	 29
1.2.1 INTRODUÇÃO	29
1.2.2 A ESTRUTURA DO OSSO ESPONJOSO	29
1.2.3 AS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO ESPONJOSO	32
 1.3 ULTRASONOMETRIA ÓSSEA	 39
1.3.1 ASPECTOS TEORICOS DO ULTRA-SOM	39
1.3.2 PARÂMETROS DO ENSAIO ULTRA-SÔNICO EM OSSOS	41
1.3.3 A ULTRASONOMETRIA ÓSSEA	43
.....	
1.3.4 A ULTRASONOMETRIA ÓSSEA E O RISCO DE FRATURA	47
1.3.5 A ULTRASONOMETRIA ÓSSEA DE CALCÂNEO	49
 1.4 OBJETIVOS	 51
 2. MATERIAL E MÉTODOS	 52
2.1 MEDIDA DE ULTRASONOMETRIA	52
2.2 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO DE COLETA DE AMOSTRA ÓSSEA	56
2.3 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DO OSSO TRABECULAR	59
2.4 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DAS AMOSTRAS	61
2.5 ENSAIO MECÂNICO AXIAL DE COMPRESSÃO PURA	61
2.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	65
2.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	66
	67

* Normas de acordo com as diretrizes para apresentação de dissertações e teses na EESC-USP, 3ª ed., São Carlos, 2002.

3. RESULTADOS	
3.1 MEDIDA DE ULTRASONOMETRIA ÓSSEA	67
3.2 DADOS GEOMÉTRICOS DOS CORPOS DE PROVA	69
3.3 ENSAIO MECÂNICO AXIAL DE COMPRESSÃO	70
3.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	72
3.5 CORRELAÇÃO	77
4. DISCUSSÃO	81
5. CONCLUSÃO	91
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	92
ANEXO	104
ANEXO A – APROVAÇÃO DA COMISSÃO DE ÉTICA PARA ANÁLISE DE PROJETOS DE PESQUISA	105
ANEXO B – RESULTADOS GRÁFICOS DAS MEDIDAS DE ULTRASONOMETRIA EM CADÁVERES	107
ANEXO C – RESULTADOS GRÁFICOS DOS ENSAIOS MECÂNICOS DE COMPRESSÃO EM OSSO ESPONJOSO HUMANO.....	120

1. INTRODUÇÃO

Estudos recentes têm mostrado que a expectativa média de vida aumentou dramaticamente no decorrer do século XX, para todas as idades e para ambos sexos (GURALNIK E HAVLIK, 2000). Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), no ano 2000, a população mundial de faixa etária acima de 60 anos era formada por cerca de 610 milhões de pessoas e estima-se que em 2025 contabilizará uma população de 1,1 bilhão de idosos (WHO, 1994). Uma vez que os custos individuais de serviços de saúde para idosos são muito elevados, o crescimento desse segmento da população afetará notadamente os custos relacionados com a saúde desses indivíduos (BEERS E BERKOW, 2000).

Estudando a população americana, Beers e Berkow (1997) mostraram que, enquanto a expectativa de vida de uma criança do sexo masculino nascida em 1900 era de 46 anos, hoje essa notação se estenderia além dos 72 anos. Para o sexo feminino a expectativa de vida passou de 48 anos para aproximadamente 79 anos, ou seja, hoje as mulheres têm probabilidade de viver 30 anos ou mais após a chegada da menopausa.

No censo do ano 2000 do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), o Brasil contabilizava 14,5 milhões de pessoas com idade superior a 60 anos - 36% a mais que no ano de 1991 e o correspondente a 8,2% da população nacional. Em duas décadas, essa população deverá dobrar. Até 2020, essa população poderá chegar até 40 milhões de pessoas, classificando-se, provavelmente, como a sexta maior população de idosos do mundo (IBGE, 2000).

Segundo Guralnik e Havlik (2000), há um grande número de doenças típicas de pessoas idosas. Esses problemas afetam notadamente o funcionamento geral do organismo, comprometendo a independência pessoal desses indivíduos e exigindo um cuidado permanente e diferenciado por um longo período de tempo. As circunstâncias crônicas que conduzem à incapacidade incluem àquelas que geralmente também causam a morte (por exemplo, doença de coração, doença pulmonar e diabetes) e aquelas que

são menos prováveis de provocar uma morte, mas que afetam a capacidade de movimentação do indivíduo (por exemplo, artrite e osteoporose).

Segundo Brundtland (2000), as doenças músculo-esqueléticas aparecem como a maior causa de morbidade em todas as partes do mundo. Essas doenças têm uma substancial influência na saúde e na qualidade de vida das pessoas e ocasiona um enorme custo aos sistemas de saúde. Observa-se ainda que, juntamente com o aumento do número de mulheres que passam da menopausa, há também um aumento do número de fraturas decorrentes de doenças como, por exemplo, a osteoporose, principal e mais comum doença osteometabólica que atinge pessoas idosas de ambos os sexos, especialmente a mulher (MERCK, 1995).

Segundo Cooper et al. (1992), as fraturas se tornaram um importante problema médico-social, pois elas interferem na qualidade e na expectativa de vida de suas vítimas, representando, ainda, um pesado ônus para o sistema de saúde. As fraturas osteoporóticas de fêmur surgem como a terceira causa de internação hospitalar e a segunda causa de óbito entre a população feminina americana e européia com mais de 50 anos. No Brasil, há indícios de que as fraturas osteoporóticas atinjam mais notadamente a população das regiões Sul e Sudeste, atingindo cerca de 20% a 25% das mulheres pós-menopausadas.

Apesar da crescente necessidade de aperfeiçoamento dos métodos de avaliação óssea, no Brasil há poucos grupos de pesquisa voltados para a área de métodos de estudo do tecido ósseo como, a citar, a ultrasonometria. Espera-se contribuir de alguma forma, com os resultados dessa pesquisa, fornecendo mais subsídios para o desenvolvimento de métodos mais sensíveis e de menor custo, para o diagnóstico clínico de determinação do risco de fraturas.

1.1 TECIDO ÓSSEO

1.1.1 AS FUNÇÕES DO TECIDO ÓSSEO

Segundo Martin e Dempster (1998), o esqueleto é constituído na sua maior parte por tecido ósseo, o mais resistente tecido do corpo humano, que desempenha as seguintes funções em um organismo sadio: a) Fornece uma estrutura resistente à gravitação, que serve como uma armadura protetora das partes mais moles e dos órgãos vitais (como os contidos nas caixas craniana e torácica e no canal raquidiano); b) Age como um reservatório extracelular para os íons, tais como o cálcio, o fósforo e outros; c) Aloja e protege a medula óssea, formadora das células do sangue; d) Proporciona apoio aos músculos esqueléticos, transformando contrações musculares em movimentos úteis e forma um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular.

O osso armazena e libera os íons de maneira controlada e, para que haja um funcionamento normal do organismo, a concentração de íons no sangue deve ser mantida constante. Há um intercâmbio contínuo entre o cálcio do plasma sangüíneo e o do osso. O cálcio absorvido da alimentação e que faria aumentar a concentração sangüínea desse íon é depositado rapidamente no tecido ósseo e, inversamente, o cálcio do osso é mobilizado quando diminui sua concentração no sangue (JUNQUEIRA E CARNEIRO, 1999).

1.1.2 HIERARQUIA ESTRUTURAL: MICRO E MACROESTRUTURA DO TECIDO ÓSSEO

O osso é um tecido extremamente bem organizado, com um surpreendentemente baixo peso, e que fornece uma excelente estrutura de suporte. Sua composição varia dependendo da sua localização, da idade, do histórico de alimentação do indivíduo e da existência de doenças (KAPLAN et al., 1985). Categorizamos o osso em quatro componentes microestruturais: células, matriz orgânica, matriz inorgânica e fatores solúveis (Figura 1) e em dois componentes macroestruturais integrados em hierarquias macroestruturais distintas: osso cortical e esponjoso (Figura 2) (HOLLINGER et al., 1999). A proporção de osso cortical e trabecular difere nas várias regiões do esqueleto.

FIGURA 1 – Representação dos quatro componentes da microestrutura óssea

- 1) Células: a) osteoblastos, b) osteócitos e c) osteoclastos (em suas devidas proporções)
- 2) Matriz orgânica: constituída por 90% de colágeno tipo I e 10% de elementos não-colagenosos.
- 3) Matriz inorgânica: consiste de cristais de cálcio e fosfato (hidroxiapatita)
- 4) Fatores solúveis: incluem BMPs (Proteínas morfogênicas ósseas (em verde na rede de colágeno))

FONTE: HOLLINGER et al., 1999.

FIGURA 2 – Representação dos dois componentes da macroestrutura óssea

- 1) Ossos cortical: forma 80% do esqueleto, duro e denso, parte externa e o corpo de ossos longos.
- 2) Ossos trabecular: forma os outros 20%, rede 3D de trabéculas, vértebras e diáfise de ossos longos.

FONTE: HOLLINGER et al., 1999.

O osso cortical forma 80% do esqueleto, é duro, denso e forma a parte externa de vários ossos e o corpo dos ossos longos. As unidades constituintes são os ósteons e as regiões ósseas intersticiais, ou sistema haversiano. Os ósteons possuem formato cilíndrico (diâmetro de 200-250 μm e comprimento de 10-20 μm) e são compostos de lamelas ou camadas concêntricas (3,00-7,00 μm de espessura) paralelamente dispostas ao longo do eixo do osso (MARTIN E DEMPSTER, 1998; EINHORN, 1996; ATHANASIOU et al., 2000). Os sistemas haversianos estão localizados no centro dos ósteons e acomodam vasos sanguíneos para facilitar o suprimento de nutrientes para células ósseas (osteócitos). O osso cortical possui uma porosidade considerada baixa de 5 a 30 %, sendo rígido e suportando um valor razoável de tensão antes de fraturar quando submetido a um carregamento.

O osso esponjoso compõe 20% do esqueleto e é uma estrutura altamente porosa encontrada nos corpos vertebrais e na parte final dos ossos longos. Formado por numerosas e pequenas trabéculas interconectadas (100-300 μm de espessura com espaçamento de 300-1.500 μm entre as trabéculas adjacentes) (MARTIN E DEMPSTER, 1998; EINHORN, 1996), que tendem a se orientar ao longo da direção da tensão principal, em adaptação ao carregamento externo do ambiente. Entre 75-95% do volume do osso esponjoso é constituído por poros interconectados e é preenchido com medula óssea. O osso esponjoso possui uma porosidade considerada alta, de 30 a 90%, sendo capaz de suportar alongamentos e deformações antes de fraturar quando submetido a um carregamento.

1.1.3 O REMODELAMENTO DO TECIDO ÓSSEO

Segundo Francis et al. (1998), o osso é um tecido vivo que está continuamente em ação. As atividades celulares do tecido ósseo são de três tipos: Atividade de Modelamento - associada ao crescimento, transformando osso do recém-nascido em osso adulto; Atividade de Reparo - relacionada com a reparação contínua da micro e da macro estrutura do esqueleto quando danificadas por fadiga ou trauma devido a tensões físicas recebidas; Atividade de Remodelamento - atividade que faz a manutenção da homeostasia mineral no sangue por meio de reabsorção de material e neoformação óssea.

O remodelamento ósseo ocorre tanto no osso cortical quanto no esponjoso. Os osteoclastos, os osteoblastos e os osteócitos são as células mais importantes envolvidas nesse processo (Figura 3). Essas células ósseas respondem a vários sinais do meio, a induções químicas, mecânicas, elétricas e a estímulos magnéticos. Inicialmente ocorre a ativação da célula óssea, o local de ativação sofre reabsorção osteoclástica e depois ocorre a reposição óssea pelos osteoblastos (EINHORN, 1996).

FIGURA 3 - Esquema ilustrativo do processo de remodelamento no osso esponjoso.

As células envolvidas no remodelamento ósseo são osteócitos, osteoclastos e osteoblastos.

1) **Osteócitos**: células encontradas no interior da matriz óssea que se mineraliza posteriormente.

2) **Osteoclastos**: células que corroem uma área do osso, iniciando a reabsorção óssea.

3) **Osteoblastos**: células que são atraídas para a cavidade de reabsorção, iniciando a formação óssea.

FONTE: PAVÓN E ZANCHETTA, [s.d]. CD-ROM.

Os osteócitos são osteoblastos maduros aprisionados dentro do osso calcificado. Eles são interconectados por longos filamentos e fornecem uma rede de comunicação para transmitir ao tecido informações referentes às solicitações mecânicas, que são usadas para modificar o osso por processos de reabsorção e formação (FRANCIS et al., 1998). Os osteoclastos são células multinucleadas que reabsorvem o osso e que removem materiais orgânicos degradados, ou seja, provocam a desmineralização do tecido e a degradação do colágeno, destruindo o tecido ósseo. Os osteoblastos são células sintetizadores da matriz óssea ou osteóide e são subsequentemente mineralizados pelo crescimento do cristal em formação (FRANCIS et al., 1998).

Os osteoblastos são células ativas que sintetizam e liberam o colágeno para o espaço extracelular adjacente. As fibrilas de colágeno se alinham em arranjos regulares e produzem uma matriz orgânica, os osteóides. No interior do osteóide, o íon cálcio é depositado como massas amorfas de fosfato de cálcio. A seguir, íons hidróxido e bicarbonato são gradualmente adicionados à fase mineral e cristais de hidroxiapatita maduros são formados lentamente. Os mediadores que agem sobre os osteoclastos têm sua ação realizada pelos osteoblastos (LIAN E STEIN, 1996).

A matriz calcificada do osso não é metabolicamente inerte e células (osteócitos) são encontradas incrustadas profundamente dentro do osso em pequenas lacunas. Elas são originalmente osteoblastos, aprisionados no interior da célula para produzir a matriz óssea que depois se calcifica (BARON, 1993). O osteoclasto é uma célula que possui mobilidade. Ela reabsorve osso para formar uma lacuna e então se move atravessando a superfície do osso para reabsorver outra área (MUNDY, 1993).

Os processos de reabsorção e formação são intimamente ligados, provavelmente através de fatores humorais locais, e a formação óssea excede a reabsorção durante o crescimento do esqueleto, até que a reabsorção ultrapasse a formação óssea após o crescimento. O remodelamento ósseo pode ser influenciado por forças mecânicas aplicadas ao esqueleto, por fatores humorais locais, fatores transformadores de crescimento, por tumores necrosados e por hormônios circulantes como o estrógeno, a testosterona, a calcitonina, o hormônio paratireóide (PTH) e a vitamina D (FRANCIS et al., 1998).

1.1.4 ESTRUTURA E PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TECIDO ÓSSEO

As células ósseas são as principais reguladoras do metabolismo ósseo. No entanto, a matriz óssea e os minerais também participam do controle do processo mediado pelas células. O crescimento ósseo começa no útero e continua durante a adolescência até a maturidade do esqueleto. Mesmo após esse período, o osso continua a se remodelar durante toda a vida e adapta suas propriedades materiais com o carregamento mecânico aplicado sobre ele de acordo com a Lei de Wolff (KAPLAN et al., 1985).

A Lei de Wolff (1869) explica em parte o mecanismo celular e molecular através do qual o osso responde às tensões mecânicas. Hoje sabemos que o osso é um material piezelétrico, ou seja, um material que gera um potencial elétrico quando tensionado. Estudos têm sugerido que, de algum modo, esse processo é responsável pelo crescimento induzido pela tensão. Uma vez que o osso não tem como prever o carregamento mecânico ao qual será submetido, ele adapta a sua resistência e sua densidade de acordo com o seu passado e seu presente de uso mecânico, de modo que ele possa continuar mantendo sua estrutura por toda a vida (FROST, 1997).

Do ponto de vista estrutural, o osso é considerado um compósito natural em relação ao peso, e é composto de aproximadamente 60% de mineral, 10% de água e em torno de 30% de matriz de colágeno. A força que um osso pode suportar não depende somente da quantidade absoluta de seus vários componentes, mas também da forma como estes componentes se correlacionam. Como em todo material compósito, a qualidade e a interação entre todos os constituintes desempenham o principal papel na determinação do comportamento mecânico do osso. O colágeno e os cristais minerais são em geral orientados no osso na direção longitudinal. Desse modo, a resistência e rigidez do osso são sempre mais altas ao longo do eixo axial (ATHANASIOU et al., 2000).

Resistência e rigidez são duas propriedades mecânicas relacionadas com o tecido ósseo. Um material rígido é duro e pode quebrar com facilidade, como por exemplo, o giz. Um material resistente não se rasga com facilidade, por exemplo, a pele.

As propriedades mecânicas dos ossos estão relacionadas com a sua formação orgânica e inorgânica. Segundo Currey (1998), os componentes inorgânicos (hidroxiapatita - $C_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) que formam em torno de 60-70% do osso adulto, são responsáveis pela rigidez. Muito provavelmente os componentes orgânicos que formam o restante do osso (90% composto de colágeno com o restante consistindo de outras substâncias, tais como, glicoproteínas, proteoglicanos e água) são os responsáveis pela elasticidade (STEVENSON E LINDSAY, 1998).

ATHANASIOU et al., (2000) concorda que a fase mineral (sais e fosfato de cálcio em cristais) cede a rigidez, ou seja, à dureza ao osso para que ele possa resistir à compressão. A fase orgânica (colágeno) contribui significativamente com o seu limite de elasticidade e com as propriedades da fratura, fazendo com que o osso resista à força de tração. De uma perspectiva biomecânica, o osso cortical se comporta como um material semifrágil, viscoelástico, e dependente de orientação.

As adaptações ósseas são fornecidas por mecanismos de modelamento e remodelamento. No modelamento, a resposta do osso ao uso mecânico é controlada pelo limiar de deformação óssea, uma deformação acima ou abaixo deste índice provoca uma mudança no modelamento (acionando o aumento da resistência e da massa óssea), deformações menores desligam esse mecanismo. Quando a deformação fica um pouco abaixo do limiar de modelamento temos o “modo-desuso” (FROST, 1999).

Dessa forma, o tecido ósseo freqüentemente é submetido a diversos tipos de solicitações mecânicas, que são as forças que atuam sobre ele. O osso raramente é sobrecarregado de uma única maneira, devido a sua estrutura geométrica ser irregular. As forças que atuam sobre um osso podem ser de compressão, de tração, de flexão, de torção e de cisalhamento (Tabela 1), e a combinação dessas forças pode ocasionar diversos tipos de fraturas quando a carga ao qual o osso é submetido supera a sua resistência (Figura 4).

Tabela 1 - Tipos de solicitações mecânicas que atuam nos ossos

SOLICITAÇÃO MECÂNICA	EFEITO DA SOLICITAÇÃO MECÂNICA NO OSSO E SUA OCORRÊNCIA
Compressão	Tende a diminuir o comprimento e aumentar a largura do osso. Nas vértebras e ossos dos membros inferiores
Tração	Tende a aumentar o comprimento e separar as partes. Na suspensão em barra e carregamento de peso
Flexão	Atua através de um momento de força que age num plano contendo o eixo longitudinal. As forças dos músculos atuando nos ossos longos
Torção	Atua através de um momento de força que age em um plano perpendicular ao eixo longitudinal do osso. Nas fraturas de tíbia
Cisalhamento	Atua quando cargas são aplicadas de forma transversal à superfície da estrutura e são contrárias entre si. Nas fratura do osso esponjoso, fêmur.

FIGURA 4 – Esquema ilustrativo de 3 tipos comuns de fraturas e suas causas

a) Fratura transversa (causada por tração); b) Fratura oblíqua (causada por compressão)

c) Fratura helicoidal. (causada por torção)

FONTE: BULLOUNGH, 1991.

As propriedades mecânicas descrevem o comportamento do material quando sujeito a tensões externas. A elasticidade é uma propriedade definida de acordo com a lei de Hooke (1976) “A intensidade da força é proporcional à deformação provocada”. Desse modo, para a determinação das propriedades mecânicas do tecido ósseo, é necessário que ele seja submetido a ensaios mecânicos. Como exemplo, temos o ensaio mecânico de compressão, representado na Figura 5, onde uma tensão produz contração e deformação numa amostra cilíndrica de osso cortical de comprimento inicial l_0 e área de seção transversal A_0 . (KAPLAN, 1994).

FIGURA 5 – Ilustração esquemática de como um carregamento compressivo produz contração e deformação numa amostra cilíndrica.

FONTE: CALLISTER Jr., 1994.

A equação para a compressão do cilindro é dada por:

$$F = \left(\frac{AE}{l_0} \right) \Delta l \quad (1)$$

onde:

F = Força aplicada

Δl = Variação do comprimento do cilindro

l_0 = Comprimento inicial do cilindro

A = Área da seção transversal

E = Módulo de elasticidade

A curva da variação da força em relação ao comprimento da amostra (Figura 6) descreve o comportamento estrutural do cilindro sob carregamento axial. A inclinação da curva define a rigidez estrutural que é diretamente proporcional à seção transversal da área e ao módulo de elasticidade e inversamente proporcional ao comprimento da amostra (KAPLAN, 1994).

FIGURA 6 - Curva força - variação do comprimento da amostra descrevendo o comportamento estrutural uma amostra durante o ensaio de compressão.

Região linear (elástica) de O a Y. Em Y ocorre um rearranjo interno da estrutura, iniciando dano no material. Em YU ocorrem deformações não elásticas até que em U a amostra fratura.

FONTE: KAPLAN, 1994.

Em um teste com dois cilindros feitos do mesmo material (E constante) e com comprimentos inicialmente iguais (l_0 constante), mas com diferentes áreas de seção transversal (A), teríamos a inclinação da curva força-deformação e a rigidez estrutural diferentes para os dois cilindros. Ou seja, dois ossos com propriedades de tecido equivalentes (mesmo E), mas com diferentes geometrias, mostrariam diferentes valores de rigidez estrutural. Para se eliminar esse efeito geométrico, a força é dividida pela área da seção transversal e a deformação é dividida pelo comprimento inicial produzindo uma medida geometricamente normalizada da força e da variação do comprimento da amostra. A tensão (σ) representa a força por unidade de área (unidade Pa). A deformação (ϵ) representa a mudança percentual em comprimento ou deformação relativa de um corpo devido a uma aplicação de carga (é adimensional).

$$s = \frac{F}{A} \qquad e = \frac{\Delta l}{l_0} \qquad (2)$$

A curva tensão-deformação (Figura 7) não depende da geometria da amostra, logo descreve apenas o comportamento material do cilindro sob carregamento axial. A inclinação da curva define o módulo de elasticidade (E). O módulo de elasticidade é uma importante propriedade mecânica do osso na fase de deformação elástica, é uma característica do material que informa a capacidade que um material tem em resistir à deformação quando submetido a uma força (força mínima necessária para que o objeto seja deformado) e representa a rigidez intrínseca do material. A curva tensão-deformação pode ser dividida em três regiões: a região linear inicial, a região de colapso, e a região de deformação (Figura 7). O módulo de elasticidade E é o declive da região linear dessa curva. Em contraste, as propriedades de resistência são obtidas das regiões de colapso e deformação (KAPLAN, 1994).

FIGURA 7 - Curva tensão-deformação descrevendo o comportamento material de uma amostra durante o ensaio de compressão. Comportamento elástico abaixo de Y' e deformação após Y' . A tensão de colapso ocorre em Y' e a tensão de fratura em U' . O módulo de elasticidade E é o declive da região linear.

FONTE: KAPLAN, 1994.

As propriedades elásticas de materiais anisotrópicos dependem de sua orientação com respeito à direção de carregamento e isso é verdadeiro também para o osso. De qualquer forma, as propriedades elásticas do osso cortical humano mostram um certo grau de simetria, sendo que um carregamento na direção longitudinal produz um efeito diferente do carregamento na direção transversal. Diversos estudos mostram valores muitas vezes diferenciados para as propriedades mecânicas do osso, as medidas dependem do tipo de osso, do tipo de carregamento, da orientação do carregamento etc.

Yaszemski et al. (1996) realizaram medidas da resistência e do módulo de elasticidade do osso cortical, notificando que a resistência desse osso na orientação longitudinal (paralelo ao longo do eixo do osso) quando submetido à tração está entre 78,8 e 151 MPa e quando submetido à compressão, a resistência fica entre 131 e 224 MPa. O osso cortical é mais frágil na direção transversal (perpendicular ao longo do eixo do osso) com uma resistência entre 51,0-56,0 MPa quando submetido à tração e entre 106 e 113 MPa quando em compressão (Tabela 2). Além disso, o módulo de elasticidade do osso cortical é de 17,0-20,0 GPa na direção longitudinal (tanto quando submetido à tração quanto à compressão) e 6-13 GPa na direção transversal. O módulo de elasticidade no osso trabecular, dependendo da densidade óssea e da orientação trabecular varia de 0,1 a 4,5 GPa (TURNER, et al., 1990).

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do osso cortical

	LONGITUDINAL		TRANSVERSAL	
	TRAÇÃO (MPa)	COMPRESSÃO (MPa)	TRAÇÃO (MPa)	COMPRESSÃO (MPa)
Resistência	78,80-151,00	131,00-224,00	51,00-56,00	106,00-113,00
Módulo de elasticidade	17,00- 20,00	17,00- 20,00	6,00-13,00	6,00-13,00

FONTE: YASZEMSKI et al., 1996.

Gibson e Ashby (1997), mostram a curva tensão-deformação para o osso cortical úmido (Figura 8), fornecendo informações sobre suas propriedades mecânicas quando em compressão. Na direção longitudinal (paralela ao comprimento do osso), é descrito um comportamento linearmente elástico até o deslocamento de cerca de 0,7 %. Acima disso ele passa para a fase plástica até o deslocamento em torno de 3%. Na direção transversal, o osso cortical úmido é menos rígido, forte e dúctil, e em tração ele quebra com o deslocamento de apenas 0,6%.

A resistência e o módulo de elasticidade do osso esponjoso são relacionados com sua densidade aparente por uma lei de função e variam largamente sobre a faixa de densidade observada, estando ainda relacionados com o quadrado da densidade aparente (massa por unidade de volume do osso trabecular). O seu módulo varia com o quadrado ou cubo da densidade aparente. A resistência e o módulo são sensíveis ao carregamento bem como à direção. Os valores médios para a resistência e módulo do osso esponjoso são 2,00-5,00 MPa , e 90,00-400 MPa respectivamente (ATHANASIOU et al., 2000).

FIGURA 8 - Diagrama de duas curvas tensão-deformação para o osso cortical úmido carregado nas direções longitudinal e transversal.

FONTE: GIBSON E ASHBY, 1997.

1.1.5 DOENÇAS OSTEOMETABOLICAS - OSTEOPOROSE

As doenças osteometabólicas incluem os distúrbios generalizados do esqueleto e são causadas por influências humorais (KRANE et al., 1996). Qualquer alteração na taxa de formação ou reabsorção do remodelamento resulta não só na alteração da massa óssea total, como também na forma e distribuição óssea. Os hormônios, especialmente o PTH, calcitonina e vitamina D, têm profundo e complexo efeito sobre o remodelamento, o modelamento e o crescimento ósseo. Segundo JUNQUEIRA e CARNEIRO (1999), a concentração de cálcio no sangue deve ser mantida constante e a carência alimentar desse mineral causa descalcificação dos ossos, predispondo-os a fraturas. Dessa forma, as patologias do tecido ósseo podem ser muito sérias, afetando uma larga faixa de funções corporais. Nesse estudo detalharemos a osteoporose por essa patologia ser o foco de atenção do presente estudo.

Definição da doença e grupo de risco

A osteoporose é a mais freqüente das doenças osteometabólicas. É a principal causa de fraturas ósseas em mulheres pós-menopausadas e de pessoas idosas em geral. Trata-se de uma condição crônico-degenerativa e incapacitante, resultante de uma fragilidade generalizada do esqueleto, pela redução da quantidade de osso e de um distúrbio da microarquitetura esquelética a ponto de aumentar a vulnerabilidade em relação a fraturas (FERNANDES et al., 2001).

De acordo com a definição da OMS, a osteoporose é caracterizada pela diminuição da massa óssea e pela deterioração da microarquitetura do tecido ósseo, conduzindo a um aumento da fragilidade do osso e a um conseqüente aumento do risco de fratura (WHO, 1994). Embora a osteoporose resulte de um conjunto de processos bioquímicos e fisiológicos ainda incompreendidos de modo completo, a manifestação clínica (fratura ou deformação) é puramente mecânica (NJEH E LANGTON, 1997).

Segundo FERNANDES et al. (2001), a osteoporose não é uma patologia fatal, mas é uma doença com alta morbidade, freqüentemente associada com fraturas de quadril e de vértebra. Trata-se de uma patologia menos freqüentemente ocorrida em homens por que estes apresentam esqueletos mais densos com a perda óssea se iniciando mais tarde e progredindo mais lentamente, não havendo período de rápida mudança hormonal com perda óssea associada (Figura 9).

FIGURA 9 – Curva representativa da mudança na massa óssea em relação à idade em homens e mulheres mostrando padrões de perda óssea.

I) Pico de massa óssea; II) Fase rápida de perda óssea nas mulheres próximas da menopausa

III) Perda óssea relacionada com a idade quase similar entre homens e mulheres

FONTE: RIGGS E MELTON III, 1992.

Quando o metabolismo ósseo está em condições normais existe um equilíbrio entre a formação e reabsorção óssea (remodelamento). Na pós-menopausa e na velhice em ambos os sexos, há uma menor tendência na formação da reabsorção óssea. Nessa fase da vida, os osteoblastos diminuem gradativamente a capacidade produtora, enquanto que os osteoclastos permanecem ativos. A redução progressiva do conteúdo mineral ósseo caracteriza a osteopenia e, em fases mais avançadas, a osteoporose (GASPERINO, 1995).

Apesar da osteoporose ser geneticamente determinada, aqueles que se enquadram no grupo de risco apresentam uma maior chance de desenvolver a doença: Caucasianas, asiáticas, tabagistas, alcoolistas, pessoas que apresentam longos períodos de imobilização e inatividade física, portadores de insuficiência renal crônica, menopausa precoce (idiopática ou ooforectomia) e usuários de determinados tipos de drogas como corticóides e anti-convulsionantes.

Hemert et al. (1987) realizaram um estudo em 1267 mulheres entre 45 e 64 anos que foram observadas por um período médio de 4 anos em relação à ocorrência de fraturas. Após a coleta de informações sobre todas as fraturas ocorridas, foi concluído que não é eficiente usar somente os fatores de risco para a seleção de mulheres em programas de prevenção de fraturas.

O Impacto social da ocorrência de fraturas

As principais manifestações clínicas da osteoporose são as fraturas, sendo as mais freqüentes as de vértebras, de fêmur e de antebraço, e em qualquer região do esqueleto com alto percentual de osso trabecular (LINDSAY et al., 2001). As fraturas causadas pela osteoporose e as incapacidades dela resultantes têm um grande impacto na saúde das populações idosas do mundo ocidental e requerem freqüentemente hospitalização, reabilitação e cuidados domiciliares. Elas têm grande importância na sociedade brasileira considerando o envelhecimento progressivo da sua população, com graves consequências físicas, financeiras e psico-sociais, afetando os indivíduos, as famílias e a comunidade. As fraturas atingem homens e mulheres, predominantemente pessoas do sexo feminino com deficiência estrogênica e indivíduos idosos.

Os locais anatômicos de ossos trabeculares (vértebras, rádio e fêmur) são as regiões onde as fraturas relacionadas com idade ocorrem mais frequentemente. Na maioria das populações a taxa de incidência aumenta exponencialmente com a idade (Figura 10). Em todas as idades após os 50 anos a incidência nas mulheres é duas vezes maior do que no homem, de qualquer forma cerca de 80% de todas as fraturas de quadril ocorrem nas mulheres (COPER E MELTON III, 1996).

FIGURA 10 - Incidência de fraturas de quadril, vértebra e rádio distal relacionadas com a idade em homens e mulheres.

FONTE: COOPER E MELTON III, 1992.

Estudos populacionais transversais de distribuição de densidade óssea relacionada com a idade mostram existir um rápido declínio na massa óssea de mulheres entre 40 e 70 anos (AITKEN 1987).

A prevalência de osteoporose e incidência de fraturas varia de acordo com o sexo e a raça. As mulheres brancas na pós-menopausa apresentam maior incidência de fraturas. A partir dos 50 anos, 30% das mulheres e 13% dos homens poderão sofrer algum tipo de fratura por osteoporose ao longo da vida. Estudos realizados no Brasil evidenciam incidência similar, especialmente na população branca; porém, deve-se considerar a grande miscigenação da população brasileira e que a menor incidência de fraturas ocorre nos negros (PINTO NETO et al., 2002).

Há 200 milhões de pessoas com osteoporose no mundo. No Brasil, mais de 10 milhões de casos culminam em um registro anual de 80.000 casos de fratura de fêmur. Os números mostram que os registros de fraturas osteoporóticas dobraram na última década; são quase 1.700.000 fraturas de fêmur no mundo, uma a cada 20 segundos e com estimativas de atingir seis milhões de pessoas em 60 anos (OSTEOPOROSE, 1995). 20% das mulheres após a menopausa que sofreram fratura de vértebra voltam a sofrer fratura após um ano (LINDSAY et al., 2001). Cerca de 25% dos pacientes falece nos primeiros seis meses após uma fratura e 40% falece nos primeiros dois anos após uma fratura (FERNANDES et al., 2001).

A importância clínica da osteoporose reside, portanto, na maior incidência de fraturas. Além das fraturas proximais de fêmur, ocorrem ainda fraturas vertebrais, de punho e de rádio distal. Muitas fraturas ocorridas na população idosa estão associadas com a baixa quantidade de massa óssea e são provavelmente devidas à osteoporose senil. As previsões para o surgimento de fraturas osteoporóticas na mulher em função da idade é de 40%, 7% e 25%, respectivamente, para as idades de 50, 60 e 80 anos. No caso dos homens a previsão é de 3% e 8%, respectivamente, para as idades de 60 e 80 anos (FRANCIS, 1998).

A incidência de fratura de quadril aumenta exponencialmente com a idade (a mulher tem 15% de risco e o homem de 2 a 5% durante toda a vida). 12-20% das fraturas de fêmur levam a morte após 1 ano. Sobre a elevada mortalidade associada à fratura de quadril, indica-se que 25% dos pacientes falecem nos primeiros seis meses e 40% nos primeiros dois anos. Estima-se que 50% das fraturas de fêmur por osteoporose conduzem à incapacidade total ou parcial e que 20-30% desses indivíduos apresentarão complicações trombo-embólicas, circulatórias ou respiratórias, levando à morte nos próximos dois anos. Por volta dos 90 anos de idade, uma a cada três mulheres terá sofrido fratura de quadril, com mortalidade de 20% e chances de 25% de se manterem em tratamento em longo prazo apresentando menos de 50% de recuperação completa. (FERNANDES et al., 2001).

Como citado anteriormente, os tipos mais comuns de fraturas são as de vértebras, do rádio distal e das costelas. Entre as mulheres de 50 anos ou mais, os pacientes com fraturas vertebrais são aproximadamente três vezes mais frequentes do que os pacientes com fratura de quadril (MELTON III, 1987). A melhor forma de proteção contra o risco de fratura estaria no diagnóstico precoce e na prescrição de um tratamento efetivo da patologia de base (FERNANDES et al., 2001).

Diagnóstico

O diagnóstico da osteoporose deve levar em consideração os seguintes aspectos: a história clínica do paciente, execução de exames físicos e complementares como avaliação laboratorial, exames radiológicos e medidas de massa óssea, além de avaliação de risco de fratura. A osteoporose é inicialmente assintomática. As primeiras manifestações clínicas ocorrem quando já houve perda de 30% a 40% da massa óssea. Vários métodos têm sido empregados no estudo quantitativo do esqueleto em pacientes com osteoporose. A investigação e o gerenciamento clínico da osteoporose têm sido revolucionados pelo desenvolvimento de novas técnicas não-invasivas para medida de massa óssea, com grande número de aplicações potenciais provadas (COMPSTON, 1995).

Segundo uma revisão feita por Genant et al. (1996) nas últimas décadas, tem sido feito considerável progresso no desenvolvimento de métodos não-invasivos para a avaliação do esqueleto. Atualmente, é possível avaliar-se a densidade mineral óssea dos esqueletos periférico e central, bem como de todo o corpo, além de ser possível a diferenciação do osso cortical e esponjoso (Tabela 3). Essas técnicas variam em precisão, exatidão e discriminação e diferem substancialmente em metodologia fundamental, utilidade clínica, pesquisa e disponibilidade geral.

Tabela 3 - Métodos não-invasivos para a avaliação do esqueleto

RA	Radiographic Absorptiometry	- Radiografia por Absorciometria
SPA	Single Photon Absorptiometry	- Absorciometria por fóton
SXA	Single X-ray Absorptiometry	- Absorciometria por raio-X
DPA	Dual Photon Absorptiometry	- Absorciometria por duplo fóton
DXA	Dual X-ray Absorptiometry	- Absorciometria por raio-X com dupla energia
QCT	Quantitative Computed Tomography	- Tomografia Computadorizada Quantitativa
pQCT	Peripheral Quantitative Computed Tomography	- Tomografia Computadorizada Quant. Periférica
QUS	Quantitative Ultrasound	- Ultra-Som Quantitativo
QMR	Quantitative Magnetic Resonance	- Ressonância Magnética Quantitativa
mMR	Micro Magnetic Resonance	- Ressonância Magnética Microscópica

Fonte: NJEH et al., 1999.

O RA ou fotodensitometria foi um método muito usado na década de 60, sendo a primeira técnica quantitativa para avaliar a massa óssea integral (trabecular e cortical). Ela faz a estimativa da densidade mineral óssea usando imagens de raio-X que são comparadas com padrões de referência em níveis de cinza e é um método de baixo custo e de fácil acesso. No entanto, tal método mostra pouca reprodutibilidade.

A SPA usa fonte de energia radioativa para realizar medidas do mineral ósseo em sítios periféricos, como por exemplo, punho e calcânhar. A SXA tem superado o método SPA por ter melhor reprodutibilidade e ter mais fácil acesso, além de não usar nenhuma fonte radiativa.

A DPA realiza medidas em partes do esqueleto que não podem ser medidas por SXA, como por exemplo, coluna lombar, quadril e até mesmo todo o corpo. O DXA, método desenvolvido na década de 70, é a técnica mais largamente usada, conhecida como densitometria óssea, sendo o exame de referência para o diagnóstico de osteoporose aceito pela OMS. O DXA realiza medidas de ossos em todo o corpo além de calcânhar e punho com alta precisão e exatidão e com uma baixa exposição de radiação para o paciente. Sua disponibilidade e facilidade de uso têm feito com que essa seja a técnica mais usada para medida da densidade óssea em triagens clínicas e em estudo epidemiológicos.

A QCT é o único método disponível com capacidade para determinar em 3D a densidade volumétrica (mg/cm^3) do osso cortical e esponjoso, por exemplo, o osso trabecular no centro da vértebra, usando uma técnica de raio-X tridimensional. A QCT tem uma vantagem sobre as outras técnicas em sua capacidade de avaliar a densidade volumétrica real do osso cortical e trabecular. O pQCT é um equipamento de QCT adaptado para medidas de sítios periféricos tais como punho. Ele permite uma medida real do osso apendicular sem superposição de outros tecidos, podendo avaliar separadamente o osso cortical e o trabecular. Essa técnica apresenta as desvantagens de ter um alto custo e uma baixa portabilidade.

A QUS tem sido usado na predição do risco de fratura devido ao fato da fisiologia da osteoporose incluir diminuição de massa óssea e alteração na microarquitetura do osso trabecular. Essa técnica fornece informações sobre o estado ósseo por meio de ondas ultra-sônicas que atravessam o tecido, realizando medidas em vários sítios esqueléticos incluindo calcânhar, mão, dedos e tíbia. Trata-se de uma técnica alternativa com vantagens como portabilidade, não exposição do paciente à radiação ionizante e baixo custo. A técnica apresenta também algumas desvantagens apontadas pelos especialistas, dentre elas pode se apontar baixa precisão em indivíduos novos e falta de um parâmetro específico para identificação de indivíduos osteoporóticos e saudáveis. Atualmente, as medidas de ultrasonometria se baseiam no banco de dados da densitometria óssea.

A QMR, que é uma técnica complexa baseada na aplicação de altos campos magnéticos, tem revolucionado a imagem médica em geral. Estudos experimentais têm confirmado as previsões teóricas, sugerindo que essa é uma ferramenta promissora para o estudo da arquitetura do osso trabecular e para a avaliação da osteoporose.

Algumas pesquisas têm indicado que a informação a respeito da densidade óssea de qualquer osso é igualmente valiosa para prever a osteoporose de modo geral (MELTON III et al., 1993), enquanto outras pesquisas indicam que as medidas obtidas em sítios específicos são melhores informantes a respeito do risco de fratura desse sítio (KANIS E GLUER, 2000).

Segundo Simões et al. (2000), a escolha do método mais apropriado ou a combinação de técnicas de trabalho é um fator muito importante, pois dessa forma ampliam-se as possibilidades diagnósticas com conseqüente melhora da abordagem terapêutica. Por exemplo, a medida da porção proximal do rádio oferece uma noção da massa óssea do esqueleto e tem um valor preditivo significativo para a ocorrência de algumas fraturas, porém é relativamente pouco sensível para a perda precoce que ocorre nos primeiros anos após a menopausa. A medida direta do osso trabecular da coluna permite o diagnóstico precoce de perda de massa óssea após a menopausa, entretanto não tem valor preditivo para fraturas do fêmur. A DXA e a QCT são as técnicas mais comumente usadas e a popularidade de outros processos tais como RA, SXA e QUS estão ganhando terreno.

A escolha do melhor sítio esquelético para a predição da osteoporose é um objeto de grande debate. De qualquer forma, o consenso é que os sítios com mais alto conteúdo de osso esponjoso (maior taxa de remodelamento) são mais sensíveis às mudanças osteoporóticas. Estudos longitudinais sugerem que a maioria dos sítios esqueléticos comumente medidos (coluna, fêmur, rádio e calcâneo) é útil para prever o risco de fratura em qualquer sítio. A melhor avaliação do risco no sítio específico, de qualquer forma, é a medida da densidade mineral óssea nesse sítio (NJEH et al., 1999).

Em estudos epidemiológicos, a avaliação da massa óssea é usada para estudar determinantes do pico de massa óssea e para avaliar o valor de medida de massa óssea de um osso na predição do risco de fratura. Em triagens clínicas, as mudanças na massa óssea são comumente usadas como um substituto para o risco de fratura. Na prática clínica, a avaliação de densidade óssea é usada para diagnóstico (osteoporose e osteopenia) e para monitorar a resposta ao tratamento. As Tabelas 4 e 5 mostram as técnicas de medida de massa óssea segundo os sítios medidos e a utilidade clínica. (PINTO NETO, et al., 2002).

Tabela 4 - Técnicas de medida de densidade óssea segundo os sítios medidos e a utilidade clínica

TÉCNICA¹	SÍTIOS MEDIDOS	UTILIDADE CLÍNICA
DEXA	Coluna AP, fêmur proximal, antebraço, coluna lateral	Diagnóstico, avaliação de risco e monitoramento Diagnóstico, avaliação de risco e monitoramento Diagnóstico, avaliação de risco Avaliação de risco e monitoramento
PDEXA	Calcâneo, antebraço, falange	Avaliação de risco
QCT	Coluna, quadril	Avaliação de risco e monitoramento
PQCT	Antebraço	Avaliação de risco
RA	Falanges	Avaliação de risco
SXA	Calcâneo, antebraço	Avaliação de risco

FONTE: PINTO NETO et al. 2002

Tabela 5 - Técnica de avaliação quantitativa que não mede a densidade óssea²

TÉCNICA	SÍTIOS MEDIDOS	UTILIDADE CLÍNICA
QUS	Calcâneo, antebraço, tíbia, falanges, metatarsos	Avaliação de risco

FONTE: PINTO NETO et al. 2002

O exame de densitometria óssea

Estudos publicados durante décadas confirmaram a relação entre a massa óssea e as propriedades mecânicas do tecido ósseo. Segundo Faulkner (2000), quando amostras ósseas são investigadas laboratorialmente sob condições controladas, é possível observar que a densidade mineral óssea relaciona-se com 60 a 80 % da resistência óssea. A correlação entre densidade mineral óssea e resistência óssea tem sido confirmada em humano, onde, em vários estudos prospectivos, a densidade mineral óssea tem demonstrado predizer o risco em relação a vários tipos de fraturas. Desde que os pesquisadores observaram que o risco de fratura se relaciona principalmente com a medida da densidade mineral óssea, essa medida tem sido utilizada para predizer o surgimento de fraturas.

Conforme citado, a densitometria óssea (DXA) é o exame de referência para o diagnóstico de osteoporose. Segundo os critérios propostos pela OMS (WHO, 1994), o diagnóstico é realizado pela avaliação da coluna lombar, em posição antero-posterior, do fêmur proximal, do colo femoral e/ou do fêmur total e do antebraço.

¹ DEXA = dual x-ray absorptiometry; pDEXA = peripheral dual x-ray absorptiometry; QCT = quantitative computed tomography; AP = ântero posterior; pQCT = peripheral quantitative computed tomography; RA = radiographic absorptiometry; SXA = Falta; QUS = quantitative ultrasonometry; SOS = speed of sound.

² Técnica de avaliação quantitativa que não mede a densidade óssea.

Segundo PINTO NETO et al. (2002), o exame de densitometria óssea reflete uma situação momentânea do paciente, sendo assim uma medida estática que não indica ganho ou perda da massa óssea. Exames comparativos permitem inferir sobre a evolução da doença ou eficácia terapêutica. KANIS et al. (1994), citam que os resultados são apresentados através de:

1. Valores absolutos: Densidade mineral óssea – DMO (g/cm^2)
2. T-Score: Calculado em desvio-padrão (DP), tomando como referência o valor da DMO média do pico de massa óssea em adultos jovens³.
NORMAL: DMO até $-1,0$ DP
OSTEOPENIA: DMO entre $-1,1$ e $-2,5$ DP
OSTEOPOROSE: DMO abaixo de $-2,5$ DP
OSTEOPOROSE ESTABELECIDA: DMO abaixo de $-2,5$ DP na presença de fratura
3. Z-Score: Calculado em desvios-padrão (DP), tomando como referência a DMO média esperada para indivíduos da mesma idade, etnia e sexo. Resultados exibindo Z Scores $-2,0$ DP ou abaixo podem sugerir causas secundárias de osteoporose. Em crianças utiliza-se o Z-Score para avaliação de massa óssea.

Segundo Compston (1995), os métodos absorciométricos que são usados comumente medem o conteúdo mineral ósseo dentro de uma dada área. Clinicamente, a medida da densidade mineral óssea (*Density Mineral Bone* - BMD) representa uma densidade de área e não uma densidade volumétrica real, que só pode ser obtida por técnicas tomográficas, onde as medidas são verificadas em três dimensões.

$$\text{Densidade mineral óssea} = \text{Conteúdo mineral ósseo} / \text{área} \text{ (g/cm}^2\text{)}$$

Vários achados sugerem que fatores além da diminuição da densidade mineral óssea devem também desempenhar um importante papel na fratura de quadril: a) dentre as mulheres idosas com baixa densidade mineral óssea no quadril ($< 0,6 \text{ g/cm}^2$), o risco anual de fratura é somente em torno de 2%. b) mais ou menos 90% das fraturas de quadril são devidas a trauma moderado, geralmente quedas em casa; as fraturas precedem as quedas em menos de 10% dos casos.

³ Esta classificação está bem estabelecida para mulheres na pós-menopausa. Não há consenso no uso destes critérios em outras situações clínicas (jovens, homens e osteoporose secundária).

Marshall et al. (1996) realizaram um estudo para determinar a habilidade das medidas de densidade mineral óssea em mulheres na predição de fraturas e concluíram que as medidas podem predizer o risco de fratura, mas não podem identificar indivíduos que efetivamente sofrerão fraturas. Estudos realizados por DEMPSTER et al. (1993) mostram a boa relação entre a densidade e a resistência óssea. A relação entre a densidade óssea e o risco de fratura é demonstrado por (CUMMINGS et al., 1990). Esses estudos, dentre outros, fornecem justificativas para o uso da densidade de área na prática clínica e epidemiológica.

Depois que foi assumido, há 30 anos atrás, que a principal causa da fragilidade em ossos osteoporóticos é a diminuição da massa óssea, os estudos têm seguido para as seguintes questões: Como a massa óssea pode ser medida? Como a massa é perdida? Como a perda de massa pode ser prevenida? Atualmente, tem se questionado (baseado em levantamentos teóricos) se a propensão à lesão e a defeitos na qualidade da estrutura óssea poderiam também contribuir para o surgimento de fraturas osteoporóticas (HEANEY, 1987). Embora as quedas desempenhem um papel importante nas fraturas de quadril, menos de 1% das quedas na velhice resultam em fratura desse local. Por isso, fraturas de quadril envolvem uma interação complexa entre quedas, fatores de proteção e resistência óssea (CUMMINGS, 1987).

Enquanto os pacientes com fratura apresentam significativamente menores valores de massa óssea do que sujeitos não-fraturados, muitos pacientes fraturados apresentam valores de massa óssea dentro da faixa normal. Inversamente, muitas pessoas com valores de massa óssea bem abaixo dos limites inferiores estão, apesar de tudo, livres de fratura. Em face dessa discordância, as atenções se dirigem a outros fatores, além da massa óssea, que diferenciam os fatores entre os fraturados e os não fraturados. Desse modo, se a massa óssea não é a explicação final, é ao menos um marcador para o que quer que seja a causa mais direta da fragilidade óssea (HEANEY, 1987).

A pequena redução de massa no osso osteoporótico não é uma explicação satisfatória para as grandes mudanças aparentes na fragilidade óssea (HEANEY, 1987). A tensão em um elemento ósseo, sem dúvida, aumenta o risco de fratura, mas parece altamente improvável que uma redução de 10 a 35% na massa óssea (característica de osteoporose) possa ser suficiente para justificar o aumento de quatro a sete vezes no risco de fratura do tecido (HEANEY, 1987).

As fraturas de punho apresentam um comportamento anormal. Na mulher ela aumenta aproximadamente 10 vezes na década entre 45 e 55 anos e se estabiliza nesse platô durante o resto da vida. Em contraste, a massa óssea no punho se mantém normal nesse período de ascensão e então declina durante o resto da vida, mas esse declínio não é associado com nenhum aumento futuro na taxa de fratura e a curva da incidência de fratura da massa óssea não é convergente. As fraturas de punho se comportam muito diferentemente de outras fraturas osteoporóticas típicas, ou seja, apenas a diminuição da massa do osso é uma explicação insatisfatória para a fratura (HEANEY, 1987).

A baixa massa óssea usada para definir a osteoporose é fixada em 2,5 desvios padrões ou mais. Abaixo da densidade mineral óssea representativa da mulher na pré-menopausa, alguns pesquisadores consideram que, por definição, a osteoporose é um ponto arbitrário na escala. O exame deveria medir não a densidade e sim o remodelamento ósseo. E, além disso, apesar da densidade mineral óssea estar intimamente relacionada com a resistência óssea e das medições da densidade óssea serem capazes de prever o risco de fratura, nem todos os indivíduos com densidade mineral óssea diminuída chegam a apresentar uma fratura. Ou seja, mesmo que a densidade mineral óssea explique uma porção significativa da resistência óssea, há evidências de que outros aspectos estruturais do osso e de sua qualidade também sejam importantes na determinação do risco de fratura. Os parâmetros de microarquitetura (como a quantidade e espessura das trabéculas) e os fatores de qualidade óssea (como as propriedades materiais da matriz óssea) são aspectos estruturais importantes na avaliação do risco de fratura não considerados por meio do exame de densitometria óssea. Desvantagens do uso da densitometria óssea:

- Não avalia o segmento torácico, o mais comprometido nos colapsos vertebrais;
- Existem casos de pacientes com valor de densidade mineral óssea suficiente para a classificação de osteoporose e que nunca sofreram fraturas e também do contrário, de pacientes com densidade mineral óssea classificada como normal, e que posteriormente têm fratura.
- Existem erros devido a variações de resultados de medida de densidade mineral óssea em um mesmo paciente, quando feitas por diferentes técnicos ou diferentes equipamentos.
- Fraturas por colapso vertebral reduzem a área vertebral medida e há aproximação das trabéculas ósseas com conseqüente aumento da densidade mineral óssea.

- Alguns pacientes (como aqueles com pinos metálicos na coluna, os submetidos à cirurgia abdominal e suturados com grampos metálicos e os com mais de 126 quilos), não podem realizar o exame.
- O exame não tem padrão definido para classificar a osteoporose em homens.

Tratamento

A conduta terapêutica na osteoporose inclui, além de medidas gerais, o uso de medicamentos. O tratamento é prescrito à base de drogas inibidoras de reabsorção óssea, que não repõe a massa óssea perdida, mas que apenas ajudam a deter o processo. Deve-se considerar que é mais viável a prevenção do que o tratamento. Ganhar massa óssea não deve ser o único objetivo da prevenção da osteoporose, o que se busca é a prevenção da fratura. O estrogênio é considerado o fator chave para a prevenção da osteoporose e das fraturas. Entretanto, em todo o mundo, menos de 20% das mulheres na pós-menopausa o utilizam (FERNANDES et al., 2001). Baseadas na correlação estabelecida entre densidade mineral óssea, resistência óssea e risco de fraturas, as terapias para redução de incidência de fraturas ora disponíveis visam a reverter a perda óssea e a aumentar a resistência óssea, sendo que os efeitos das mesmas têm sido mais consistentes em relação a fraturas de quadril do que em relação às de vértebras (FAULKNER, 2000). Uma nova classe de drogas partindo do hormônio da paratiróide humano (PTH) têm surgido com a promessa de tratamento em relação à massa óssea perdida, com redução adicional de fraturas.

1.1.6 RISCO DE FRATURA

A susceptibilidade da fratura óssea depende de vários fatores como a propensão à queda, acuidade visual, resposta à queda e resistência óssea, sendo que a ocorrência de fratura é determinada pelas propriedades biomecânicas do osso em adição aos fatores relacionados com estilo de vida e as características das quedas (MAJUNDAR et al., 1998). A princípio, para que uma fratura ocorra, o osso deve ter sido submetido a uma força maior do que ele poderia resistir.

Segundo Francis (1990), como as propriedades mecânicas dos ossos estão relacionadas com o seu conteúdo mineral e sua estrutura arquitetônica, uma redução na massa óssea está inevitavelmente associada com o aumento à suscetibilidade de fratura. Menton III E Cooper (1998) realizaram estudos que confirmam que a perda óssea compromete a integridade biomecânica do esqueleto e aumenta o risco de fratura.

Clinicamente, a evidência de aumentada fragilidade óssea é determinada pela presença de fraturas causadas por quedas ou outras lesões que, normalmente, não fraturam os ossos. Isso também inclui fraturas ou características relacionadas como a dor causada por um trauma mínimo. Para se estimar o risco de fratura, considera-se o peso de todas as variáveis das quais ele é dependente (Figura 11). A diferença entre a fratura comum e a provocada por uma doença osteometabólica, como a osteoporose, é a desproporção da mesma com o trauma.

FIGURA 11- Fluxograma mostrando elementos responsáveis pela fratura.

A fratura é um resultado da diminuição da resistência e rigidez óssea associada com traumatismos.

1) A resistência óssea depende da densidade e da qualidade óssea.

2) O traumatismo depende de fatores relacionados com a queda e a força de impacto.

Estudos propõem que danos microscópicos no osso podem contribuir de uma maneira significativa para o aumento na fragilidade óssea, levando a complicações tais como fraturas por tensão e osteoporóticas (JOHNSTON E SLEMENDA, 1995). Microtrincas podem afetar as propriedades mecânicas do osso, promovendo a diminuição da rigidez óssea e a resistência à fratura. A acumulação ocasionada por tais danos pode ocorrer devido a atividades diárias normais (SHAFFER et al., 1985).

Contribuição da resistência e rigidez óssea na fratura

Segundo Kleerekoper et al. (1985), a resistência dos ossos humanos tem implicações importantes nas doenças do esqueleto, tais como osteoporose e osteomalácia. A resistência óssea depende da densidade mineral óssea e da qualidade óssea, sendo a massa óssea um dos mais importantes determinantes da resistência, contando com 80% de sua variação (HODGSKINSON et al., 1997). Ross et al., (1990) afirmam que a massa óssea reduzida é um preditor útil do aumento do risco de fratura. Gerhart (2000) mostra que a resistência à compressão do osso trabecular é proporcional à sua densidade e diminui com idade.

A qualidade óssea ou microarquitetura trabecular é responsável por cerca de 30 a 50% da resistência mecânica do osso (KLEEREKOPER et al., 1985). Segundo Riggs et al. (1981), a perda concomitante do osso cortical e trabecular é fisiológica e, após várias décadas resulta em perda suficiente de osso mineralizado predispondo às fraturas. Diferentemente da densidade mineral óssea, a qualidade óssea é uma variável difícil de quantificar. Torna-se, pois evidente a necessidade de estudar e compreender essa variável, desenvolvendo técnicas que possam quantificá-la com precisão e que permitam estratificar pacientes com maior risco de fraturas (CASTRO et al., 2000).

Contribuição do traumatismo na fratura

Muitas fraturas nos idosos e nas mulheres pós-menopausa resultam de pequenos traumas, freqüentemente ocorrendo sem dor. A osteoporose predispõe às fraturas por que torna os ossos enfraquecidos, podendo ocorrer fraturas devidas a forças de baixa magnitude, além da diminuição dos reflexos de proteção no amortecimento do impacto da queda nos idosos (GERHART, 2000). As quedas que causam fraturas ósseas geralmente aplicam ao mesmo tempo uma combinação de carregamento com flexão, torção e compressão para os quais o osso nunca pôde se adaptar (FERRETI et al, 1995).

1.2 OSSO ESPONJOSO

1.2.1 INTRODUÇÃO

Segundo Rho et al., (1993) é importante definir que o termo “osso esponjoso” se refere à estrutura esponjosa, enquanto que o termo “osso trabecular” se refere ao material trabecular (tecido ósseo encontrado no osso esponjoso). A palavra trabécula significa “pequena trave” em latim. Uma trabécula individual é um único suporte do osso esponjoso (GIBSON E ASHBY, 1998).

A necessidade social do entendimento do comportamento mecânico do tecido é ilustrada por estudos epidemiológicos - realizados desde a década de 60 – que documentaram a alta incidência de fraturas nesse tecido em pessoas idosas. Visando prevenir ou reduzir fraturas, um entendimento maior das características de resistência do osso esponjoso deve ser buscado, assim como deve ser feita uma maior pesquisa de métodos para se avaliar a integridade do tecido ósseo de modo pouco oneroso e pouco invasivo (COWIN, 1989). A importância de se desenvolverem mais estudos sobre as mudanças estruturais do osso esponjoso está no fato de que a perda da conectividade estrutural é um processo irreversível, sendo que somente um novo osso lamelar pode ser adicionado às superfícies já existentes. Os problemas clínicos mais importantes em ortopedia envolvem locais do esqueleto que são dominados pelo osso trabecular (KEAVENY E HAYES, 1993; PARFITT, 1984).

As pesquisas sobre o osso trabecular têm crescido exponencialmente nos últimos 30 anos, motivadas pelos problemas clínicos e científicos tais como fraturas ósseas relacionadas com a idade, desligamento de próteses e remodelamento ósseo. Os esforços têm sido focalizados sobre as medidas das propriedades mecânicas de trabéculas individuais, no melhoramento de métodos para ensaios mecânicos e na quantificação tridimensional do osso trabecular (KEAVENY E HAYES, 1993).

1.2.2 A ESTRUTURA DO OSSO ESPONJOSO

O osso esponjoso é uma estrutura mecânica e biológica cujas propriedades mecânicas são impossíveis de serem entendidas sem se considerar a sua biologia. A atividade celular desse osso ocorre pelo transporte de metabólitos entre o tecido duro trabecular e a medula. As trabéculas humanas são raramente servidas internamente por

suprimento de sangue, sugerindo que os mecanismos de transporte são difusão e uma coleção de transporte ativo de metabólitos, podendo explicar: a) a íntima relação entre a superfície e o volume ósseo e b) o declínio exponencial da fração do volume ósseo durante períodos de desuso mecânico (FYHRIE E KIMURA, 1999).

O osso trabecular é melhor descrito como sendo um material esponjoso formado por células abertas. Ignorando os detalhes microanatômicos de cada fase, o osso trabecular pode ser considerado um material com duas fases: tecido duro e medula (FYHRIE E KIMURA, 1999).

Como foi citado anteriormente, o remodelamento ósseo é um evento que ocorre na superfície, o osso trabecular, tendo uma área superficial maior que a área do osso cortical, apresenta um remodelamento ósseo de cerca de 8 vezes maior, apesar de osso trabecular de ter 4 vezes menos massa do que o cortical (KAPLAN et al., 1985).

A estrutura do osso esponjoso é formada por uma rede interconectada de longas, finas e rugosas traves cilíndricas e placas (trabéculas), rodeadas por um mar de medula. Uma rede formada somente por traves produz baixa densidade, enquanto que uma outra formada por traves e placas fornece densidades mais altas. Em uma amostra a medida em que a densidade aumenta, as traves progressivamente se espalham e se achatam, formando placas, e por fim se fundem, formando uma estrutura com aspecto de células fechadas (Figura 12) (GIBSON E ASHBY, 1997).

FIGURA 12- Microscopia Eletrônica de Varredura: estrutura do osso esponjoso.

a) Amostra da cabeça do fêmur, estrutura formada por traves com baixa densidade.

b) Amostra da cabeça do fêmur, estrutura rugosa e prismática com densidade mais alta,

c) Amostra do côndilo femoral, mostrando uma estrutura orientada pela tensão, formada por placas paralelas e traves perpendiculares de densidade intermediária.

FONTE: GIBSON E ASHBY, 1997.

Enquanto que o osso cortical, tem uma densidade estrutural de cerca de 1,8 g/cm³. A estrutura porosa do osso esponjoso apresenta uma estrutura na qual duas densidades podem ser medidas: a densidade do material trabecular (densidade relativa) e a densidade da estrutura esponjosa (densidade aparente). A densidade do material trabecular é medida de modo que somente o volume ósseo é considerado no cálculo da densidade, seu valor é similar à do osso cortical e varia de 1,6 a 1,9 g/cm³. A densidade da estrutura esponjosa leva em conta a porosidade do osso trabecular (é medida usando o volume total de toda dimensão física da amostra), seu valor varia de 0,15 a 1 g/cm³ com porosidade de mais de 75% (ASHMAN et al., 1984). A densidade relativa é a característica mais importante da estrutura de um material. Para o osso esponjoso, varia de 0,05 a 0,07. Tecnicamente, qualquer osso com valor de densidade relativa menor que 0,7 é classificado como “esponjoso” (GIBSON E ASHBY, 1997)

A já citada lei de Wolff, que foi postulada há mais de 100 anos atrás, declara que quando as cargas sobre um osso são alteradas, o remodelamento funcional reorienta as trabéculas de modo que elas se alinham com a nova trajetória da tensão principal. As trabéculas são dispostas segundo as orientações que correspondem às linhas de força que o osso suporta. Por exemplo, as trabéculas da cabeça do fêmur alinham-se nas direções principais da tensão gerada durante a aplicação de uma carga (HELMINEN et al., 1987).

Hoje sabemos que o osso trabecular é um material altamente complexo. Sua estrutura heterogênea é um lugar anatômico, simultaneamente dependente e anisotropicamente direcional da arquitetura e de propriedades mecânicas, sendo a sua densidade baseada na maximização estrutural com a mínima massa óssea possível (GOLDSTEIN et al., 1993). A estrutura do osso esponjoso muda com o tempo, devido a reduções na massa óssea em função da idade. Por exemplo, ocorre uma redução de 50% na densidade do osso trabecular da vértebra entre os 20 e 80 anos (MOSEKILD, 1989).

Assim, pode-se afirmar que as características de arquitetura do osso trabecular são muito similares. No entanto, fatores tais como local anatômico, amostra, idade, direção de carregamento e estados de doença devem ser especificados na descrição das propriedades mecânicas do osso trabecular (KEAVENY E HAYES, 1993). As propriedades estruturais de uma amostra trabecular variam para cada região anatômica, dependendo da densidade do osso esponjoso e da orientação trabecular, ou seja, é um material anisotrópico - apresentando diferentes propriedades em diferentes direções (TURNER E BURR, 1993).

1.2.3 AS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO ESPONJOSO

As propriedades mecânicas do osso esponjoso dependem das propriedades do material do qual ele é formado. Segundo Rho et al., (1993) as especulações a respeito das propriedades mecânicas do osso trabecular começaram em 1892:

- Wolff (1892) sugeriu que o osso cortical era simplesmente o osso esponjoso mais denso;
- Carter e Hayes (1976) obtiveram dados que dão suporte de modo indireto a esse argumento, sugeriram que as propriedades mecânicas do osso cortical poderiam ser extrapoladas do osso esponjoso;
- Rice et al., (1988) e Keller et al., (1990), notaram que a distinção entre o osso cortical muito poroso e o osso esponjoso muito denso era um pouco arbitrária (seria uma transição contínua);
- Ku et al., (1987); Ashman e Rho (1988); Choi et al., (1991) e (1989) realizaram medidas diretas de propriedades elásticas de trabéculas individuais e mostraram que são menores que as do osso cortical;
- Rice et al., (1988), usando dados obtidos de vários estudos diferentes que contradiziam a hipótese de Wolff, mostraram que o módulo de elasticidade do osso cortical não pode ser extrapolado de uma relação entre o módulo e a densidade do osso esponjoso.

O osso esponjoso possui propriedades mecânicas peculiares. Ao ser estudado como elemento estrutural, ele precisa ter suas propriedades mecânicas analisadas como qualquer material não biológico, sendo necessário o conhecimento da complexidade de sua estrutura e de suas propriedades mecânicas. Por esta razão, grandezas como, resistência e rigidez mecânica deverão ser conhecidas.

O osso esponjoso é constituído por trabéculas individuais. Cada uma com sua própria rigidez (rigidez material), as trabéculas formam uma estrutura que, por sua vez, apresenta rigidez própria (rigidez estrutural). A curva tensão-deformação do osso esponjoso é típica da curva de sólidos celulares (Figura 13), mostrando três regimes familiares de comportamento: Elasticidade linear, colapso plástico e densificação. A pequena deformação como resposta linearmente elástica deriva do encurvamento elástico das paredes das células (GIBSON, 1985).

FIGURA 13- Curvas representativas da tensão-deformação no ensaio de compressão do osso esponjoso úmido com 3 tipos de densidades⁴.

A resposta linearmente elástica à baixa tensão deriva da curvatura elástica da estrutura do osso com baixa densidade, o regime linearmente elástico acaba quando é causado dano permanente no osso (deformação plástica) **FONTE:** GIBSON E ASHBY, 1997.

O regime linearmente elástico acaba quando a célula começa a colapsar. As travessas ou placas nas paredes das células de estruturas ósseas de baixa densidade têm uma alta fragilidade (a proporção do comprimento de uma travessa em relação à sua espessura) e se rompem por encurvamento elástico das estruturas ósseas tanto no osso úmido como seco. Em densidades mais altas, a taxa de fragilidade é maior e o encurvamento é mais difícil. Nesse caso, amostras úmidas apresentam micro-trincas enquanto que as secas fraturam de uma maneira frágil (GIBSON, 1985). Um colapso compressivo contínuo faz surgir um longo platô horizontal na curva tensão-deformação que continua até que a parede da célula oposta encontra e toca a vizinha causando um aumento rápido da tensão.

O limite de elasticidade é frequentemente definido como ponto da curva tensão-deformação onde a curvatura começa a se tornar não-linear (HVID; JANSEN, 1984). No caso do tecido ósseo, o limite de elasticidade representa a fronteira imaginária na curva a partir da qual a tensão causa dano permanente na estrutura óssea, a chamada

⁴ ρ^* - densidade relativa
 ρ_s - densidade aparente

deformação plástica (TURNER; BURR, 1993). O limite de elasticidade é um índice sensível da fragilidade óssea. Vários métodos têm sido propostos para se determinar o limite de elasticidade quando se ensaiam amostras ósseas, no entanto, esse ponto é raramente definido em ensaios mecânicos. A técnica mais empregada é aquela onde se descreve uma linha paralela à porção linear da curva e um ponto de 0,2 a 0,3% da deformação é marcado (TURNER, 1989)

O limite de resistência é definido como ponto da curva tensão-deformação onde a curvatura termina. No caso do tecido ósseo, o limite de resistência representa a tensão máxima que o osso pode suportar, ou seja, a tensão sob a qual o osso fratura. O limite de resistência é uma propriedade extrínseca do material, ou seja, depende da dimensão e da forma da amostra (TURNER E BURR, 1993). Os estudos biomecânicos do osso esponjoso se concentram nas propriedades estruturais, por que as propriedades materiais são muito difíceis de serem medidas. Por isso, no caso do osso esponjoso, a definição de rigidez torna-se algo mais difícil.

A contribuição da densidade nas propriedades mecânicas do osso esponjoso

As propriedades mecânicas do tecido ósseo esponjoso dependem de sua estrutura e densidade. O aumento da densidade está relacionado com a acumulação de tecido ósseo nos elementos estruturais, mudando-os do sistema de traves para o sistema de placas interconectadas. Assim, um processo de remodelamento é estimulado pela ação de cargas externas. A microestrutura formada por de traves do osso esponjoso de baixa densidade está localizado naquelas regiões do osso que estão sujeitas a cargas menores. De modo inverso, a microestrutura de placas com uma densidade mais alta, se localiza em regiões onde as maiores cargas estão atuando. Desse modo, a densidade do osso esponjoso depende do carregamento que ele recebe (HELMINEN et al., 1987).

Na década de 70, surgiram os primeiros estudos que mostravam a existência de uma relação linear entre as propriedades mecânicas dos ossos trabeculares e sua densidade aparente. Em um estudo realizado somente com ossos trabeculares, (CARTER e HAYES, 1977) registraram sua lei quadrada de relação que, desde então, se tornou um ponto de referência. Os mesmos autores registraram uma relação cúbica entre o módulo de elasticidade e a densidade aparente (com uma combinação de osso cortical e trabecular). Sabe-se agora que, para o osso trabecular sozinho, uma reação quadrada descreve melhor a relação entre módulo e resistência (RICE et al., 1988).

Enormes progressos têm sido feitos nos últimos 20 anos a respeito da descrição de como esses fatores afetam o módulo de elasticidade e a resistência. Novos protocolos têm sido desenvolvidos para melhorar a exatidão das medidas das propriedades mecânicas. Estudos histomorfométricos e estereológicos têm quantificado a arquitetura do osso trabecular em termos de parâmetros específicos, tais como espessura trabecular média, percentual de anisotropia e fração de volume ósseo (KEAVENY e HAYES, 1993).

Apesar dos avanços, a relação precisa entre densidade, estrutura e propriedades mecânicas no osso trabecular ainda está sob investigação. Ainda estão sendo empreendidas muitas tentativas de acesso para que sejam quantificadas as propriedades estruturais e para que se possa prever a anisotropia mecânica. A estrutura trabecular tem sido normalmente avaliada pelo uso de análise histomorfométrica em duas dimensões de seções de amostras, obtidas por biópsia de crista do osso ilíaco (MAJUNDAR et al., 1998).

Segundo Cowin (1989) o osso esponjoso é muito poroso, estando geralmente, mais da metade do seu volume ósseo associado ao volume de poros. A densidade aparente (estrutural) é a diferença entre o volume real e o volume de poros. À medida que a densidade aparente varia o número de poros varia. A densidade aparente é proporcional à fração do volume sólido. Estudos histomorfométricos realizados em vértebras demonstraram que o número e a espessura das trabéculas diminuem com a diminuição da densidade (e aumento da idade), enquanto que o tamanho dos espaços intertrabeculares aumenta (MOSEKILDE, 1988; MOSEKILDE E MOSEKILDE, 1990).

Quando as amostras são investigadas laboratorialmente sob condições controladas, a densidade mineral óssea relaciona-se com 60 a 80% da resistência. Faulkner (2000), em vários estudos prospectivos em humanos, concluiu que a densidade mineral óssea tem demonstrado prever o risco a vários tipos de fraturas. Esta correlação é exponencial, com relativamente pequenos decréscimos na densidade mineral óssea (de 10 a 15%) praticamente dobrando o risco de fratura.

Ainda não é possível explicar por que o módulo de elasticidade e a resistência de uma amostra contínua variam com a densidade. Um modelo analítico simples, dependente da estrutura e da direção do carregamento, estima que as trabéculas individuais estão sujeitas a deformação axial ou em flexão, e se rompem devido a deformação elástica, a formação de dobras ou devido a fratura por fragilidade.

Em baixa densidade (com uma estrutura trave-trave de trabéculas), o modelo prediz que o módulo de elasticidade da espécie contínua varia com o quadrado da densidade, para densidades mais altas (com uma estrutura microestrutural tipo placa) o módulo de elasticidade pode variar com a densidade pela relação linear ou cúbica, dependendo da direção de carregamento. Igualmente, o expoente para a resistência pode variar de 1 a 3, dependendo da estrutura, mecanismo de falha e direção de carregamento (esse modelo simples não leva em conta a arquitetura complexa do osso trabecular), apesar de tudo fornece um entendimento básico da deformação provável e mecanismos de falha para trabéculas individuais (GIBSON, 1985).

Goldstein et al. (1993) têm demonstrado em estudos *in vitro* que apesar de medidas de densidade aparente estarem correlacionadas com medidas do módulo de elasticidade, uma parte significativa da variação não é explicada somente pela densidade. Por exemplo, duas amostras de fração de volume ósseo aproximadamente iguais (13% e 19%) têm propriedades mecânicas ortogonais diferentes de modo significativo, essa diferença poderia ser potencialmente explicada pela anisotropia da arquitetura trabecular.

Apesar da densidade trabecular ser um determinante na resistência óssea e risco de fratura, estudos como o de Majumdar et al. (1998) reforçam a forte evidência de que a estrutura do osso trabecular pode ser de suma importância no estudo da osteoporose. Segundo Majumdar et al. (1998) o papel da estrutura em 3D do osso trabecular na osteoporose é extremamente importante quando se avaliam diferentes regimes terapêuticos. Apesar de diversos estudos terem mostrado que a conectividade trabecular é dependente da fração de volume ósseo, e estudos recentes com ratos mostram que o PHT (hormônio paratireoidiano) aumenta o volume do osso trabecular, mas não a conectividade das trabéculas. A natureza das relações pode mudar depois da terapia.

A contribuição do módulo nas propriedades mecânicas do osso esponjoso

As medidas do módulo de elasticidade do osso trabecular variam de 0,76 a 20 GPa (Tabela 6) apesar de ainda existir uma controvérsia sobre o valor do módulo de elasticidade. Ashman e Rho (1988), usando técnicas ultra-sônicas obtiveram o valor de 12,7 GPa. Estudos mais recentes, usando ensaios mecânicos de trabéculas, acharam valores mais altos.

Tabela 6 – Estimativas e determinações do módulo de elasticidade do osso trabecular

FONTE	TIPO DE OSSO	MÉTODO TESTADO	Módulo estimado osso trabecular
Wolff (1892)	Humano	Hipotese	17-20 GPa (úmido)
Pugh et al. (1973)	Humano, fêmur distal	Métodos de elementos finitos	o módulo da trabécula é menor que o módulo do osso cortical
Williams; Lewis (1982)	Humano, fêmur proximal	Experimento com método de elementos finitos em 2D	14,13 GPa (seco)
Ryan; Williams (1986)	Bovino, fêmur fresco	Teste de tensão	1,30 GPa
Ku et al (1987)	Humano, tíbia fresca congelada	Flexão em 3 pontos	0,76 (0,39) GPa
Mente; Lewis (1987)	Humano, fêmur seco, tíbia fresca	Flexão em cantilever com análise de elementos finitos	3,17 (1,5) GPa
Ashman; Rho (1988)	Bovino, fêmur e humano, fêmur	Ensaio ultra-sônico	5,3 (2,6) GPa
Choi et al (1989)	Humano, tíbia	Flexão em 3 pontos	10,9 (1,6) GPa
Kuhn et al (1989)	Humano, crista do ílíaco	Flexão em 3 pontos	12,7 (2,0) GPa
Mente; Lewis (1989)	Humano, fêmur seco, tíbia fresca	Flexão em cantilever com análise de elementos finitos	4,59 GPa
Ryan; Williams (1989)	Bovino, fêmur	Teste de tensão	3,81 GPa
Williams; Johnson (1989)	Bovino, tíbia formada de PMMA cimento ósseo	Extrapolação do módulo d compósito de osso trabecular e PMMA usando ensaio ultra-sônico	7,8 (5,4) GPa
Jensen et al (1990)	Humano, vértebra (L3)	Análise estrutural por modelo 3D	1,0 GPa
Choi et al (1991)	Humano, tíbia	Flexão em 4 pontos	8,9 GPa
Estudo presente	Humano, tíbia	Teste de tensão Ensaio ultra-sônico	3,8 GPa

FONTE: RHO et al., 1993.

Em um mesmo sítio anatômico, com carregamento biomecânico adequado, o módulo de elasticidade pode variar em um longo intervalo (de 20 a 5.000 MPa) devido a variações em sua densidade aparente, de modo que uma amostra óssea pode mostrar quando testada em posições diferentes uma variação no valor do módulo de mais de dez vezes. Vários estudos demonstraram que a arquitetura (forma, dimensão e conectividade de trabéculas individuais) varia muito em relação ao local anatômico (KEAVENY; HAYES, 1993).

Mosekilde et al. (1987) realizaram uma série de estudos para quantificar reduções na resistência óssea relacionadas com a idade e módulo de elasticidade em vértebra humana, demonstrando que o módulo na direção de carregamento longitudinal era cerca de 120 MPa em indivíduos de 20 anos e 20 MPa em indivíduos de 80 anos respectivamente. Esses dados são indicativos de que o módulo de elasticidade para a

vértebra diminui a uma taxa de 17% por década e a resistência diminui em torno de 6% por década. Ainda em um estudo sobre vértebras, dependendo da direção de carregamento, pode haver duas vezes mais diferença no valor da resistência (LINDE et al., 1990).

Estudos recentes têm mostrado que, usando relações envolvendo um tensor fábrika “estrutura” ou outra medida estereológica da arquitetura, é possível prever as propriedades elásticas do osso trabecular usando informação microestrutural de análise estereológica em 3D. Outros estudos registraram que 72 a 94% da variabilidade das constantes elásticas medidas poderiam ser explicadas usando o tensor estrutura ou outras medidas estereológicas combinadas com a densidade aparente e que os valores foram significativamente mais altos do que aqueles obtidos usando somente a densidade aparente (TURNER et al., 1990).

Objetivando verificar se medidas tridimensionais de ossos trabeculares forneciam informações adicionais a respeito das propriedades biomecânicas desse tipo de osso, Majumdar et al. (1998) utilizaram-se de imagens obtidas por ressonância magnética de alta resolução combinadas com técnicas de análise de imagens, na tentativa de determinar a estrutura tridimensional trabecular, anisotropia e conectividade de ossos calcâneos, de fêmures e de vértebras humanas. O estudo demonstrou a habilidade no uso desses recursos, que são disponíveis *in vivo*, para a quantificação da arquitetura trabecular em 3D, da anisotropia e conectividade do osso trabecular. Apesar da densidade trabecular ser um determinante na resistência óssea e risco de fratura, estudos como esse de Majumdar et al. (1998) reforçam a forte evidência de que a estrutura do osso trabecular pode ser de suma importância no estudo da osteoporose.

Contribuição da arquitetura nas propriedades mecânicas do osso esponjoso

A arquitetura do osso trabecular descreve a forma do osso e a sua orientação. A estrutura básica descreve a conectividade geral da trabécula, a espessura das trabéculas principais, o espaçamento entre as trabéculas e o número de trabéculas (KAPLAN, 1994). As diferentes arquiteturas existentes no osso trabecular resultam de uma anisotropia das propriedades elásticas do tecido.

Kleerekoper et al. (1987) fizeram estudos com cadáveres, investigando as relações existentes entre a arquitetura de ossos esponjosos e a resistência óssea, concluindo que:

- O declínio relacionado com a idade na massa óssea do osso esponjoso na coluna, fêmur proximal e ílio está associado com mudanças relacionadas com a idade em toda arquitetura do osso esponjoso.
- A principal mudança estrutural, relacionada com a idade, na arquitetura do osso esponjoso, é uma redução no número de trabéculas com uma aumentada separação e conectividade diminuída entre elas.
- O declínio, relacionado com a idade, na competência mecânica do osso esponjoso é mais pronunciado do que do que seria esperado apenas na massa, mas pode ser melhor explicado pelo declínio da massa e alterações na arquitetura.
- A capacidade limitada de medidas de massa óssea *in vivo* e *in vitro* distinguem entre pacientes com e sem fraturas osteoporóticas, pode em parte ser explicada pela alteração na arquitetura óssea trabecular que não pode ser detectada pela simples medida de massa do osso esponjoso.

1.3 ULTRASONOMETRIA ÓSSEA

1.3.1 ASPECTOS TEÓRICOS DO ULTRA-SOM

O som é uma forma de energia que consiste na vibração das moléculas de um meio que pode ser ar, água, sólidos ou tecidos biológicos. A energia se propaga através do meio sob a forma de ondas, sendo o som uma onda mecânica. As características fundamentais de uma onda são a amplitude (distância entre o ponto mais alto e o mais baixo de uma onda) e a frequência (expressa a quantidade de ciclos que acontecem em uma unidade de tempo), cuja unidade é o Hertz ($1\text{Hz} = 1 \text{ ciclo/segundo}$).

O ultra-som é uma onda que possui uma frequência superior à faixa de frequência do som audível, entre 20 e 20.000 Hz. Diferentemente das ondas eletromagnéticas, que se propagam no vácuo, o ultra-som, por ser uma onda mecânica, precisa de um meio mecânico para se propagar. Ao atravessar um material, o ultra-som tem suas propriedades alteradas em forma, intensidade e velocidade de propagação.

As ondas ultra-sônicas são geradas por transdutores, dispositivos que convertem um tipo de energia em outro, através do efeito piezoelétrico. Esse efeito foi descoberto por Pierre e Jacques Curie em 1880 e consiste na variação das dimensões físicas de certos materiais quando sujeitos a campos elétricos. O contrário também ocorre, ou seja, a aplicação de pressões acústicas causa variações nas dimensões de materiais piezoelétricos provocando o aparecimento de campos elétricos neles (WADE, 2000).

Dessa forma, as ondas de ultra-som podem ser produzidas pela aplicação de campos elétricos a determinados tipos de cristais (piezoelétricos). Quando uma voltagem é aplicada através do cristal, o re-alinhamento resultante das moléculas permanentemente polarizadas provoca uma mudança na espessura do cristal. De modo inverso, tensões mecânicas no cristal podem causar a geração de uma voltagem (Figura 14). Desse modo, o transdutor de ultra-som converte energia elétrica em energia ultra-sônica e vice-versa. O transdutor consiste de um ou mais cristais como o quartzo e a turmalina, que são cristais naturais. O mesmo transdutor que emite o sinal ultra-sônico pode funcionar como detector, pois os ecos que voltam a ele produzem vibração no cristal, fazendo variar suas dimensões físicas que, por sua vez, acarretam o aparecimento de um campo elétrico. Esse campo gera sinais que podem ser amplificados e mostrados em um osciloscópio ou registrador.

FIGURA 14 – Esquema ilustrativo do mecanismo da piezoelectricidade

As ondas de ultra-som podem ser produzidas pela aplicação de campos elétricos a determinados tipos de cristais (piezoelétricos) que se deformam mecanicamente sob a ação dos campos elétricos, gerando ondas acústicas que são transmitidas ao meio onde estão localizados.

1.3.2 PARÂMETROS DO ENSAIO ULTRA-SÔNICO EM OSSO

O ultra-som tem sido utilizado pela engenharia mecânica e engenharia dos materiais desde a década de 50 como uma técnica capaz de avaliar a integridade mecânica dos materiais. O uso do ultra-som na medicina iniciou-se como técnica de terapia e posteriormente, na década de 40, como ferramenta de diagnóstico médico. Currey (1970) foi o primeiro a aplicar essa tecnologia no campo da avaliação da qualidade do tecido ósseo. São dois os parâmetros avaliados pela técnica: A alteração da velocidade ultra-sônica e a atenuação da energia transmitida pela onda ultra-sônica ao atravessar o meio.

A alteração da velocidade da onda ultra-sônica

O som se propaga em varias velocidades através de diferentes meios. A velocidade na qual o som se propaga em um sólido é uma função de sua densidade, massa e módulo de elasticidade (GRENFIELD et al., 1981). Quando o comprimento de onda não é muito menor que a seção transversal do tecido, a relação entre a velocidade da onda ultra-sônica e o módulo de elasticidade e a densidade do meio é dada por:

$$v = (E/\rho)^{1/2} \quad (3)$$

Onde:

v = velocidade do som no meio

E = módulo de elasticidade do meio

ρ = densidade do meio

De fato, essa relação pode ser usada para determinar as propriedades elásticas de uma amostra óssea. ASHMAN et al. (1987) mostraram que ondas se propagando através do osso esponjoso a uma frequência de 50kHz viajam com uma velocidade que está de acordo com a relação:

$$E = v^2 \cdot \rho_a \quad (4)$$

Desse modo, o módulo de elasticidade (E), pode ser determinado desde que a densidade aparente (ρ_a) e velocidade do som no sólido (v) sejam conhecidas.

O módulo de elasticidade é influenciado pela configuração espacial da trabécula, propriedades biomecânicas do osso e danos causados por fadiga. A densidade aparente explica de 60% a 80% da variação nas medidas do módulo. Um importante achado final sobre as propriedades mecânicas do osso trabecular é o fato de que o módulo e a resistência são fortemente relacionados com sua densidade aparente (KEAVEN E HAYES, 1993).

$$\mathbf{r}_a = \mathbf{r}_t V_f \quad (5)$$

Onde:

$\mathbf{r}_a$ = densidade aparente

$\mathbf{r}_t$ = densidade relativa

V_f = fração de volume

Segundo ASHMAN (1988), esses são valores típicos para o osso trabecular onde:

- $\mathbf{r}_t$ é moderadamente constante variando de 1,6-2,0 g/cm³
- $\mathbf{r}_a$ varia substancialmente entre 0,05-0,10 g/cm³
- V_f varia de 0,05 (osso trabecular poroso) a 0,60 (osso trabecular denso).

O osso esponjoso tem uma propriedade peculiar, o módulo de elasticidade (E) é proporcional à tensão de colapso ($\mathbf{s}$)_y.

$$E = k \mathbf{s}_y \quad (6)$$

Onde: $\mathbf{s}_y$ = tensão de colapso; k = constante de proporcionalidade

Quando as equações 4 e 6 são combinadas, a velocidade ultra-sônica transmitida (v) é representada como uma função da tensão de colapso e densidade aparente.

$$v = (k \mathbf{s}_y / \mathbf{r}_a)^{1/2} \quad (7)$$

Em termos práticos, quanto mais alta a velocidade do som passando pelo osso, melhor será a qualidade do osso. Uma velocidade baixa revela fragilidade e probabilidade de fratura. Numa pessoa com cerca de 30 anos, a velocidade do som passando pelo osso é de aproximadamente 4000 m/s; numa pessoa com 70 anos, essa velocidade cai para 3800 m/s.

A velocidade do som pode ser calculada pela medida do tempo requerido para a onda sonora se propagar através da amostra, e então dividindo a largura da amostra pelo intervalo de tempo. A efetividade do uso do ultra-som é manifestada especialmente em medidas no osso esponjoso, porque as ondas com frequência acima de 2Hz se propagam ao longo da trabécula e permitem o cálculo do módulo de elasticidade do material.

A atenuação da energia transmitida pela onda ultra-sônica

Além da velocidade do som, a atenuação do sinal ultra-sônico durante sua passagem através do osso pode ser medida pela determinação da redução da amplitude do sinal ultra-sônico. A medida do BUA (*Broadband Ultrasound Attenuation*) descreve o aumento na atenuação ultra-sônica sobre uma faixa de frequência particular, tipicamente de 0,2 a 0,6 MHz (BARAN et al., 1988).

Dois mecanismos produzem a atenuação da onda ultra-sônica pelo meio: O espalhamento e a absorção. A amplitude é reduzida pelo espalhamento, por que a energia é direcionada para uma ou mais direções. A intensidade do espalhamento depende do comprimento de onda e das propriedades acústicas do meio de propagação. A absorção é a conversão da energia da onda ultra-sônica em calor e geralmente cresce com o aumento da frequência ultra-sônica. O espalhamento, devido à densidade e estrutura óssea, atua como um filtro que diminui os componentes da frequência pela banda de transmissão, de modo que o número, o espaçamento e a orientação dos elementos espalhadores determinam o efeito de filtração no BUA (BARAN et al., 1988).

1.3.3 A ULTRASONOMETRIA ÓSSEA

Várias técnicas não-invasivas de radiodensidade se propõem a medir o conteúdo mineral ósseo ou densidade óssea, mas esses métodos não determinam outros aspectos qualitativos da fragilidade óssea (TURNER E EICH, 1991). A diminuição do conteúdo mineral ósseo leva ao aumento da fragilidade óssea, mas inúmeros fatores também levam a esse aumento: danos por fadiga, alterações na arquitetura trabecular, desequilíbrios de mineralização e organização estrutural. Assim, a medida exata da fragilidade óssea deve levar em conta a resistência do tecido e a quantidade de tecido ósseo que compõe o osso. Segundo Rice et al. (1988), a densidade óssea se correlaciona de modo grosseiro com a resistência do osso esponjoso.

Métodos ultra-sônicos medem propriedades intrínsecas da estrutura que não são necessariamente dependentes da massa óssea. Por isso, métodos ultra-sônicos podem ser uma ferramenta útil para diagnosticar fragilidade óssea e osteoporose (TURNER E EICH, 1991). Segundo GLUER et al. (1994), medidas ultra-sônicas fornecem informação não só sobre a densidade mineral óssea, mas também sobre a qualidade óssea.

Após a pesquisa de Langton et al. (1984), tem havido um interesse crescente no uso de medidas ultra-sônicas por meios dos parâmetros de alteração da velocidade e atenuação da onda ultra-sônica para a detecção e monitoramento de osteoporose. A ultrasonometria óssea é uma técnica não invasiva que envolve a transmissão de ondas sonoras (acima de uma frequência audível) através do osso, objetivando tirar informações sobre suas propriedades internas. O principal foco para a ultrasonometria óssea tem sido a osteoporose, mas pesquisadores clínicos estão continuamente ampliando suas aplicações para outras doenças osteometabólicas (DAENS et al., 1999).

Segundo Langton et al. (1984) há cerca de 15 anos, a ultrasonometria óssea surgiu na pesquisa clínica, com a proposta de fornecer uma medida quantitativa e reproduzível da qualidade óssea. Em 1990, Porter et al. demonstraram a relação entre os parâmetros da ultrasonometria óssea e o risco de fraturas em uma população de mulheres idosas.

TURNER e EICH (1991) alertaram para a importância do desenvolvimento de ferramentas diagnósticas para se medir a qualidade física do osso, objetivando detectar fragilidade incipiente, para determinar o risco (desenvolvimento) ou para monitorar o progresso ou resposta terapêutica de um paciente com osteoporose, dada a ausência de tratamento efetivo para a osteoporose e a necessidade de prevenção da perda óssea e fragilidade. Desde 1976 a transmissão ultra-sônica da velocidade tem sido usada para medir as propriedades elásticas *in vitro* em amostras de fêmur (YOON E KATZ 1976) e (ASHMAN et al., 1984). Abaixo um breve histórico:

- André et al., (1980) realizaram medidas da velocidade ultra-sônica *in vivo* em córtex de fêmur e tíbia.
- Greenfield et al., (1981) realizaram medidas da velocidade ultra-sônica em osso cortical, rádio proximal, combinando valores obtidos por velocidade ultra-sônica com medida de densidade mineral óssea. A combinação se mostrou mais discriminante em relação aos pacientes osteoporóticos e saudáveis do que o uso de cada medida sozinha.

- Wright et al., (1987) usaram a velocidade ultra-sônica como método para avaliar a resistência óssea e mineralização em recém-nascidos.
- Rubin et al., (1987) determinaram significativo aumento de medidas de velocidade ultra-sônica na patela e tíbia de atletas após uma maratona.
- Rubin et al., (1988) detectaram mudanças esqueléticas por desuso usando medidas de velocidade ultra-sônica em ovelhas.
- Heaney et al., (1989) realizaram estudo multicêntrico comparando a velocidade aparente do ultra-som (obtidas por um protótipo) com medida de conteúdo mineral por densidade mineral óssea *in vivo* para prever fraturas osteoporóticas. A velocidade aparente do ultra-som foi mais capaz de discriminar casos em estágios iniciais.

Esses achados sugerem que o ultra-som mede propriedades intrínsecas à estrutura do osso que são independentes da massa óssea. Heaney et al., (1981) mostraram que a patela é um bom local para medida de velocidade em termos de acessibilidade e sensibilidade a mudanças no *status* ósseo, pois a maior parte do volume da patela é esponjoso. Yoon e Katz et al., (1976) foram um dos primeiros a realizarem estudos *in vitro* sobre as características (medidas de propriedades elásticas e microdureza, $f = 5$ MHz), da propagação de ondas ultra-sônicas em osso cortical de fêmur de cadáver de 57 anos; mostraram uma analogia com materiais compósitos.

Para desenvolver um melhor entendimento da natureza física da ultrasonometria e para determinar como a velocidade do ultra-som pode prever o limite de resistência *in vitro*, Turner e Eich (1991) usaram a velocidade aparente do ultra-som medido usando um protótipo e osso esponjoso bovino. A velocidade se correlacionou bem com o limite de resistência ($r=0.753$), assim, concluíram que o ultra-som pode ser usado como um preditor da resistência óssea (osso esponjoso), por meio da combinação de densidade aparente e velocidade do ultra-som.

Rho et al., (1993) usando uma técnica ultra-sônica e ensaio de microtração, determinaram o módulo de elasticidade de trabéculas individuais e de micro-amostras de osso cortical cortadas, de dimensão similar às trabéculas individuais. Foi testada a hipótese de Wolff: de que o osso cortical seria simplesmente o osso esponjoso denso. Usando os valores de módulo de elasticidade e quando considerado mecanicamente, ossos corticais e trabeculares não são o mesmo material. Os resultados sugerem que o módulo de elasticidade do osso cortical não pode ser extrapolado de uma relação entre módulo de elasticidade e densidade do osso esponjoso, pois o módulo de elasticidade foi significativamente menor do que o do osso cortical.

Alguns estudos realizados por Bouxsein et al., (1995) relacionam medidas de ultrasonometria óssea com os resultados de ensaios mecânicos de compressão. Njeh et al., (1997) avaliaram o método da ultrasonometria óssea para prever a resistência mecânica do tecido ósseo em humano, o módulo de elasticidade (resistência e rigidez mecânica) foi determinado em seguida, através de testes de compressão. Turner et al. (1991) utilizando um modelo *in vitro* de osso trabecular bovino, demonstraram a capacidade da ultrasonometria óssea em prever a resistência mecânica do tecido ósseo. Apesar da densitometria óssea ser freqüentemente usada como um instrumento para avaliação da fragilidade óssea, testes biomecânicos diretos do osso, sem dúvida, fornecem mais informações sobre a integridade mecânica (TURNER E BURR, 1993).

Hans et al, (1999) realizaram um estudo em 18 cubos de amostras de ossos trabeculares obtidas de cadáveres, na qual a velocidade e a atenuação da onda ultrassônica foi avaliada nos 3 eixos ortogonais e por ensaio de compressão foi determinado o módulo de elasticidade e a resistência. Somente cerca de 2 a 6 % da variação das medidas obtidas pela ultrasonometria não foi explicada pela densidade e elasticidade. Foi concluído que apenas a densidade mineral óssea explicou de 88 a 93% a variação da velocidade do som no modelo. As medidas de densidade mineral óssea e elasticidade explicaram de 96 a 98% da variação na velocidade.

Segundo Gluer (1997), as vantagens de se utilizar a ultrasonometria óssea na pesquisa médica são: baixo ônus, praticidade, curto tempo de exame e ausência de radiação ionizante. Castro et al., (2000) mostra que existem controvérsias a cerca dessa técnica, no que diz respeito à precisão e ao coeficiente de variação. Existe uma considerável diversidade tecnológica entre os equipamentos de ultrasonometria óssea usados para avaliar a osteoporose usando vários locais do esqueleto: calcâneo, metacarpo, falange, patela, radio proximal, parte cortical do fêmur e tíbia (GREENFIELD et al., 1981; HEANEY et al., 1989; GRUDI et al., 1995; KANN et al., 1995; STEGMAN et al., 1995). Nos Estados Unidos, a Food and Drug Administration (FDA) liberou o uso clínico de alguns equipamentos de ultrasonometria óssea para a avaliação do risco de fratura, em especial dos que utilizam o calcâneo como sítio de medida e sistemas de transmissão de onda sonora (CASTRO et al., 2000).

Turner e Burr (1993) também ressaltam as principais vantagens do teste do ultrassom: é uma tecnologia mais prática e econômica, pois permite reduzir os custos tanto do equipamento quanto do exame; o ensaio é não-destrutivo, a medida da velocidade pode ser repetida várias vezes para obter um resultado médio e assim reduzir o erro

experimental; não apresenta restrição de uso na gestação devido à ausência de radiação; apresenta boa exatidão dos resultados quando usado em pequenas amostras (3-5 mm); proporciona maior rapidez, sendo a medida realizada em no máximo 5 minutos.

Segundo Gluer et al. (1999), nos últimos anos, a ultrasonometria óssea tem sido mais pesquisada em relação à avaliação da osteoporose. O desenvolvimento de novas tecnologias tem acelerado e hoje um grande número de diferentes equipamentos está disponível. Para uma avaliação equilibrada desses equipamentos é necessário reconhecer duas questões: existem diferentes aplicações para a ultrasonometria óssea e existem diferentes acessos e equipamentos de ultrasonometria óssea. A respeito das aplicações, a principal área de uso da ultrasonometria óssea é a avaliação do risco de fratura. Para o uso no monitoramento e diagnóstico é necessário mais estudo. Quando usados apropriadamente, os equipamentos atuais podem desempenhar um importante papel na avaliação da osteoporose.

1.3.4 A ULTRASONOMETRIA ÓSSEA E O RISCO DE FRATURA.

A ultrasonometria óssea e a densidade mineral óssea

Diversos estudos fazem a comparação, tanto *in vitro* (ALVES et al., 1996b) como *in vivo* (ROUX et al., 1996), porém os resultados, algumas vezes, são conflitantes (CASTRO et al., 2000). Índices de correlação significativos são mostrados ($r=0,75-0,90$) quando ambas as técnicas são aplicadas a um mesmo sítio esquelético (ROUX et al., 1996), mas a correlação é imprecisa, variável e baixa ($r=0,28-0,68$) quando os exames são realizados em segmentos esqueléticos diferentes. É provável que a ausência de correlação expresse diferenças estruturais entre os sítios analisados ou a diversidade de transdutores e equipamentos contribua para reduzir as correlações encontradas entre os métodos.

Cetin et al., 2001 em estudo com 123 pacientes, estabeleceram a capacidade do ultra-som de identificar pacientes osteoporóticos e osteopênicos (por densitometria óssea), concluindo que os parâmetros do ultra-som não predizem os caso de osteopenia. Esses dados mostram que a ultrasonometria óssea não é preditiva da densidade óssea, principalmente para locais com maior prevalência de fraturas associadas com a osteoporose, como a coluna vertebral, o colo do fêmur e o punho (CASTRO et al., 2000).

Estudos *in vitro* usando calcâneo têm demonstrado uma boa correlação entre a atenuação ultra-sônica e medidas de densidade óssea por tomografia computadorizada quantitativa (MCKELVIE et al., 1989) indicando que a densidade óssea é um importante determinante da atenuação ultra-sônica. Vários estudos têm mostrado significativa correlação entre a velocidade do som e a atenuação ultra-sônica no calcâneo e a densidade mineral óssea obtida por densitometria óssea de coluna e de quadril (BRAN et al., 1988), (MCCLOSKEY et al., 1990), (FAULKNER et al., 1994), (ROSSMAN et al., 1989) e (AGREN et al., 1990), mas a correlação não é suficientemente alta para permitir o uso do ultra-som como ferramenta de triagem para identificar indivíduos com baixo valor de densidade mineral óssea, como é medido por densitometria óssea.

A ultrasonometria óssea e a qualidade óssea

A qualidade óssea é um conceito complexo que envolve diversos fatores. Ela depende da mineralização óssea, do *turnover* e da microarquitetura. Este é um dos parâmetros envolvidos na determinação da resistência mecânica do tecido ósseo. Estudos *in vitro* (GLUER et al., 1994) mostraram a validade do uso do ultra-som devido à correlação com organização e orientação trabecular. Gluer et al. (1993), estudando cubos de ossos trabecular de fêmur bovino, mostraram que os valores de atenuação ultra-sônica e velocidade do som se alteravam linearmente de acordo com o alinhamento trabecular e a conectividade do tecido ósseo, concluindo que a ultrasonometria óssea oferece uma medida indireta da anisotropia e qualidade óssea.

Heaney et al., (1989) foram os primeiros que demonstraram na década de 80, o valor da ultrasonometria óssea na predição de fraturas de estresse em cavalos de corrida. A partir dessa observação, diversos autores, confirmaram a validade do exame na avaliação do risco de fraturas. A ultrasonometria óssea discrimina pacientes com fraturas de coluna e ou de quadril daqueles sem fratura (CASTRO et al., 2000).

Bauer et al., (1995) e Hans et al., (1996) avaliaram por 02 anos cerca de 6 mil mulheres no período da pré e pós-menopausa, utilizando a ultrasonometria óssea de calcâneo. O risco relativo de fratura medido nesses estudos varia de 1,6 a 2,8. Ross (1995) e outros autores mostram que esses valores são semelhantes aos observados para a densitometria óssea de coluna lombar e quadril, sugerindo que, nesses casos, a técnica avalia o risco de fratura com a mesma eficiência que a densitometria óssea (CASTRO et al., 2000).

O risco relativo de fraturas avaliado pela ultrasonometria óssea não variou com o peso, altura, idade, tempo de menopausa e com a densidade, sendo uma informação a mais na avaliação de pacientes com osteoporose, independentemente da massa óssea (KANIS E WHO, 1994). Como os riscos avaliados pela ultrasonometria óssea e pela densitometria óssea são independentes, confirma-se a idéia inicial de que os dois exames (ultrasonometria óssea e densitometria óssea) avaliam diferentes propriedades do tecido ósseo. Alguns autores sugerem o uso combinado das técnicas em pacientes com osteoporose, para otimizar a predição de fratura (HANS, 1995).

1.3.5. A ULTRASONOMETRIA ÓSSEA DO CALCÂNEO

A ultrasonometria óssea do calcâneo toma por base o fato de que a onda sonora, ao atravessar um material poroso como o tecido ósseo, sofre alteração em sua velocidade e amplitude, dependendo das propriedades físicas do tecido.

Os parâmetros de um equipamento de ultrasonometria óssea são:

▪ Velocidade do som (<i>Speed of Sound</i>)	(SOS)
▪ Coeficiente de atenuação do som (<i>Broadband Ultrasound Attenuation</i>)	(BUA)
▪ Índice de qualidade óssea (<i>Bone Quality Index</i>)	(BQI)

Velocidade do som (SOS): É a velocidade de transmissão da onda ao atravessar o tecido ósseo. Este é o quociente entre a largura do osso avaliado e o tempo gasto pela onda sonora ao atravessá-lo, em m/s. A velocidade encontra-se correlacionada com as propriedades elásticas do tecido ósseo, dependendo da influência da densidade mineral óssea, da distância da espessura e da conectividade entre as trabéculas. Quanto mais sólido o objeto, maior será a velocidade do som ao passar por ele. No osso osteoporótico a velocidade do som é menor do que no osso sadio.

Coeficiente de atenuação do som (BUA): É a atenuação do ultra-som de banda larga, ou seja, atenuação da amplitude da onda sonora. Esta é a medida que representa a taxa de energia perdida pela onda sonora ao atravessar o tecido ósseo no intervalo de frequência de 300KHz à 600 KHz. Seu valor é expresso em dB/MHz e representa a inclinação da curva interação versus absorção do som no tecido ósseo. A atenuação se correlaciona com a densidade do osso e a integridade da rede de trabéculas, que funciona como um filtro, diminuindo a energia transmitida. No osso osteoporótico, a atenuação das ondas sonoras é menor do que no osso sadio.

Índice de qualidade óssea (BQI): Alguns equipamentos de ultrasonometria óssea usam esse parâmetro que correlaciona a atenuação e a velocidade do som, é expresso em porcentagem da média de adultos jovens. Medida desenvolvida em alguns equipamentos, resultado de uma equação que combina valores normatizados de SOS e BUA. Este artifício foi desenvolvido para se reduzir os coeficientes de variação do SOS e do BUA, melhorando a precisão do método e fornecendo uma medida clinicamente útil (MAZESS et al., 1992).

A ultrasonometria óssea utiliza as técnicas de reflexão (um único transdutor de sinal sonoro é usado para enviar e receber a onda sonora) ou de transmissão da onda sonora (dois transdutores, são acoplados para emissão e recepção da onda), sendo essa a técnica mais usada. Os aparelhos de ultrasonometria óssea disponíveis utilizam locais diferentes do corpo para a realização do exame: patela, calcâneo, tíbia ou falanges.

A escolha do melhor local do esqueleto para a predição da osteoporose é objeto de muito debate. O consenso é de que as regiões com maior conteúdo de osso esponjoso (alto remodelamento) são mais sensíveis às mudanças causadas pela osteoporose (NJEH, 1999).

O calcâneo é o local mais utilizado devido a sua constituição ser predominantemente de osso trabecular, metabolicamente mais ativo, mais acessível, por possuir superfícies de trabéculas paralelas (reduzindo os erros no posicionamento do pé durante a realização do exame) e por conter baixa quantidade de tecido mole ao seu redor (GLUER et al., 1993). O Calcâneo é um dos ossos que forma o tarso junto com o metatarso e as falanges; trata-se de um osso plano, que forma a base do calcanhar e faz parte do esqueleto apendicular, que possui superfícies paralelas, sendo 90% composto de osso do tipo trabecular, e que é circundado por pouco tecido mole, mesmo em obesos (Figura 15).

FIGURA 15 – Fotografia localizando o osso calcâneo com ampliação da área mostrando as características estruturais do tecido ósseo esponjoso.

FONTE: LANGTON, 1996.

Devido a sua maior relação superfície/volume, o osso trabecular possui uma taxa de remodelamento aproximadamente oito vezes maior que a do osso compacto, respondendo mais rapidamente a estímulos metabólicos. Por esse motivo, o osso trabecular é o sítio primário para a detecção de perdas ósseas precoces, assim como para o monitoramento da eficácia dos diferentes tratamentos (BIANCO, 1991).

Meunier apud Lenza (1986) mostra que, com a idade, se produz uma diminuição do volume trabecular ósseo. Nos homens a perda representa 1% a cada 10 anos, representando uma perda de 27% do volume do trabecular ósseo aos 80 anos. Nas mulheres há uma diminuição pequena entre os 20 e os 50 anos, que se acentua entre os 50 e 70 anos e decresce posteriormente. Aos 80 anos as mulheres têm uma perda de 41 % do volume do trabecular ósseo (LENZA, 1986). Francis et al. (1998) afirmam que as mulheres perdem de 25 a 30% de osso cortical e de 35 a 50% de osso trabecular com a idade, enquanto que o homem perde de 5 a 15% de osso cortical e de 15 a 45% de osso trabecular.

1.4. OBJETIVOS

O objetivo geral desse estudo foi verificar a eficiência da técnica de ultrasonometria óssea na estimativa do risco de fraturas ósseas, buscando-se especificamente verificar se os parâmetros obtidos pela técnica de ultrasonometria óssea (SOS, BUA e BQI) têm correlação com os ensaios mecânicos de compressão.

2. MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização das medidas de ultrasonometria utilizaram-se doze cadáveres humanos, provenientes do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital (SVOC-USP) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC/FMUSP). Cada cadáver foi devidamente identificado com sua *causa mortis*, de acordo com o registro do SVOC-USP, procedimento necessário para a observação dos critérios de inclusão - condições necessárias para que se realizasse o estudo.

A partir dos registros de óbito, foram obtidas informações como idade, sexo, data de óbito, peso, altura. Utilizaram-se cadáveres de sexos masculino e feminino, adultos (com idade mínima de 45 anos e máxima de 76 anos), após no máximo 72 horas de óbito, proveniente de pessoas que faleceram devido a doenças não infecto-contagiosas e sem anomalias ou histórico de lesões de membros inferiores.

2.1. MEDIDA DE ULTRASONOMETRIA

As medidas de ultrasonometria realizadas nos cadáveres foram feitas com o equipamento SONOST-2000 (Vicmed/OsteoSys-Medison®) (Figura 16). Trata-se de um equipamento portátil de ultrasonometria óssea que funciona conectado a um computador ou laptop e que se propõe a fazer um diagnóstico do estado ósseo do paciente por meio de análise das características de transmissão de ultra-som no calcâneo, de modo não-invasivo. Converte-se através de um transdutor, o sinal elétrico pulsado ondas ultra-sônicas (com pico de frequências transmitidas de 500 kHz) que atravessam o calcâneo de modo direto. Um outro transdutor recebe a onda sonora e a converte em um sinal elétrico que é analisado pelo programa do equipamento. O equipamento mede a velocidade e a atenuação da onda ultra-sônica ao atravessar o tecido ósseo ($f_{central} = 0,5$ MHz) (Figura 17). A propriedade acústica do tecido é obtida quando o sistema compara o sinal recebido com um sinal de referência. A análise do sinal é feita em tempo real, com medida bidirecional por meio de algoritmos convergentes (MEDISON, 2001).

FIGURA 16 – Equipamento de ultrasonometria óssea SONOST-2000 (Vicmed/OsteoSys-Medison)

Fonte: MEDISON, 2001.

FIGURA 17 – Esquema de funcionamento do equipamento de ultrasonometria óssea. O dispositivo analisa as alterações sofridas pelo pulso de onda ultra-sônica, mede a velocidade do som ao atravessar o tecido ósseo bem como a atenuação sofrida pela onda acústica, usando esses dois parâmetros para calcular o índice de qualidade do osso.

O contato entre o transdutor de transmissão e o calcânhar é feito por meio de uma membrana preenchida com água e revestida externamente com gel. O sinal acústico é transmitido atravessando o calcâneo e é recebido pelo outro transdutor, que converte o sinal acústico em elétrico. Este é analisado pelo programa do equipamento, que detecta as diferenças ocorridas durante a transmissão do ultra-som no tecido, fornecendo um resultado clínico no modo gráfico (Figura 18). Antes de se iniciar o exame de ultrasonometria foi realizada um procedimento de calibração do equipamento usando-se um *phantom* entre os dois transdutores, simulando o calcâneo humano.

FIGURA 18 – Modo gráfico visualizado durante a calibração do equipamento de ultrasonometria

O equipamento fornece os valores dos parâmetros SOS (*speed of sound*), BUA (*broadband ultrasound attenuation*) e os combina numa medida clínica chamada BQI (*bone quality index*). O coeficiente de variação médio para os parâmetros SOS, BUA e BQI é de 0,2%, 1,5% e 1,5 % respectivamente (MEDISON, 2001). A técnica é completamente automatizada e as medidas são realizadas através de equações matemáticas presentes em um software específico, sem a interferência do examinador. Um estudo realizado com 235 mulheres de 20 a 80 anos mostra que o índice de qualidade óssea em calcâneo correlaciona-se muito bem com a medida de densidade mineral óssea obtida por densitometria óssea ($R^2=0,90$) (MEDISON, 2001).

O procedimento experimental foi realizado nas dependências do SVOC-USP sendo as medidas realizadas individualmente no pé esquerdo e no direito. Cada cadáver foi submetido a um exame de ultrasonometria óssea utilizando-se do equipamento que foi transportado por oportunidade dos testes. Foi feito o posicionamento do pé do cadáver no equipamento e a medição realizou-se na região do calcâneo (Figura 19). Segundo especificação do equipamento, o osso do calcanhar a ser analisado deveria ficar entre os dois transdutores de modo que o calcanhar mantivesse suas laterais em contato com as membranas de silicone (Figura 20).

FIGURA 19 – Posicionamento do calcâneo do cadáver no equipamento de ultrasonometria

FIGURA 20– Preparação do cadáver para a realização do exame de ultrasonometria

a) calcâneo posicionado no equipamento e b) vista superior do calcâneo entre os dois transdutores

Os procedimentos para a realização da medida de ultrasonometria foram definidos numa pré-avaliação, de acordo com a rigidez cadavérica, o regulamento do SVOC-USP e as condições locais, sendo realizado um exame para cada pé. A medida foi realizada pela autora do trabalho, o resultado da medida foi impresso (Figura 21).

FIGURA 21 – Exemplo de um resultado da medida de ultrasonometria óssea

A medida fornece os valores de SOS e BUA e os combina numa medida clínica, o índice de qualidade óssea BQI, a curva idade-BQI mostra três faixas possíveis de classificação do risco de fratura do indivíduo: Verde (osso normal), Amarelo (osteopenia) e Laranja (osteoporose). No caso acima temos um tecido ósseo com excelente qualidade óssea.

2.2 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO DE COLETA DA AMOSTRA ÓSSEA

O procedimento de obtenção dos corpos de prova também se realizou nas dependências do SVOC-USP, de acordo com suas normas éticas e regulamentares. O procedimento cirúrgico foi realizado com cada cadáver, alguns minutos após o exame de ultrasonometria óssea. Essa conduta foi adotada objetivando coletar a amostra óssea antes que ela tivesse suas propriedades alteradas em função do tempo. Optou-se por retirar a amostra segundo o alinhamento principal das trabéculas, por esse ser o carregamento máximo ao qual o osso calcâneo é submetido durante a marcha (Figura 22).

FIGURA 22 – Localização do osso calcâneo visando o acesso cirúrgico

a) Visão lateral do pé indicando o osso calcâneo

b) Raio-X do osso calcâneo detalhando a porção a ser retirada para a obtenção do corpo de prova.

FONTE: RESNICK E NIWAYAMA, 1992.

O procedimento cirúrgico experimental, realizado por uma equipe médica, foi padronizado com o intuito de se obter em amostras da mesma região do osso calcâneo de cada cadáver. Com o cadáver em decúbito ventral horizontal, colocaram-se campos expondo o pé. Sobre a tuberosidade do calcâneo foi realizada uma incisão longitudinal posterior de 10 cm, estendendo-se por 2 cm distais à transição da pele plantar da pele dorsal do calcanhar. Efetuou-se a divulsão até o plano ósseo (Figura 23).

FIGURA 23 – 1ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo.
a) Incisão longitudinal posterior e b) divulsão até o plano ósseo

Com o auxílio de uma trefina (Figura 27), foi feita uma inserção na tuberosidade do calcâneo, no plano sagital, dirigindo-se anteriormente para o nível da ponta do maléolo lateral, até a superfície articular talo-calcaneana (Figura 24). Após o acionamento de corte da trefina ser usado, a amostra de osso esponjoso foi retirada (Figura 25). Após a retirada do cilindro ósseo, foi feita a sutura da pele com fio mononylon 4-0 (Figura 26).

FIGURA 24 – 2ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo.
Inserção da trefina na tuberosidade do calcâneo

FIGURA 25 – 3ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo
Retirada do cilindro ósseo do calcâneo

FIGURA 26 – 4ª fase do procedimento cirúrgico de retirada da amostra do calcâneo
Sutura do calcanhar do cadáver

FIGURA 27 – Trefina usada no procedimento cirúrgico

2.3 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DO OSSO TRABECULAR

Todo o procedimento de preparação dos corpos de prova foi realizado no Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC/FM-USP).

Obtivemos um total de 20 amostras frescas (com medula *in situ*). A geometria cilíndrica foi normalizada para os ensaios de compressão axial pura por fornecer maior facilidade de obtenção dos corpos de prova e por permitir melhor padronização dos mesmos (LIND et al., 1992). Foram confeccionados cilindros a partir das amostras, e manteve-se o diâmetro de 1,5 cm. A camada cortical das extremidades foi removida sob constante irrigação, de modo que os corpos de prova foram constituídos apenas por osso trabecular. Foi confeccionado um total de 20 corpos de prova, sendo uma amostra do osso calcâneo de cada pé direito e esquerdo (Figura 28).

Foram observados, após a cirurgia de remoção dos corpos de prova os critérios de exclusão. Foram excluídas amostras com presença de anomalias identificadas após a cirurgia, assim como amostras eventualmente danificadas durante a cirurgia na retirada do material.

FIGURA 28 – Tarugo de osso esponjoso do calcâneo

O tarugo de osso esponjoso foi posteriormente transformado em corpo de prova em forma de cilindro para o ensaio mecânico de compressão

Para se obter faces paralelas na amostra, foi utilizado o disco de corte da marca *dremel* 540. Inicialmente optou-se por usar o disco acoplado a uma furadeira fixa (Figura 29). Devido à necessidade de se manter o tarugo ósseo fixo, optou-se por construir uma base onde o mesmo ficasse imobilizado durante o corte (Figura 30).

FIGURA 29 – Dispositivo de corte usado na preparação do corpo de prova

FIGURA 30 – Suporte usado para fixar o tarugo ósseo durante o procedimento de corte

Após algumas modificações, optou-se pelo uso de um disco preso a um motor portátil de baixa rotação. Dessa forma foi possível obter um cilindro de osso esponjoso com faces paralelas (Figuras 31 e 32). O paralelismo é importante para que no ensaio a ser realizado não apareça outro tipo de esforço senão o principal atuante.

FIGURA 31 – Dispositivo elaborado para o corte do tarugo de osso esponjoso

FIGURA 32 – Resultado final da preparação do corpo de prova do osso esponjoso

a) cilindro ósseo ainda no suporte após o corte das extremidades

b) corpo de prova de osso esponjoso do calcâneo

2.4 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DAS AMOSTRAS

Os corpos de prova devidamente identificados foram radiografados utilizando-se um equipamento de Raio-X convencional. Esse procedimento foi adotado visando a detecção de possíveis falhas decorrentes do corte para a obtenção do corpo de prova, bem como para a identificação do alinhamento das trabéculas do osso esponjoso. As radiografias, a seguir, foram copiadas por *scanner* não reflexivo, as imagens foram armazenadas em *Compact Disc* e posteriormente inspecionadas no programa Corel PHOTOPAINT^(r).

2.5 ENSAIO MECÂNICO AXIAL DE COMPRESSÃO PURA

O ensaio de compressão axial pura entre placas paralelas foi realizado no Laboratório de Biomecânica do Laboratório de Investigação Médica (LIM 41) do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC/FM-USP). Para os ensaios de compressão utilizaram-se 20 corpos de prova frescos, não sendo feito nenhum tipo de conservação por meios físicos ou químicos, pois os ensaios se realizaram no mesmo dia da cirurgia para obtenção da amostra. Utilizou-se uma Máquina Universal de Ensaio Mecânicos, marca KRATOS (Figura 33), modelo K5002 dotada de célula de carga KRATOS CCI de 5Tf. Visto que não há uma norma específica para o ensaio de compressão em osso esponjoso, optou-se pelo ensaio baseado na norma de ensaio de compressão de cimento acrílico ISO 5833 / ASTM F451-86.

FIGURA 33 – Máquina Universal de Ensaio Mecânicos, marca KRATOS, modelo K5002
Detalhe da amostra de osso esponjoso do calcâneo posicionada entre as placas paralelas da máquina de ensaio mecânico.

A realização do ensaio mecânico de compressão das amostras de osso esponjoso humano requer uma série de cuidados, caso contrário as medidas físicas não corresponderão às medidas reais do tecido ósseo. Geralmente, o corpo de prova usualmente adotado tem a forma cilíndrica, com a relação comprimento/ diâmetro variando de 3 até no máximo 8. Em todo caso, o comprimento não deve ser muito grande para evitar a flambagem, nem muito curto para que não haja muito atrito com as placas da máquina. Nesse estudo, as amostras foram usadas frescas com medula *in situ*, a remoção da medula pelo desengorduramento químico tem efeito desidratante sobre o tecido trabecular, mudando as propriedades mecânicas do osso (TOWNSEND E ROSE, 1995). Foi tomado cuidado para se hidratar as amostras, pois a perda de líquido afeta os valores medidos de resistência e módulo de elasticidade à compressão.

As propriedades *in vitro* do osso podem variar significativamente das propriedades *in vivo* dependendo da idade, do frescor e do modo como o tecido é preservado (ASHMAN, 1989). Baseado nesse conhecimento, não foi feito nenhum tipo de preparação com a amostra, realizando o ensaio de compressão logo após a retirada das amostras do osso esponjoso, pois, em relação às propriedades elásticas, densidade,

conteúdo ósseo mineral e resistência, mudanças na ordem de 10% não são incomuns. Qualquer tratamento com o osso que mude a natureza ou composição relativa dos seus principais componentes (hidroxiapatita, colágeno ou água) pode acarretar mudança de suas propriedades. Processos de secagem, congelamento, estocagem em soluções com certa salinidade têm mostrado afetar as propriedades ósseas (ASHMAN, 1989). Vários são os modos de se conservar amostras ósseas, no entanto nenhum processo de conservação é capaz de evitar perdas das propriedades mecânicas, pois estas variam de acordo o tipo de osso, idade, localização anatômica e condições de teste.

A temperatura ambiente, na qual as espécies são ensaiadas, é importante. As propriedades mecânicas do osso são influenciadas pela temperatura ambiente, de modo que, para a obtenção de medidas exatas, as amostras ósseas devem ser testadas a 37 °C. A variabilidade biomecânica pode ser reduzida, tomando-se o cuidado de por as amostras em um banho de soro a 37° C durante o ensaio (TURNER et al., 1992). Ensaio realizado a uma temperatura ambiente de 23° C diminuem o valor do módulo de elasticidade em torno de 2 -4% (TURNER E BURR, 1993). Durante o estudo piloto o procedimento indicado de por as amostras em um banho de soro a 37° C não foi realizado, visto que a temperatura ambiente estava em torno de 32° C.

Cada amostra foi posicionada entre as placas paralelas (Figura 34) e os dados foram registrados em software específico por registrador gráfico combinado com microcomputador e um software usado para controlar o ensaio e aquisição de dados. O ensaio seguiu protocolos indicados para a minimização de erros por artefato mecânico (KEAVENY et al., 1994; KOPPERDAHL E REANEN, 1998). Adotou-se para o ensaio de compressão, a velocidade de aplicação de 20 mm/min.

FIGURA 34 - Amostra posicionada entre as placas paralelas da máquina de ensaio mecânico

Com o auxílio de uma câmera acoplada próximo ao corpo de prova, filmou-se o ensaio de compressão, sendo possível a observação da atuação da carga sobre o corpo de prova de osso esponjoso desde o contato inicial com as placas até a fratura do material (Figura 35).

FIGURA 35 - Amostra do osso esponjoso antes e depois do ensaio mecânico de compressão

Os ensaios de compressão de todas as amostras foram filmados com uma câmera acoplada à máquina. Obtiveram-se os diagramas de tensão convencional x deformação e os parâmetros, módulo de elasticidade (E), rigidez e tensão no limite de ruptura (TELS) (Figura 36). Onde o módulo foi obtido a partir da variação da tensão dividida pela deformação relativa, e a rigidez a partir da variação da tensão dividida pela deformação absoluta.

FIGURA 36 – Diagrama típico da curva tensão-deformação de uma amostra de osso esponjoso normal sob compressão mecânica.

Segundo TURNER; BURR, (1993) dados coletados de ensaios mecânicos de ossos são sempre mais relativos do que absolutos, a menos que o material seja testado imediatamente após ser colhido. A morte celular começa dentro de algumas horas depois que o osso é removido do corpo, isso afeta as propriedades mecânicas do osso. Amostras após 24 horas em temperatura ambiente têm o seu módulo de elasticidade diminuído em cerca de 3 % do valor real *in vivo*.

À medida em que a amostra óssea seca, ocorre um aumento progressivo do seu módulo de elasticidade (17%) e limite de resistência (31%), enquanto que a sua tenacidade diminui (55%), a área sob a curva tensão-deformação diminui consideravelmente. Dessa forma, o osso seco é mais frágil que o osso úmido e realmente absorve menos energia até fraturar. Como uma forma de se evitar essas perdas, mantivemos as amostras em soro fisiológico no período entre o corte do corpo de prova e o início do ensaio de compressão (outra opção seria manter o corpo de prova embebido em uma solução salina). Em todo caso, para garantir a exatidão do teste, o ideal é testar o osso em sua condição hidratada (TURNER E BURR, 1993).

2.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

No Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da Central de Análise Química e Instrumental (CAQI) do Instituto de Química da USP de São Carlos foram realizadas microscopias eletrônicas de varredura (MEV - LEO 440) nas amostras de osso esponjoso de calcâneo humano (C2d, C3d, C4d, C7d e C8d), objetivando verificar a correlação entre a microarquitetura e as propriedades mecânicas das amostras

O cuidado no preparo das amostras a serem analisadas por MEV é importante quando considerado que, de um lado, há um instrumento que irradia um feixe de elétrons e, do outro, tecido biológico. Segundo Goldstein et al., (1994) as amostras biológicas são comumente moles, úmidas, de arranjo tridimensional e apresentam baixa condutividade. Esse conjunto de características faz com que seja necessário transformar uma amostra orgânica/úmida em uma amostra seca que preserve sua tridimensionalidade e composição química, permitindo analisá-la e examiná-la no vácuo do microscópio (Figura 37). Goldstein et al. (1994) afirmam que o procedimento de preparação das amostras para a microscopia eletrônica de varredura pode ser dividido em três fases distintas: fixação, desidratação e metalização. A seguir o procedimento realizado:

- Descongelamento e corte das amostras de osso esponjoso;
- Secagem na estufa a vácuo, por cerca de 2,5 horas a uma temperatura média de 50°;
- Lavagem das amostras embebidas em acetona no equipamento de Ponto Crítico (*Critical Point Dryer*, BAL-TEC, CPD 030);
- Fixação das amostras no suporte de alumínio com tinta prata (*Silver Conducting Paint*, BAL-TEC);
- Metalização das amostras com uma camada de 20 nm de ouro (*Coating System*, BAL-TEC, MED 020).

FIGURA 37 – Microscopia eletrônica de varredura de osso esponjoso humano. 150x

2.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Com dos dados colhidos foram realizadas as estatísticas descritivas dos parâmetros ordinais (quantitativos): Média (M), Desvio Padrão (DP), Erro Padrão da Média (EPM), Valores Máximos (Máx.) e Mínimo (Min.), Número de casos (N) e Distribuição de Frequência absoluta e relativa (%) dos parâmetros nominais (qualitativos). Os dados foram submetidos a uma análise estatística, sendo utilizados níveis de significância de 5% ($p < 0,001$). Foi realizada uma análise comparativa das medidas de ultrasonometria óssea (SOS, BUA e BQI) com as medidas dos ensaios mecânicos de compressão (E, Rigidez e TELS).

3. RESULTADOS

3.1 MEDIDA DE ULTRASONOMETRIA ÓSSEA

A medida de ultrasonometria óssea objetiva informar ao paciente a respeito da sua possibilidade de sofrer uma fratura. Existem vários tipos de equipamentos que usam o ultra-som com esse fim, optamos pelo equipamento SONOST-2000 que realiza a medida no calcânhar. As medidas de ultrasonometria realizados nos 12 cadáveres foram visualizadas no modo gráfico, onde é conseguida a curva BQI-idade (BQI - Bone Quality Index ou índice de qualidade óssea). As curvas para homens e para a mulher são diferentes. A faixa na qual se encontra o tecido ósseo analisado é identificada por cores, onde a faixa verde indica um tecido ósseo sadio, a amarela indica um quadro de osteopenia e a laranja indica presença de osteoporose (Figura 38).

FIGURA 38 – Resultado gráfico do exame de ultrasonometria .

a) Medida realizada em homem indicando um tecido ósseo sadio com baixo risco de fratura

b) Medida realizada em mulher indicando um tecido ósseo osteopênico com alto risco de fratura

Não foi identificado nenhum caso de osteoporose entre os cadáveres, no entanto, foram identificados vários casos de osteopenia que se aproximavam muito da medida que caracteriza uma osteoporose. As Tabelas 7 e 8 mostram resultados de medidas de ultrasonometria realizados nos 12 cadáveres, em vermelho destacam-se os casos de osteopenia.

Tabela 7 – Resultados das medidas de ultrasonometria realizados nos cadáveres

Nº	SEXO	LADO¹	BQIT-score		SOS (m/s)	BUA (dB/MHz)	RESULTADO
C1	f	E	59,90	-2,40	1614,80	30,40	Osteopenia
		D	69,40	-1,90	1602,31	49,70	Osteopenia
C2	m	E	144,73	2,02	1740,28	104,53	Normal
		D	149,22	2,26	1772,52	97,77	Normal
C3	m	E	79,95	-1,35	1661,43	40,80	Osteopenia
		D	82,84	-1,19	1665,92	43,24	Osteopenia
C4	m	E	65,10	-2,25	1615,21	37,96	Osteopenia
		D	68,40	-2,07	1634,72	34,72	Osteopenia
C5	m	E	74,31	-1,65	1631,60	44,85	Osteopenia
		D	81,82	-1,25	1632,48	55,70	Osteopenia
C6	m	D	60,30	-2,40	1599,57	37,40	Osteopenia
C7	f	E	67,30	-2,00	1624,60	37,40	Osteopenia
		D	71,00	-1,80	1625,40	42,50	Osteopenia
C8	m	E	108,80	0,20	1694,61	70,30	Normal
		D	117,10	0,70	1721,70	71,10	Normal
C9	m	E	76,90	-1,50	1627,90	50,30	Osteopenia
		D	77,90	-1,50	1641,40	46,10	Osteopenia
C10	m	E	137,20	1,70	1712,80	104,80	Normal
		D	134,00	1,60	1716,70	98,40	Normal
C11	m	E	112,80	0,40	1677,90	82,90	Normal
		D	100,60	-0,20	1666,90	68,10	Normal
C12	m	E	99,90	-0,30	1651,8	74,6	Normal
		D	94,90	-0,50	1655,9	65,4	Normal

Tabela 8 – Média, Desvio Padrão, Erro Padrão da Média e valores mínimos e máximos dos parâmetros obtidos pela ultrasonometria

	SOS (m/s)	BUA (dB/MHz)	BQI
M	1661,24	60,77	93,5
DP	45,58	23,59	27,26
EPM	12,3	4,2	5,3
MIN	1602,31	30,4	65,1
MAX	1772,52	104,8	149,22
N	23	23	23

OBS: o cadáver C6 não possuía o pé esquerdo. E - Pé esquerdo e D - Pé direito

BQI- Bone Quality Index (Índice de qualidade óssea) **SOS** - Speed of Sound (Velocidade do som no meio)

BUA - Broadband Ultrasound Attenuation (Atenuação da energia no meio)

T-score Densidade mineral óssea expressa em termos do número de desvio-padrão (DP) acima ou abaixo da média para mulheres com a mesma idade.

3.2 DADOS GEOMÉTRICOS DOS CORPOS DE PROVA

Após a preparação dos corpos de prova de osso esponjoso obtivemos seus dados geométricos usando um paquímetro (Tabela 9).

Tabela 9 – Dados geométricos dos corpos de prova

Nº	LADO	DS1 (mm)	DS2 (mm)	DC1 (mm)	DC2 (mm)	DI1 (mm)	DI2 (mm)	DM (mm)	AREA (mm ²)	A1 (mm ²)	A2 (mm ²)	AM (mm ²)
C1	E	14,80	14,90	14,80	10,70	14,80	14,50	14,07	155,77	23,60	23,70	23,65
	D	15,20	15,10	15,45	14,90	14,95	15,95	15,25	182,84	24,10	24,10	24,10
C2	E	15,20	12,90	15,15	14,60	14,30	15,10	14,53	166,07	24,65	24,65	24,65
	D	15,20	13,90	14,90	15,05	15,20	14,60	14,81	172,23	25,50	25,50	25,50
C3	E	12,60	9,650	14,15	12,45	14,80	14,95	13,10	134,77	23,70	23,70	23,70
	D	14,75	14,70	14,25	14,40	14,25	14,25	14,42	163,61	25,05	25,05	25,05
C4	E	14,30	13,95	14,95	14,65	14,55	14,55	14,48	164,93	24,80	24,80	24,80
	D	14,40	12,60	14,65	13,45	14,05	14,20	13,87	151,56	24,90	24,90	24,90
C5	E	15,10	14,74	15,00	14,60	15,10	13,40	14,66	168,72	24,95	24,95	24,95
C7	E	15,40	15,10	15,00	14,95	14,90	15,05	15,07	178,29	24,90	24,90	24,90
	D	15,25	15,30	14,60	15,30	14,70	15,10	15,03	177,70	14,95	14,90	14,93
C8	E	15,30	15,15	15,05	15,30	15,10	15,15	15,17	180,85	24,90	24,90	24,90
	D	15,05	15,10	15,15	15,15	15,10	15,20	15,12	179,66	24,90	24,85	24,87
C9	E	15,30	15,20	15,10	13,80	14,90	15,05	14,88	174,16	25,40	25,40	25,40
	D	15,20	15,25	15,10	15,00	15,15	14,90	15,10	179,08	25,05	24,90	24,97
C10	E	15,05	15,10	15,20	15,10	15,30	15,30	15,17	180,85	24,60	24,55	24,57
	D	15,25	15,45	15,05	15,35	15,20	15,15	15,23	182,45	17,30	17,15	17,23
C11	D	14,85	15,15	15,25	15,10	15,10	15,20	15,11	179,27	24,70	24,95	24,83
C12 *	E	14,80	14,85	14,95	15,10	15,10	15,15	14,99	176,52	25,30	25,15	25,23
	D	14,70	15,00	14,80	15,10	15,05	15,20	14,98	176,13	25,40	25,10	25,25

DS1 - diâmetro superior 1

DC2 - diâmetro central 2

DM - diâmetro médio

AM - área média

DS2- diâmetro superior 2

DI1- diâmetro inferior 1

A1- área superior

DC1- diâmetro central 1

DI2- diâmetro inferior 2

A2 - área inferior

*

A amostra do pé direito do cadáver C5 quebrou-se durante a sua retirada com a trefina e foi descartada;

A amostra do pé direito do cadáver C6 partiu-se durante a preparação do corpo de prova e foi descartada;

A amostra do pé direito do cadáver C5 estava com dimensões irregulares por isso foi descartada;

A amostra do pé esquerdo do cadáver C11 estava com dimensões irregulares por isso foi descartada.

3.3 ENSAIO MECÂNICO AXIAL DE COMPRESSÃO

Os diagramas das curvas de tensão-deformação obtidas dos ensaios mecânicos mostram o comportamento de 2 corpos de prova das amostras de osso esponjoso humano sadio e de osteoporótico quando submetidos a carregamento compressivo (Figura 39).

FIGURA 39 – Diagramas da curva tensão-deformação do ensaio mecânico de compressão das amostras humanas de osso esponjoso.

- a) Curva tensão-deformação representativa de um osso esponjoso sadio
 b) Curva tensão-deformação representativa de um osso esponjoso osteopênico

As Tabelas 10 e 11 mostram os resultados dos ensaios mecânicos de compressão em todas as 20 amostras humanas de osso esponjoso (Tabela 10). Destacadas em vermelho estão as amostras caracterizadas como osteopênicas, segundo a medida de ultrasonometria.

Tabela 10 – Parâmetros do ensaio axial de compressão em osso esponjoso humano

Nº	LADO	AREA (mm ²)	E [*] (MPa)	RIGIDEZ (N/mm)	TELS (MPa)
C1	E	155,76	139,11	916,25	2,31
	D	182,84	74,62	566,15	1,65
C2	E	166,07	276,22	1861,06	5,76
	D	172,23	294,46	1988,78	6,54
C3	E	134,77	47,93	272,58	1,51
	D	163,61	188,39	1230,48	4,06
C4	E	164,93	24,60	163,60	0,66
	D	151,55	6,93	42,16	0,53
C5	E	168,72	103,58	700,44	2,20
C7	E	178,29	20,84	149,21	0,78
	D	177,70	20,86	248,40	0,71
C8	E	180,85	103,07	748,67	1,56
	D	179,66	89,48	646,33	2,16
C9	E	174,16	99,13	679,75	2,17
	D	179,08	26,88	192,71	0,98
C10	E	180,85	215,79	1588,09	4,22
	D	182,44	99,83	1057,44	4,47
C11	D	179,28	74,36	537,03	2,34
C12	E	179,08	113,69	795,59	2,32
	D	180,85	97,86	682,59	2,05

Tabela 11 – Média, Desvio Padrão, Erro Padrão da Média e valores mínimos e máximos dos parâmetros obtidos pelo ensaio mecânico de compressão

	AREA	HM	E	RIGIDEZ	TELS
M	170,72	23,77	105,89	754,95	2,48
DP	12,89	2,87	86,56	589,98	1,80
EPM	3,04	0,68	20,40	139,06	0,42
MIN	134,78	14,93	6,93	42,16	0,53
MAX	182,85	25,50	294,46	1988,78	6,54
N	20	20	20	20	20

^{*} E - Módulo de elasticidade (MPa)

TELS - Tensão no limite de escoamento (MPa)

3.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Das imagens obtidas a partir da microscopia eletrônica de varredura destacam-se as apresentadas nas figuras 40 a 44. Nelas é possível observar modificações na microarquitetura dos ossos sadios e dos osteopênicos, como o afinamento e a fratura de trabéculas, presença de trincas ao longo das placas e a própria deterioração da própria microarquitetura.

FIGURA 40 – Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano sadio.

Setas vermelhas indicam importantes características da microarquitetura óssea

a) Trabécula individual íntegra. 500 x

b) Formação de poros bem definidos. 900 x.

FIGURA 41 – Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano sadio.

Setas vermelhas indicam importantes características da microarquitetura óssea

a) Formação de poros bem definidos. 600 vezes.

b) Trabécula individual íntegra. 200 vezes

FIGURA 42 – Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano osteopênico.

Setas vermelhas indicam importantes características da microarquitetura óssea

a) Trabécula fraturada. 400 x

b) Placas deterioradas indicando desestruturação do tecido. 200 x

a)

b)

FIGURA 43 – Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjo humano osteopênico.

Setas vermelhas indicam importantes características da microarquitetura óssea

a) Trabécula individual totalmente fraturada e desconectada da rede. 600 x

b) Aspecto de trincas formadas e perda de material por fratura nas bordas dos poros. 700 x

FIGURA 44 – Microscopia eletrônica de varredura do osso esponjoso humano osteopênico.

Setas vermelhas indicam importantes características da microarquitetura óssea

a) formação de trinca na trabécula e fratura nas placas que formam a rede 3D. 1000 x

b) Estrutura das paredes das células fragmentadas e desconectividade entre as trabéculas. 900 vezes.

3.5 CORRELAÇÃO

Os dados obtidos a partir das medidas ultrasonometria executados nos cadáveres e posteriormente os ensaios mecânicos de compressão nas amostras de osso esponjoso foram submetidos a uma análise estatística, sendo utilizados níveis de significância de 5% ($p < 0,001$). Foi implementada uma análise comparativa juntamente com técnicas de regressão para determinar os coeficientes de correlação e a significância estatística das regressões associadas (Tabela 12 e 13), em vermelho estão os casos de osteopenia.

Tabela 12– Parâmetros do ensaio de ultrasonometria e ensaio mecânico de compressão

Nº	LADO	AREA (mm ²)	E (MPa)	RIGIDEZ (N/mm)	TELS (MPa)	BQI	SOS (m/s)	BUA (dB/MHz)
C1	E	155,76	139,11	916,25	2,31	69,08	1609,81	46,15
	D	182,84	74,62	566,15	1,65	69,36	1602,31	49,70
C2	E	166,07	276,22	1861,06	5,76	144,73	1740,28	104,53
	D	172,23	294,46	1988,78	6,54	149,22	1772,52	97,77
C3	E	134,77	47,93	272,58	1,51	79,95	1661,43	40,80
	D	163,61	188,39	1230,48	4,06	82,84	1665,92	43,24
C4	E	164,93	24,60	163,60	0,66	65,10	1615,21	37,96
	D	151,55	6,93	42,16	0,53	68,40	1634,72	34,72
C5	E	168,72	103,58	700,44	2,20	74,31	1631,60	44,85
C7	E	177,70	20,84	149,21	0,78	67,30	1624,60	37,40
	D	180,85	20,86	248,40	0,71	71,00	1625,40	42,50
C8	E	179,66	103,07	748,67	1,56	108,80	1694,61	70,30
	D	174,16	89,48	646,33	2,16	117,10	1721,70	71,10
C9	E	179,08	99,13	679,75	2,17	76,90	1627,90	50,30
	D	180,85	26,88	192,71	0,98	77,90	1641,40	46,10
C10	E	182,44	215,79	1588,09	4,22	137,20	1712,80	104,80
	D	179,28	99,83	1057,44	4,47	134,00	1716,70	98,40
C11	D	155,76	74,36	537,03	2,34	100,60	1666,90	68,10
C12	E	179,08	113,69	795,59	2,32	99,90	1651,80	74,60
	D	180,85	97,86	682,59	2,05	94,90	1655,90	65,4

Tabela 13 – Correlação dos parâmetros do ensaio de ultrasonometria com os do ensaio mecânico

	E	RIGIDEZ	TELS	BQI	SOS	BUA
E	1					
RIGIDEZ	0,986236	1				
TELS	0,937665	0,96427	1			
BQI	0,759367	0,81935	0,84267	1		
SOS	0,722486	0,76038	0,80429	0,961661	1	
BUA	0,746851	0,82196	0,82543	0,973436	0,87342	1

*

BQI - Bone Quality Index (Índice de qualidade óssea) SOS - Speed of Sound (Velocidade do som no meio)

BUA - Broadband Ultrasound Attenuation (Atenuação da energia no meio)

E - Módulo de elasticidade (MPa)

TELS - Tensão no limite de escoamento (MPa)

R tabelado=0.4683 (5%)

A figura 45 apresenta a correlação entre os parâmetros de ultrasonometria (BQI, BUA e SOS) com o módulo de elasticidade (E) respectivamente.

FIGURA 45 - Correlação entre BQI , BUA e SOS com o módulo de elasticidade (E) para amostra de osso esponjoso humano.

A figura 46 apresenta a correlação entre os parâmetros de ultrasonometria (BQI, BUA e SOS) e a rigidez respectivamente.

FIGURA 46 - Correlação entre BQI , BUA e SOS com a rigidez para amostra de osso esponjoso humano

A figura 47 apresenta a correlação entre os parâmetros de ultrasonometria (BQI, BUA e SOS) a tensão máxima no limite superior (TELS) respectivamente.

FIGURA 47 - Correlação entre BQI , BUA e SOS com a tensão máxima no limite superior (TELS) para amostra de osso esponjoso humano

4. DISCUSSÃO

Quando um novo teste de diagnóstico é desenvolvido na medicina, é necessário avaliar de forma objetiva o seu poder discriminativo em relação à doença ou condição a que se objetiva detectar. Essa avaliação é fundamental, pois o parâmetro de desempenho mais comumente utilizado, que é a porcentagem de testes cuja discriminação foi corretamente realizada (acurácia), não é suficiente para descrever completamente como o método de decisão se comporta em relação aos indivíduos falso-positivos (pacientes que não têm a condição patológica, mas que o método de decisão aponta como tal) e aos falso-negativos (o oposto do anterior).

No caso da osteoporose, torna-se cada vez mais evidente a necessidade de um método de diagnóstico rápido e preciso, visando desde a sua prevenção até o seu monitoramento, já que a dificuldade no diagnóstico da doença surge do fato de que a osteoporose é assintomática até a ocorrência de uma fratura.

Conforme citado anteriormente, várias técnicas não-invasivas têm sido desenvolvidas para a realização da medida do grau de mineralização do osso, sendo a densitometria óssea a mais conhecida dessas técnicas e a única reconhecida pela OMS para o diagnóstico da osteoporose. Nos últimos anos, a validade do uso da medida da densidade mineral óssea tem sido questionada e inúmeros estudos apontam a necessidade de implementação de técnicas substitutas para essa medição e conseqüentemente implementação de substitutos para os indicadores do risco de fratura.

Apesar da densidade mineral óssea explicar uma porção significativa da resistência óssea, ela caracteriza apenas 30 a 40% da variabilidade dessas características. Há evidências de que outros aspectos estruturais do osso e de sua qualidade também sejam importantes na determinação do risco de fratura. Os parâmetros de microarquitetura (como a quantidade e espessura de trabéculas) e os fatores de qualidade óssea (como as propriedades materiais da matriz óssea) são aspectos estruturais importantes na avaliação do risco de fratura, não considerados por meio de densitometria óssea.

A integridade mecânica do osso é um bom critério para determinar o estado físico do osso. Ele é determinado pela composição e pela organização do material que compõe o osso, enquanto a maioria dos outros métodos de investigação do tecido ósseo se concentra na medida de componentes inorgânicos, negligenciando o papel do colágeno e ainda a combinação dos dois componentes que determina a resistência e a rigidez (GREENFIELD et al., 1981).

Durante a infância e até o início da fase adulta, o esqueleto se expande rapidamente. Ainda não se sabe como os ossos regulam o seu crescimento de modo tão preciso, combinando sua arquitetura com o carregamento mecânico imposto pelo meio. Existem mecanismos especializados que permitem que o esqueleto se expanda de um modo ordenado, para que o adulto alcance tamanho com resistência e rigidez suficiente para desempenhar as funções mecânicas necessárias (REEVE, 2000).

Internamente, os ossos são bem adaptados para resistir às forças que são regularmente impostas pelos músculos ou às reações de impacto. Desse modo, os ossos esponjosos, encontrados nas extremidades de todos os ossos longos, são orientados especificamente para resistir às forças que surgem nas vizinhanças das articulações e vértebras. Por isso, o osso esponjoso supera o cortical como o material do qual é feita a extremidade dos ossos longos, ele é mais deformável, podendo aceitar maior deformação antes de começar a sofrer dano na estrutura. Se não fosse assim, o esqueleto iria fraturar para proteger a saúde das articulações (REEVE, 2000).

Apesar de por muito tempo a osteoporose ter sido considerada, “uma doença de mulher”, hoje se sabe que o homem tem sido negligenciado juntamente com a mulher no estudo da osteoporose, particularmente com a patologia localizada na coluna. O homem aos 65 anos tem taxas de fratura de vértebra 60 % maior do que as mulheres. Na Europa, cada duas mulheres em cinco e cada homem em quatro, que viverem até os 80 anos, sofrerão ao menos uma fratura de vértebra em função da idade. Em relação ao estudo das propriedades do tecido ósseo e das patologias associadas, Burr et al., (1997) observou que micro-danos no osso, assim como em muitos materiais duros, não levam diretamente a fratura. Num único ciclo de carregamento, se a carga aplicada produz deformação que excede o limite de elasticidade do material, o osso entra em fase de deformação plástica. Sendo um compósito mineral, a tensão interna no osso é avaliada/substituta pela geração de trincas microscópicas, que não afetam a estrutura do tecido enquanto permanecem microscópicas.

Se o osso ainda suporta um carregamento adicional e finalmente fratura depois que o seu limite elástico tiver sido superado, ele é descrito como sendo um osso não-quebradiço. Caso contrário ele é considerado um osso quebradiço (REEVE, 2000).

Usando a técnica de ultrasonometria, Njeh e Langton (1997) realizaram um estudo *in vitro* com amostras de osso esponjoso, mostrando que a velocidade do som ao atravessar o osso estava altamente correlacionada com a rigidez e com a resistência óssea. Sugerindo que medidas *in vivo* serão altamente correlacionadas com a resistência óssea do osso esponjoso. Diversos estudos prospectivos têm buscado determinar a melhor forma de combinar o SOS com o BUA para executar melhor a predição do risco de fratura usando o calcâneo como sitio de medida.

Ao iniciar esse estudo, partiu-se do princípio de que as correlações entre os parâmetros de ultrasonometria óssea e as propriedades mecânicas do osso são consistentes em cada indivíduo. Tivemos na amostragem 11 cadáveres, sendo 2 do sexo feminino (64-65 anos) e 11 do sexo masculino (45-76 anos). As duas mulheres foram classificadas pelo equipamento de ultrasonometria como sendo osteopênicas, e dentre os homens houve 6 considerados normais e 5 considerados osteopênicos. Nos sexos masculino e feminino, os casos de osteopenia variaram desde uma leve osteopenia (t-score=-1,19) até casos que se aproximam muito de uma osteoporose (t-score= -2,25). É importante recordar que, segundo a classificação da OMS, um t-score acima de -2,5 é o suficiente para um diagnóstico de osteoporose.

Os resultados para os parâmetros ultra-sônicos encontrados nesse experimento, ($BQI=93,5 \pm 27,26$; $SOS= 1.661,24 \pm 45,58$ m/s e $BUA= 60,77 \pm 23,59$ dB/MHz) estão de acordo com o estudo realizado por Miller et al. (1993), que reporta que medidas *in vivo* usando equipamento de ultrasonometria obtiveram um valor para a velocidade média do som (SOS) de 1.634 m/s, variando entre 1.488-1.817 m/s. Em outro estudo, Alves (1996a) efetuou medidas de ultrasonometria em calcâneo humano e mostra que o SOS se encontra entre 1.602-1.772 m/s enquanto que o BUA varia entre 34,7-104,8 dB/MHz.

Estudos recentes (ROWE, 1999) indicam que há uma grande necessidade de se aumentar a disponibilidade de medidas ósseas, pois a maioria da população de risco de fratura osteoporótica ainda fica sem diagnóstico. O uso de ultrasonometria para estudos clínicos tem aumentado, e apesar dos resultados apontarem para a vantagem do uso da ultrasonometria óssea na determinação do risco de fratura, como nesse experimento, a comunidade médica ainda se limita ao uso da densitometria óssea.

No entanto, os resultados do exame de ultrasonometria tomam como base o banco de dados obtido por técnicas de densitometria e a classificação do índice de qualidade óssea é feita baseada no valor do t-score do tecido medido. O t-score é a densidade mineral óssea expressa em termos de números de desvios-padrão (DP) acima ou abaixo (números negativos) da média para mulheres jovens. Segundo a OMS, o tecido é considerado normal quando apresenta até $-1,0$ DP, é considerado osteopênico quando tem entre $-1,0$ e $-2,5$ DP, e é considerado osteoporótico quando fica abaixo de $-2,5$ DP e com osteoporose estabelecida quando se apresenta abaixo de $-2,5$ DP na presença de fratura (WHO, 1994).

Alguns autores afirmam que ainda existe uma necessidade de mudança nesse quadro e que os critérios da OMS para osteoporose por densitometria óssea não podem ser aplicados para medidas de ultrasonometria (FROST et al., 2000). Um estudo recente López-Rodriguez et al., (2003) estimou o t-score da ultrasonometria, usando equipamento SAHARA *clinical bone sonometer*, afirmando que um desvio padrão abaixo de $-1,5$ DP tem 65% de sensibilidade e 74% de especificidade para o diagnóstico para osteoporose por densitometria e 68,9% de sensibilidade e 64,7% de especificidade para discriminação de fratura, esse não é tema a ser discutido nesse trabalho. Nos propomos a usar os atuais critérios da OMS e usar medidas de ultrasonometria para correlacionar os seus valores com os dos ensaios mecânicos de compressão.

Nossos achados concordam com os dos estudos anteriores (THOMPSON et al., 1998; FROST et al., 1999) que mostraram que as medidas de ultrasonometria são significativamente reduzidas em mulheres que apresentam modificações na estrutura do tecido (Tabela 7). Além disso, vários estudos prospectivos confirmam que a ultrasonometria poderia identificar mulheres com risco de futuras fraturas e que a habilidade da ultrasonometria para a estimativa do risco de fratura foi comparável com este visto para medidas de densidade mineral óssea. De qualquer forma, mulheres com um histórico de fratura atraumática teriam um risco aumentado de fratura comparado com mulheres sem fratura, independentemente de se variáveis de ultrasonometria ou densidade mineral óssea estão sendo usadas.

Fazendo uma comparação subjetiva das medidas de ultrasonometria com as imagens de microscopia eletrônica de varredura, podemos concordar com os estudos realizados por Langton et al. (1996), que afirmam que a perda óssea causada pela osteoporose pode tomar a forma de um afinamento generalizado da trabécula ou

ocasionar a remoção de toda a trabécula. Esse fato foi observado por meio das imagens do osso esponjoso, obtidas por microscopia eletrônica de varredura nesse experimento.

Nas amostras identificadas pelo equipamento de ultrasonometria e consideradas como osteopênicas C3, C4 e C7, é possível observar trabéculas fraturadas ou desconectadas da rede trabecular, placas deterioradas indicando desestruturação do tecido ósseo, aspectos de trinca e perda de material por fratura nas bordas dos poros e estruturas das paredes das células fragmentadas (Figura 42, 43, e 44). Observando as imagens de microscopia eletrônica de varredura das Figuras 40 e 41, temos a visão de estruturas de ossos sadios segundo o equipamento de ultrasonometria, obtidas das amostras C2 e C8. Observamos também, nesse experimento o fato de os ossos mais velhos serem mais quebradiços que os ossos mais jovens.

O ensaio de compressão é freqüentemente usado para avaliar o osso esponjoso, por que esse é o modo de carregamento mais relevante para esse tecido. Nesse caso, o corpo de prova da amostra óssea fratura por cisalhamento – a compressão cria tensões de cisalhamento a 45° da direção de carregamento (TURNER E BURR, 1993). O ensaio requer amostras relativamente pequenas e a confecção dos corpos de prova é relativamente fácil (ATHANASIOS. 2000).

Vários estudos (LINDE E HVID 1987; LINDE et al., 1992; ODGAARD et al., 1989; ODGAARD E LINDE, 1991; ALLARD E ASHMAN, 1991; KEAVENY et al., 1993) têm mostrado que os erros em testes de compressão no osso trabecular surgem por que a deformação medida não é feita baseada na deformação plenamente uniforme, e por que a falha nem sempre ocorre na região de tensão uniforme (KEAVENY E HAYES 1993), fato que será discutido no desenvolvimento do trabalho.

Um estudo de KEANEY et al., (1997) fornece uma investigação detalhada sobre os efeitos finais percebidos durante o teste de compressão. TURNER E BURR (1993) escreveram um tutorial mostrando que as amostras são feitas geralmente de cubos ou de cilindros de dimensão transversal de 7-10 mm. No entanto, devem ser tomadas precauções para evitar o surgimento de erros e de tensões finais não uniformes na amostra sobre o carregamento de compressão. A medida direta do deslocamento também é difícil na compressão (COWIN et al., 1989).

A velocidade com a qual a tensão é aplicada durante o ensaio mecânico também é um fator importante. Quando o osso é submetido à carga, a água flui através de sua estrutura interna (Figura 18), como o fluido é viscoso, esse processo dissipa alguma parte de energia (a dissipação da energia ocorre por que existe atrito interno nos

componentes viscosos do osso). Por essa razão, denomina-se o material ósseo de viscoelástico (LAKES E SAHA, 1979). À medida que o osso perde água, seus componentes viscosos diminuem e ele se comporta como uma mola perfeita (PARK E LAKES, 1986). Observamos durante os ensaios realizados nesse experimento que, quando o osso trabecular foi comprimido, a deformação forçou a saída do fluido. Realizando trabalho viscoso, o fluido contribui para a resistência da amostra. Essa contribuição é proporcional à taxa de deslocamento, à viscosidade do fluido e depende da temperatura.

Um último aspecto importante em relação ao ensaio mecânico em osso esponjoso é a sua orientação. Cody et al., (1996) realizaram um estudo visando a determinação das propriedades materiais ortogonais locais de amostras de osso esponjoso do fêmur proximal, utilizando tomografia computadorizada e densitometria óssea, além de ensaio de compressão. O estudo mostrou que a orientação dos cubos de osso esponjoso na região trabecular principal, durante a compressão, contribuem significativamente para as variações na medida das propriedades mecânicas ($P=0,0001$), independente da densidade óssea. O efeito da orientação do osso esponjoso tem um impacto direto sobre as propriedades mecânicas medidas (GOLDSTEIN, 1987). Nesse estudo, as amostras foram retiradas obedecendo a um procedimento que visou a obtenção de uma padronização do local de retirada durante as cirurgias experimentais.

A curva tensão-deformação do osso esponjoso em compressão é típica para materiais porosos e depende significativamente de sua densidade. Um aumento de densidade leva a um aumento de rigidez e resistência do tecido (Figura 13). Na região de deformação elástica, o osso imita uma mola, ou seja, a deformação do osso aumenta linearmente com o aumento de carga e depois, quando a carga é retirada o osso volta à sua forma original (TURNER E BURR, 1993). Esse comportamento foi observado tanto no osso sadio quanto no osso osteopênico (Figura 39). A elasticidade linear é controlada pelo encurvamento da parede celular. Embora pareça uma razoável aproximação matemática referenciar o osso como uma mola (senão a análise da tensão se tornaria muito complicada), o osso não é uma mola perfeita. Existe um efeito viscoso durante a deformação devido aos fluidos na matriz óssea, que causam alguma perda de energia elástica durante o ensaio mecânico de compressão, onde observamos a perda de líquido na amostra de osso esponjoso.

O módulo de elasticidade mede a capacidade de um material de resistir à deformação elástica quando submetido a uma força. Segundo Pugh (1973) e Gibson (1985), o módulo em compressão varia amplamente, dependendo de diferentes fatores como: tipo de osso, local e orientação da amostra e a idade do indivíduo. O módulo do tecido ósseo varia com a direção e a localização (TURNER E BURR, 1993). Existe em consenso emergente de que o módulo do tecido trabecular é menor que o módulo do tecido cortical, em torno de 20-30%. Essa diferença é presumidamente devido as sutis diferenças na mineralização e microestrutura entre os dois tecidos (CHOI et al., 1990).

Considerando as dificuldades em se medir o módulo de elasticidade no osso esponjoso, podemos afirmar que medidas diretas das propriedades mecânicas de uma trabécula individual são difíceis de serem realizadas devido ao pequeno tamanho da amostra e à variação em sua seção transversal ao longo do comprimento, e também por que elas são curvas em relação ao seu comprimento. Segundo (GIBSON E ASHBY, 1997), as propriedades mecânicas das trabéculas individuais têm sido assumidas como sendo as mesmas do osso cortical. Recentemente, ocorreram várias tentativas de se determinar o módulo de elasticidade da trabécula usando um número diferente de técnicas: em constatação os testes com ultra-som de amostras de osso trabecular eliminam o problema associado com testes mecânicos diretos.

As medidas dos módulos de elasticidade das amostras de osso esponjoso obtidas pelos ensaios mecânicos desse experimento ($E = 105,89 \pm 86,56$ MPa) são comparáveis com os resultados citados na literatura, que mostram essa variação como sendo esperada no caso do osso esponjoso, devido à variabilidade da orientação das trabéculas entre os indivíduos. No mesmo sítio anatômico e devido ao carregamento mecânico, podem ocorrer variações no módulo de elasticidade em mais de 10 vezes quando o teste é realizado em diferentes direções. Essa grande variação no valor do módulo medido também pode ser explicada pela imprecisão na medida de carga, pela tensão e pela dimensão da amostra e pela imprecisão devido à usinagem e condições de contorno durante o carregamento (LINDE E HVID, 1987).

Majundar et al., (1998) realizaram um estudo no qual quantificaram a arquitetura do osso trabecular em 3 dimensões, usando imagens de ressonância magnética em diferentes sítios esqueléticos e usando uma larga faixa de densidade mineral óssea. Os valores dos módulos de elasticidade e tensão de ruptura ficaram dentro da larga faixa prevista e resumida por estudos anteriores (GOLDSTEIN, 1987; KEAVENY et al., 1993; LINDE et al., 1988).

Majundar et al., 1998 ao realizar estudo com diversos tipos de ossos esponjosos humanos (calcâneo, vértebra e fêmur) objetivando identificar aquele onde ocorre maior anisotropia, afirma que a variação maior é evidenciada em amostras de calcâneo, com o módulo de elasticidade de $45,7 \pm 33,6$ MPa e resistência de $1,4 \pm 1,3$ MPa.

Atualmente é aceito que o atrito e os seus efeitos podem resultar em uma super estimação do módulo de elasticidade, enquanto que um dano inevitável (por exemplo, interrupção da rede trabecular) na amostra final durante o ensaio pode resultar em uma subestimação do real valor. Assim, o módulo de elasticidade e a resistência do osso trabecular, quando medidos usando-se de métodos tradicionais, dependem da geometria da amostra, da taxa de Poisson e de detalhes do procedimento experimental (KEAVENY et al., 1993). Esses achados implicam que o estudo de comparação de módulo e resistência trabecular deve levar em conta esses fatos potenciais.

Nesse experimento foi utilizado um protocolo de ensaio que visou minimizar os artefatos associados com efeitos finais, seguindo as orientações de Keaveny e Hayes (1993) para estudos onde a descrição exata do comportamento mecânico do osso trabecular é pretendida. Uma das sugestões é a redução das seções das amostras cilíndricas (KAPLAN et al., 1985; KEAVENY et al., 1993).

Segundo a literatura, o uso do teste com ultra-som tem representado uma forma de melhorar a exatidão no ensaio mecânico de osso trabecular (ASHMAN et al., 1987; ASHMAN E RHO, 1988). Dessa forma o módulo de elasticidade, pode ainda ser calculado usando o parâmetro da velocidade ultra-sônica e o valor da densidade aparente do material, segundo a equação (3) (KEAVENY E HAYES, 1993).

Diversos estudos (HODGSKINSON E CURREY, 1993; GOULET et al., 1994; HOU et al., 1998) mostram que as propriedades elásticas do osso trabecular estão bastante correlacionadas com a sua resistência.

As propriedades materiais do osso controlam sua resistência como um tecido, incluindo seu limite de ruptura, rigidez e limite de elasticidade (FROST, 1997). Essas propriedades variam com a idade, tipo de osso, sexo do indivíduo, amostra coletada e existência ou não de doenças. A resistência de um osso sadio depende da qualidade de tecido ósseo nele contida e do seu diâmetro externo, forma, espessura cortical e a distribuição tanto do osso cortical quanto do esponjoso. A mesma quantia de osso em uma seção transversal pode fornecer mais resistência em flexão e torque quando arrumada na forma de um cilindro vazado do que um sólido de diâmetro menor (FERRETTI et al., 1995; FERRETTI et al., 1996).

A resistência do osso ao carregamento varia proporcionalmente com a taxa com a qual a carga é aplicada, de modo que as propriedades mecânicas do osso úmido variam significativamente com a velocidade da carga. Ao se tentar simular a condição fisiológica, a velocidade de carga deve estar entre 0,01m/s e 0,08m/s, que é a faixa de deformação que ocorre *in vivo* (RUBIN E LANYON, 1982). Utilizamos nesse estudo uma velocidade de 0,02 m/s.

Uma análise por regressão linear simples foi empregada para estudar a relação entre os parâmetros da ultrasonometria e os do ensaio mecânico de compressão. Nossos resultados estão de acordo com achados anteriores de outros autores, ou seja, nossas correlações em geral, se encontram em faixa moderada. A correlação menos significativa ocorreu entre os parâmetros da ultrasonometria BQI, BUA e SOS e o módulo de elasticidade ($R^2=0,571$; 0,549 e 0,519 respectivamente), ou seja, temos uma correlação moderada com o módulo medido por ensaio mecânico, que pode ser atribuída à possível distribuição heterogênea de mineral nesse sítio esquelético (Figura 46).

A figura 47 mostra os valores da correlação das medidas dos parâmetros da ultrasonometria (BQI, BUA e SOS) com a rigidez, com o $R^2= 0,670$, 0,662 e 0,575 respectivamente, ou seja, temos uma correlação boa com a rigidez medida por ensaio mecânico. A correlação linear mais significativa ocorreu entre os parâmetros da ultrasonometria (BQI, BUA e SOS) com a tensão máxima suportada pelo material, com o $R^2= 0,703$, 0,658 e 0,647 respectivamente, ou seja, temos uma correlação excelente com a tensão máxima no limite superior medida por ensaio mecânico (Figura 48).

A comparação direta de valores absolutos é sempre limitada devido ao fato de que parâmetros mecânicos dependem não só da localização anatômica precisa e teste e direção de carregamento, mas também sobre variáveis tais como densidade mineral, geometria da amostra, tamanho e condições de estocagem e ensaio. O osso *in vivo* raramente é solicitado unidimensionalmente. Na prática o seu uso geralmente exige que ele seja submetido a esforços combinados, resultando em estados duplos ou triplos de tensões, dependendo de sua localização e função mecânica. Nesse experimento simulamos uma situação de carregamento axial.

É ainda necessário salientar que comparações entre estudos em cadáveres e estudos clínicos devem ser cuidadosamente consideradas, uma vez que outros fatores como efeito das corticais ósseas e do tecido mole adjacente devem ser levados em conta.

Uma questão importante que o estudo permitiu constatar é que a combinação dos valores de velocidade e atenuação possui uma capacidade maior de estimar o risco de fratura do que cada um desses parâmetros isoladamente.

O Consenso do grupo internacional de ultrasonometria reconhece que o uso clínico dessa técnica se beneficia de métodos padronizados para calibração e expressão dos resultados medidos, visto que, muitos equipamentos diferentes estão disponíveis em todo o mundo (GLUER, 1997). As principais vantagens do uso da ultrasonometria são: A técnica não usa radiação ionizante; o equipamento é portátil e de baixo ônus financeiro quando comparado com o equipamento de densitometria óssea; há mais de 15 marcas comerciais disponíveis, sendo algumas aprovadas pelo FDA para determinação do risco de fratura; a técnica usa o método reconhecido e aceito pela OMS baseado no desvio padrão da densidade mineral óssea.

5. CONCLUSÃO

- A microscopia eletrônica de varredura executada em amostras de osso esponjoso humano, é capaz de revelar modificações na microarquitetura do tecido sadio ou no tecido osteopênico.
- O estudo experimental comparativo com osso esponjoso humano correlacionou os parâmetros de medidas ultra-sônicas (SOS, BUA e BQI) e os de ensaio mecânico de compressão, encontrando a melhor correlação entre o parâmetro BQI (*Bone Quality Index* ou Índice de Qualidade Óssea) e a tensão máxima suportada pelo material.
- A técnica de ultrasonometria analisada pode ser usada como um método indireto de averiguação de propriedades determinantes do risco de fratura, como por exemplo, a tensão máxima suportada pelo material.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AITKEN, J.M. (1987). Relationship between mortality after femoral neck fracture and osteoporosis. *Osteoporosis*. p.45-8.

ALLARD, R.N.; ACHMAN, R.B. (1991). A comparison between cancellous bone compressive moduli determined from surface strain and total specimen deflection. *Trns. 37th ORS*, v.16, p. 151.

ALVES, J.M. et al. (1996a). Ultrasonic assessment of human and bovine trabecular bone: a comparison study. *IEEE. Trans. Biomed. Eng*, v.43, n.3, p.254-258, mar.

ALVES, J.M. et al. (1996b). *Caracterização de tecido ósseo por ultra-som para o diagnóstico de osteoporose*. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, Instituto de Física de São Carlos.

ANDRE, M.P.; CRAVEN, J.D.; GREENFIELD, M.A. (1980). Measurement of the velocity of ultrasound in the human femur in vivo. *Am. Assoc. Phys. Méd*, v.7, p.324-30.

ASHMAN, R.B.; COWIN, S.C.; BUSKIRK, V.A.N.; RICE, W.C. (1984). A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *J. Biomech.*, v.17, p.149.

ASHMAN, R.B.; CORIN, J.D.; TURNER C.H. (1987). Elastic Properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique. *J. Biomech.*, v.20, p.979-86.

ASHMAN, R.B.; RHO, J.Y. (1988). Elastic modulus of trabecular bone material. *J. Biomechanical*, v.21, pp. 117-8.

ATHANASIOU, K.A.; ZHU, C.F.; LANCTOR, D.R.; AGRAWAL, G.M.; WANG, X. (2000). *Tissue Engineering*. Mary nn Liebert, Inc.

BAUER, D.C. et al. (1995). Quantitative ultrasound and vertebral fracture in postmenopausal women. *J. Bone Miner. Res.*, v.10, p.353-8.

BEERS, M.H.; BERKOW, R. (1997). *The Merck Manual of Medical Information. Internet Edition Provided by Medical Services*. USMEDSA, USHH.

BEERS, M.H.; BERKOW, R. (2000). *The Merck Manual of Geriatrics*, Internet Edition Provided by Medical Services. USMEDSA, USHH. Disponível em <<http://www.merck.com/pubs/>>. Acesso em: 10 jan 2001.

BIANCO, A.C. (1991). Regulação endócrina da homeostase do cálcio. In: AIRES, M. M. *Fisiologia Humana*. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan. p.1525-53.

BOUXSEIN, M.L.; COURTNEY, A.C; HAYS, W.C. (1995). Ultrasound and densitometry of the calcaneus correlate with the failure loads of cadaveric femurs. *Calcif. Tissue Int.*, v.56, p.99-103.

BRUNDTLAND, G.H. (2000). The Burden of Musculoskeletal Conditions at the Start of the New Millennium. *Word Health Organization and The Bone and Joint Decade 2000-2010*. Geneva.

BULLOUNGH, P.G. (1991). *Atlas of orthopedie pathology: With clinical and radiologic correlations gower medical publishing*. 2ª ed. New York..

BURR, D.; FORWOOD, M.; FYHRE, D.; MARTIN, R.; SCHAFFLER, M.; TURNER, C. (1997). Bone microdamage and Skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures. *J. Bone Miner. Res.*, n.12, p.6-15.

CALLISTER Jr., W.D. (1994). *Materials science and engineering an introduction*. 3ª ed. John Wiley & Sons.inc.

CARTER. D.R.; HAYES, W.C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J. bone joint surg.*, v.59, p. 954-62.

CASTRO, C.H.M.; PINHEIRO, M.M.; SZEJNFELD, V.L. (2000). Prós e contras da ultrasonometria óssea de calcâneo (artigo de revisão). *Rev. Ass. Med. Brasil*. São Paulo, jan/mar., p.63. Disponível em: <http://amb.connectmed.com.br/site/publicacoes/ramb/janmarco00/pag_63.htm>. Acesso em: 02 mai 2001.

CODY et al. (1996). Predictive value of proximal femoral bone densitometry in determining local orthogonal material properties. *J biomechanics*, v.29, nº6, p. 753-61.

COMPSTON, J.E. (1995). Bone density; BMD, or corrected BMD? *Bone*, v.16, nº1.p. 5-7.

COOPER, C.; CAMPION, G.; MELTON III, L.J. (1992). Hip Fractures in the Elderly: A world-Wide Projection. *Osteoporosis International*, v.2, p.285-9.

COOPER, C.; MELTON III, L. J. (1992). Epidemiology of osteoporosis. *Trends Endocrinol. Metab.* 3, 224-29.

COWIN. S.C. (1989). *Bone Mechanics*. Boca ration, FL: CRC PRESS.

CUMMINGS, S.R. (1987).Epidemiology of rip fractures. *Osteoporosis*, p.40-3.

CUMMINGS, S.R.; BLACK, D.M.; NEVITT, M.C.; BROWNER, W.S.; CAULEY. J.A.; GENANT, H.K.; MASCIOLI, S.; SCOTT, J.C.; SEELEY. D.G.; STEIGER. P.; VOGT,. T.M. (1990). The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. Appendicular bone density and age predict hip fracture in women. *JAMA*, n.263, p. 665-8.

CURREY, J.D. (1970). The Mechanical properties of bone. *Clin.Orthop. Rel. Res.*, v.73, p.210-31.

CURREY, J.D. (1984). The Mechanical Adaptations of bones. Princeton University Press, princeton, NY.

DAENS, S. et al. (1999). Efficiency of quantitative ultrasound measurements as compared with dual-energy x-ray absorptiometry in the assessment of corticosteroid-induced bone impairment. *Osteoporosis International*, v.10, p.278-283.

DEMPSTER, D.W.; FERGUSON, P.M.W.; MELLISH, R.W.E.; COCHRAN, G.V.B.; XIE, F.; FEY, C.; HOBERT, W.; PARISIEN, M.; LINDSAY, R. (1993). Relationships between bone structure in the iliac crest and bone structure and strength in the lumbar spine. *Osteoporosis Int.*, v.3, p.90-6.

EINHORN, T. A. (1996). The Bone Organ System: Form and Function. In: MARCUS, R.; FELDMAN, D.; KELSEY, J. *Osteoporosis*. San Diego: Academic Press.
FAULKNER, K. (2000). Bone Matters: are density increases necessary to reduce fracture risk? *J. Bone Miner Research*, n. 15(2), p.183-6.

FERNANDES, I.C.; SILVA, A.M.S.P.; FREIRE, C.R.S.; PEREIRA, G.M.A.; PERES, M.C.M.; ALMEIDA, M.L.; CAVALCANTE, P.F.; DINK, S.M.F.; BORGES, Z.M.; MACHADO, M.S.; ALENCAR, V.M.R. (2001). Osteoporose fatores de risco e tratamento. *JBM*, v.80-92.

FRANCIS, R. M.; SUTCLIFFE, A. M.; SCANE, A. C. (1998). Pathogenesis of osteoporosis. In: STEVENSON, J.C.; LINDSAY, R. *Osteoporosis*. Chapman & Hall Medical.

FROST, H.M. (1997). Defining osteopenias and osteoporoses: Another view (with insights from a new paradigm). *Bone*, v.20, nº 5, p.385-91.

FROST, M.L.; BLAKE, G.M.; FOGELMAN, I. (1999). Contact quantitative ultrasound: An evaluation of precision, fracture discriminant on age-related bone loss and aplicability of the who criteria. *Osteoporos. Int.* n.10, p.441-449.

FYRIE, D.P.; KIMURA, J.H. (1999). Cancellous Bone Biomechanics. *J Biomech.* n.32, p.1139-48.

GASPERINO, J. (2001). Androgenic regulation of bone mass in women. **Clin. Orthop.** p.311-278, 1995. In: BAGNOLI, V. R. et al. Síndrome do Climatério, osteoporose: como diagnosticar e tratar. *Revista Brasileira de Medicina* (Grupo Editorial Moreira Jr.) São Paulo, v.55, n.12, Dez. 1998. Disponível em: <http://www.cibersaude.com.br/revistas.asp?fase=r003&id_materia=1529>. Acesso em: 24 jun. 2001.

GENANT et al. (1996). Noninvasive assessment of bone mineral and structure state of the art., *Journal of Bone and Mineral Research*, v.II, n.6, p.707-30.

GERHART, T. N. (2000). (Contributors) Fractures. Basics of Geriatric Care. In: BEERS, M. H.; BERKOW, R.(Editors). *The Merck Manual of Geriatrics*, Internet Edition Provided by Medical Services, 3th ed. New Jersey: Merck & Co., ©. Disponível em: <http://www.merck.com/pubs/mm_geriatrics/sec1/ch22.htm>. Acesso em: 12 jun. 2001.

- GIBSON. L.J. (1985). The mechanical behavior of cancelous bone. *J. Biomech*, v.18, p.317-28.
- GIBSON; L.J.; ASHBY, M.F. (1997). *Solids celular*. Cambridge Solid State Science Series. 2ª ed. Cambridge University Press, p.429-52.
- GOLDSTEIN, S.A. (1987). The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *J. Biomechanics*. n.20, p.1055-061.
- GOLDSTEIN, S.A; GOULET, R.; MCCUBBREY, D. (1993). Measurement and significance of three dimensional architetecture to the mechanical integrity bone. *Calcif Tissue Int*. n.53 (SUPPL 1), p.1132-133.
- GOLDSTEIN JI et al. (1994) *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis - a text of biologist, materials scientists and geologists*, cap 12-13. 2 ed, United States of America Plenum Press.
- GREENFIELD M.A.; ORAVEN, J.D.; HUDDLESTON, A.; KEHRER, M.T.; WISHKO, D.; STERN, R. (1981). Measurement of the velocity of ultrasound in human cortical bone. *Radiology*. n.138, p.701-10.
- GLUER, C.C.; WU, C.Y.; GENANT, H.K. (1993). Broadband Ultrasoun Attenuation signals depend on trabecular orientation: a in vitro study. *Osteoporosis International*, v.3, p.185-91.
- GLUER, C.C. et al. (1994). Three quantitative ultrasound parameters reflects bone structure. *Calcif. Tissue Int.*, v.55, p.46-52.
- GLUER, C.C. (1997). Quantitative ultrasound techniques for the assessment of osteoporosis: expert agreement on current status. *J. Bone Miner. Res*. n.12, p.1288.
- GLUER, C.C.; BARKMANN, R.; HELLER, M. (1999). Quantitative ultrasound: Status 1999. *Der radiologie*, v.39, p.213-21.
- GOULET, R.W.; GOLDSTEIN, S.A.; CIARELLI, M.J., KUHN, J.L.; BROWN, M.B.; FELDKAMP, L.A. (1994) Betwen the structural and the relationship of trabecular bone. *J. Biomec*. n.27, p.375-89.

GURALNIK, J.; HAVLIK, R. (Contributors) Demographics. Section 1. Basics of Geriatric Care. In: BEERS, M. H.; BERKOW, R.(Editors). *The Merck Manual of Geriatrics*, Internet Edition Provided by Medical Services, 3th ed. New Jersey: Merck & Co., © 2000. Disponível em: http://www.merck.com/pubs/mm_geriatrics/sec1/ch2.htm>. Acesso em: 12 jun. 2001.

HANS D. et al. (1995). Ultrasound parameters predict hip fracture independently of hip bone density: the EPIDOS prospective study. *J. Bone Miner. Res.*, v.10, p. 169.

HAN, S. et al. (1996). Ultrasound velocity and broadband attenuation over a wide range of bone mineral density. *Osteoporos Int*, v.6, p.291-6.

HEANEY, R.P. (1987). Qualitative factors in osteoporotic fractures: the state of the question. *Osteoporosis*. p.281-87.

HEANEY, R.P. et al. (1989). Osteoporotic bone fragility: detection by ultrasound transmission velocity. *J.A.M.A.*, v.261, p.2986-90.

HELMINEN, H.J.; KIVIRANTA, I.; TAMMI, M.; SAAMANEN, A.M.; PAUKKONEN, K.; JURVELIN, J. (1987). *Joint loading – biology and health of articular structures*. In: WRIGHT. Adaptation and remodelling of articular cartilage and bone tissue. 4^a ed. Bristol: Cap.10.

HEMERT, A.M.; VANDERBROUCK, J.P.; BIRIKENHAGER, J.C.; VALKENBURG, H.A. (1987). Osteoporotic fractures in the general population. *Osteoporosis*. p.38-9.

HODGSKINSON, R.; CURREY, J.D. (1993). Separate effects of osteoporosis and density on the strength and stiffness of human cancellous bone. *Clinical Biomechanics*. n.8, p.262-8.

HOLLINGER, J.O.; BUCK, D.C.; BRUDER, S.P. (1999). Biology of Bone Healing: Its Impact on Clinical Therapy. In: LYNCH, S.E.; GENCO, R.J.; MARX, R.E. *Tissue Engineering*. Quintessence Publishing Co, Inc.

HOU, F.J.; LANG, S.M.; HOSHAW, S.J.; REIMANN, D.A.; FYHRE, D.P. (1998) Human Vertebral Body Apparent and hard tissue stiffness. *Journal of Biomechanics*. n.31, p.1009-15.

HVID, I., JENSEN, J. (1984). Cancellous bone strength at the proximal human tibia. *Eng. Med*. n.13, p.21-5.

IBGE, Censo Demográfico 2000. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/>. Acesso em: 12 jun. 2001.

JOHNSTON, C.C.; SLEMENDA, C.W. (1985). Pathogenesis of vascularized and nonvascularized autografts. *Clin. Orthop.* n.197, p.32-43.

JOHNSTON Jr., C.C.; SLEMENDA, C.W. (1998) Pathogenesis of postmenopausal osteoporotic fractures. In: STEVENSON, J. C.; LINDSAY, R. *Osteoporosis*. Chapman & Hall Medical.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. (1999). *Histologia Básica*. 9º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 111-28.

KANIS J. A.; the WHO study group. (1994). Assessment of fracture risk and its implication to screening for postmenopausal osteoporosis: synopsis of a WHO report. *Osteoporos. Int.*, v.4, p.368-81.

KAPLAN, S.J.; HAYES, W.C.; STONE, J.C.; BEAUPRE, G.S. (1985). Tensile strength of bovine trabecular bone. *J. Biomech.*, v.18, p.723-27.

KAPLAN, F.S. et al. (1994). Form and Function of Bone. In: SIMON, S.R. *Orthopaedic Basic Science*. American Academy of Orthopaedic Surgeons.p.144.

KEAVENY, T.M.; GUO, X.E.; WACHTEL, E.F. (1993). Trabecular bone is linearly elastic up to yielding and yields by cracking. *Trans. 39th ors*, v.18, p.586.

KEAVENY, T.M.; HAYES, W.C. (1993). 20 year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. *Transactions of the ASME*, v.115.

KEAVENY, T.M.; GUO, X.E.; WACHTEL, E.F.; McMAHON, T.A.; HAYES, W.C. (1994) Trabecular bone exhibits fully linear elastic behaviour and yields at low strains. *Journal of Biomechanics*, n. 27, p.1127-36.

KELLER, T. S. (1994). Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J. Biomechanics*. n. 27, p.1159-68.

KLEEREKOPER, M. et al. (1985). The role of three dimensional trabecular microstructure in pathogenesis of vertebral compression fractures. *Calcif. Tissue Int.*, v.37, p.594-97.

KLEEREKOPER, M; GOLDSTEIN, S.A.; FELDKAMP, L.A.; FLY, U.N., DICKIE, M.J.; PARFITT, A.M. (1987). Cancellous bone architecture and bone strength. *Osteoporosis*, p.254-99.

LANGTON, C. M.; PALMER, S. B.; PORTER, R. W. (1984). The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. *Engl. Med. Local*, v.13, p.89-91.

LANGTON, C. M. et al., (1996). Prediction of Mechanical Properties of the Human Calcaneus by Broadband Ultrasonic Attenuatio. *Bone*, v.18, n.6, p.495-503.

LENZA, H. (1986). *El Síndrome Osteoporico*. Barcelona: Sandoz.

LIAN, J. B.; STEIN, G. S. (1996). Osteoblast Biology. In: MARCUS, R.; FELDMAN, D.; KELSEY, J. *Osteoporosis*. San Diego: Academic Press. p.23-59.

LINDE, F.; HVID, I. (1987). Stiffness Behaviour of trabecular bone specimens. *J. Biomechanics*. n.20, p.83-89.

LINDE, F.; GTHGEN, C.B.; HVID, C.B.; PETCH, B.; BENTEN, S. (1988). Mechanical properties of bone by a non-destructive compression testing approach. *Eng. Med*. n.17, p.23-9.

LINDE, F.; HVID, I.; MADSEN, F. (1992). The effect of specimen geometry on the mechanical behavior of trabecular bone specimen, *J. Biomech*, v.25, p.359-68.

LINDSAY, B. et al .(2001). Risk of new vertebral fracture in the year following a fracture, *JAMA*, n.285, p.320-23.

MAJUNDAR, S.J.; KOTHARI, M.; AUGAT, P.; NEWITT, T.M.; LIND. C.; LANG, T.; LUY, I.; GENAMT, H.K. (1998) High-resolution magnetic resonance imaging: three-dimensional trabecular bone architecture and biomechanical properties. *Bone*, v. 22, p. 445-54.

MARSHALL, D.; JOHUELL, O.; WEDEL, H. (1996). Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures. *BMJ*.

MARTIN, T.J.; DEMPSTER, D.W. (1998). Bone structure and Cellular Activity. In: STEVENSON, J. C.; LINDSAY, R. *Osteoporosis*. Chapman & Hall Medical, p.1-28.

MCKELVIE, M.L.; FORDHAM, J.; CLIFFORD, C.; PALMER, S.B. In vitro comparison of quantitative computed tomography and broadband ultrasonic attenuation of trabecular bone. *Bone*, v.10, p.101-4.

MEDISON. (2001). *Performance test report – Medison*, CO, ltd. Model designation: sonost-2000.

MELTON III, L.J.; COOPER, C. (1998). Epidemiology. In: STEVENSON, J. C.; LINDSAY, R. *Osteoporosis*. Chapman & Hall Medical. p.65-84.

MELTON III, L.J (1993) . Long-term fracture prediction by bone mineral assessed at different skeletal sites. *J Bone Miner Res*. v.8, n.10, p.1227-73.

MERCK. (1995). *Osteoporose - Um Novo Plano de Ação*.

MOSEKILDE, L., MOSEKILDE, L.; DANIELSEN, C.C. (1987). Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone*, v.8, p.79-85.

MOSEKILDE, L. (1988). Age-related changes in vertebral trabecular bone architecture-assessed by a new method. *Bone*, p.247-50.

MOSEKILDE, L. (1989). Sex difference in age-related loss of vertebral trabecular bone mass and structure – biomechanical consequences. *Bone*, n.10, p.425-32.

MOSEKILDE, L.; MOSEKILDE, L. (1990). Sex difference in age-related changes in vertebral body size, density and biomechanical competence in normal individuals. *Bone*, v.11, p.67-73.

NJEH, C.F. et al. (1997). Prediction of human femoral bone strength using ultrasound velocity and BMD: a in vitro study. *Osteoporos. Int.*, v.7, p.471-77.

NJEH, C.F.; LANGTON, C.M. (1997). The effect of cortical endplates on ultrasound velocity through the calcaneus an in vitro study. *The british journal of radiology*, n.70, p.504-10..

NJEH, C.F. et al. (1999). Radiation exposure in bone mineral density assessment. *Applied Radiation and Isotopes*. n.50, p.215-36.

ODGAARD, A., HVID, I. AND LINDE, F., Compressive axial strain distributions in cancellous bone specimens, *J. Biomech.* Vol. ? 1989, pp. 829-835.

ODGAARD, A.; LINDE, F. (1991). The underestimation of young's modulus bone compressive testing of cancellous bone specimens. *J.Biomech.* v.24, p. 691-98.

OSTEOPOROSE - Um Novo Plano de Ação. (1995). *MERCK*. 1 Videocassete : som., color. Port.

PARFITT. A.M. (1984). Age-related structural changes in trabecular and cortical bone: cellular mechanisms and biochemical consequences. *Calcif Tissue Int.* n.36 (suppl), p.123-28.

PAVÓN, S. J.; ZANCHETTA, J. R. (Coord.). *Osteoporosis - Biblioteca Médica Digital (BMD)*, Buenos Aires, Data Visión S.A., [s.d]. CD-ROM.

PINTO NETO, AM. et al., (2002). Consenso brasileiro de osteoporose 2002. *Revista Brasileira de Reumatologia*, v.42, n.6, p.343-53.

PORTER, R.W.; MILLER, G.G.; GRAINGER, D.; PALMER, S.B. (1990). Prediction of hip fracture in elderly women: a prospective study. *British Medical Journal*, n.301, p.638-41.

PUCH, J.W.; ROSE, RM; RADIN, E.L. (1973). Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone. Dependence on structure. *J. Biomech.* v.6, p.657-70.

REEVE, J. (2000). How do women develop fragile bones? *Journal of Steroid Biochemistry & Molecular Biology*, v.74, p. 375-381.

RHO, J.Y.; ASHMAN, R.B.; TURNER, C.H. (1993). Young modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurement. *J. Biomech.* v.26, n.2, p.118.

RHO, J.Y; ASHMAN RB; TURNER, C.H. (1993). Young's Modulos of trabecular and cortical bone mineral: ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomachanics*. v.26, n.2, p.111-19.

- RESNICK; NIWAYAMA. (1992) *Diagnosis of bone and disorders*. In: 10 lições de patologia de pé, anatomia e biomecânica. VI Sanders Company.
- RICE, J.C.; COWIN, SC; BOWMAN, J.A. (1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J. Biomech*, v.21, p.155-68.
- RIGGS, B. L. et al. (1981). Differential Changes in Bone Mineral Density of the Appendicular and Axial Skeleton with Aging: Relationship to Spinal Osteoporosis. *Journal of Clinical Investigation*, v.67, p.328-35.
- RIGGS, B. L.; MELTON III, L. J. (1992). Involutional Osteoporosis, in: *Oxford Textbook of Geriatric Medicine*. Oxford Univ. Press, Oxford. p.405-11.
- ROSS, P.D.; DAVIS, J.W.; VOGEL, J.M.; WASNICH, R.D. (1990). A critical review of bone mass and the risk of fractures in osteoporosis. *Calcif. Tissue Int.* v.46, n.3, p.149-61.
- ROUX, C. et al. (1996). Broadband ultrasound attenuation imaging: A new imaging method in osteoporosis. *J. Bone Miner. Res.*, v.11, p.1112-18.
- ROWE, R. (1999). The management of osteoporosis in general practice: results of a national survey. *Osteoporos. Rev.*7, p.1-3.
- RUBIN, C.T.; PRATT Jr., G.W.; PORTER, A.L.; LANYON, L.E.; POSS, R. (1987) The use of ultrasound in vivo to determine acute change in the mechanical properties of bone following intense physical activity. *J Biomechanical*, n.20, p.723-27.
- RUBIN, C.T.; LANYON, L.E. (1982). Limb mechanics as a function of speed and gait: a study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. *J Exp. Biol.* n.101, p.187-211.
- SIMÕES, R. D. et al. Diagnóstico e tratamento da osteoporose. *Fascículos de Atualização em Climatério- FAC*. Disponível em: <<http://www.dr-online.com.br>>. Acesso em: 12 mai 2000.
- STEVENSON, J. C.; LINDSAY, R. (1998). *Osteoporosis*. Chapman & Hall Medical.
- STREET, D. A. (1995) . Color Atlas of Histology. 1st. ed. Harper Collins Publishers, p 49-60.

THOMPSON, P.; TAYLOR, J.; FISHER, A.; OLIVER, R. (1998). Quantitative heel ultrasound in 3180 women between 45 and 75 years of age: compliance, normal, ranges and relationship to fracture history. *Osteoporos Int.* n.8, p.211-214.

TOWNSEND, P.R.; ROSE, R.M. (1995) Bending studies of human trabeculae. *J. Biomechanics* (BR), v.8, p.199-201.

TURNER, C.H. (1989). Yield behavior of cancellous bone. *J. Biomech.* ENG-II, p.1-5.

TURNER, C.H.; COWIN, S.C.; RHO, J.Y.; ASHMAN, R.B.; RICE, J.C. (1990). The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *J. Biomech.*, v.23, p.549-61.

TURNER, C.H.; EICH, M. (1991). Ultrasonic Velocity as a predictor of strength in bovine cancellous bone. *Calcif. Tissue Int.*, v.49, p.116-19.

TURNER, C.H.; BURR, A.B. (1993). Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. *Bone.* v.14. p.595-608.

WHO STUDY GROUP. (1994). *Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis*. WHO Technical Report Series n° 843. Geneva: World Health Organization, p.1-129.

WOLFF, J.(1869). *Zentralblatt für die Medizinische Wissenschaft*, VI, 223.

WRIGHT L.L.; GLADE, M.J.; GOPAL, J. (1987) The use of transmission ultrasonic to assess bone status in the human newborn. *Pediatr Res*, n.22, p.541-45.

YASZEMSKI, M.J; PAYNE, R.G.; HAYES, W.C.; LANGER, R, MIKOS, A.G. (1996). Evaluation of bone transplantation: molecular, cellular, and tissue strategies to engineer human bone. *Biomaterials*. v.17, p.175-185.

YOON, J.S. AND KATZ, J.L. (1976). Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic properties and microhardness. *J. Biomech.*, v.9, 459, 1976.

ANEXOS

ANEXO A – Aprovação da Comissão de Ética para Análises de Projetos de Pesquisa

FROM : DIRETORIA CIENTIFICA

PHONE NO. :

APR. 29 2003 05:31PM P1

HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
CAIXA POSTAL, 8091 - SÃO PAULO - BRASIL

DIRETORIA CLÍNICA

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa**APROVAÇÃO**

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 24.04.03, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **274/03**, intitulado: "Avaliação comparativa das medidas de ultra-sonometria óssea em cadáveres com ensaios mecânicos de compressão para estimativa do risco de fratura" apresentado pelo Departamento de ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA.

Pesquisador(a) Responsável: DR. TOMAZ PUGA LEIVAS

Pesquisador(a) Executante: SRA. MARIA ELIZETE DE SOUZA
RODRIGUES

CAPPesq, 24 de Abril de 2003.

PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Presidente da Comissão Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa

OBSERVAÇÃO: Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX.2, letra "c")

**ANEXO B – Resultados gráficos das medidas de ultrasonometria óssea
em cadáveres humanos**

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 1.

b) Referente ao pé direito do cadáver 1.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 2.

b) Referente ao pé direito do cadáver 2.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 3.

b) Referente ao pé direito do cadáver 3.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 4.

b) Referente ao pé direito do cadáver 4.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 5.

b) Referente ao pé direito do cadáver 5.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

b) Referente ao pé direito do cadáver 6.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 7.

b) Referente ao pé direito do cadáver 7.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 8.

b) Referente ao pé direito do cadáver 8.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 9.

b) Referente ao pé direito do cadáver 9.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 10.

b) Referente ao pé direito do cadáver 10.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 11.

b) Referente ao pé direito do cadáver 11.

Resultado gráfico de medidas de ultrasonometria óssea em cadáver humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 12.

b) Referente ao pé direito do cadáver 12.

**ANEXO B – Resultados gráficos dos ensaios mecânicos de compressão
em osso esponjoso humano**

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 1.

b) Referente ao pé direito do cadáver 1.

a)

b)

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 2.

b) Referente ao pé direito do cadáver 2.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 3.

b) Referente ao pé direito do cadáver 3.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 4.

b) Referente ao pé direito do cadáver 4.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano. Referente ao pé esquerdo do cadáver 5.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 7.

b) Referente ao pé direito do cadáver 7.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 8.

b) Referente ao pé direito do cadáver 8.

a)

b)

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 9.

b) Referente ao pé direito do cadáver 9.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 10.

b) Referente ao pé direito do cadáver 10.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano. Referente ao pé esquerdo do cadáver 11.

Gráfico tensão x deformação do ensaio mecânico de compressão realizado no corpo de prova do osso esponjoso de calcâneo humano.

a) Referente ao pé esquerdo do cadáver 12.

b) Referente ao pé direito do cadáver 12.