# UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

## SISTEMA ULTRA-SÔNICO PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DA OSTEOPOROSE

## Autor: Eng. JOAQUIM MIGUEL MAIA Orientador: Prof. Dr. EDUARDO TAVARES COSTA

**Banca Examinadora:** 

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (FEEC/UNICAMP) Prof. Dr. João Francisco Marques Neto (FCM/UNICAMP) Prof. Dr. Julio Cezar Adamowski (POLI/USP) Prof. Dr. Raimes Moraes (DEE/GPEB/UFSC) Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani (FEEC/UNICAMP) Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (FEEC/UNICAMP)

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de DOUTOR EM ENGENHARIA ELÉTRICA

> Campinas, Julho de 2001 BRASIL

### FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

M28s	Maia, Joaquim Miguel Sistema ultra-sônico para auxílio ao diagnóstico da osteoporose / Joaquim Miguel MaiaCampinas, SP: [s.n.], 2001.
	Orientador: Eduardo Tavares Costa. Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.
	<ol> <li>Ultra-som na medicina.</li> <li>Osteoporose - Diagnóstico.</li> <li>Ossos - Doenças.</li> <li>Densitometria.</li> <li>Costa, Eduardo Tavares.</li> <li>Universidade Estadual de Campinas.</li> <li>Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.</li> <li>III.</li> <li>Título.</li> </ol>

#### RESUMO

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema para realizar medidas de atenuação em banda larga (BUA) e outros parâmetros de ondas ultra-sônicas em ossos da região do antebraço (rádio distal) e do calcâneo para ser utilizado como auxílio ao diagnóstico da osteoporose. O sistema é formado por uma unidade de varredura X-Y, instalada em um pequeno tanque de acrílico para realizar as medidas em água, utiliza motores de passo para posicionamento e é controlado por microcomputador. São utilizados dois transdutores de ultra-som de freqüência central 500kHz, alinhados um de frente para o outro, com um suporte para o pé entre eles. Também foi desenvolvido um módulo semelhante, sem a unidade de varredura, para coletar dados em um único ponto na região distal do antebraço. Para avaliar a técnica, foram realizados testes em 206 voluntários atendidos pelo Ambulatório de Reumatologia-Osteoporose do Hospital de Clínicas (HC/UNICAMP) e os resultados foram comparados com os exames de densitometria realizados no equipamento tipo DEXA do Serviço de Medicina Nuclear do HC. Os resultados das medidas ultra-sônicas apresentaram correlação significativa com os resultados da densitometria (r = 0,75; P < 0,0001), mostrando que a técnica pode ser utilizada como auxílio no diagnóstico da osteoporose.

### **ABSTRACT**

In this work it was constructed a system to measure the broadband ultrasound attenuation (BUA) and other parameters of ultrasonic waves in bones of the forearm (distal radius) and of the calcaneus to help in the diagnosis of osteoporosis. The patient's calcaneus region is inspected using an X-Y axes displacement unit controlled by a microcomputer with two ultrasound transducers facing each other. We have used a pair of transducers with 500kHz central frequency. The pair of transducers was fixed in the X-Y displacement unit submerged in a small water tank with a support for the foot of the patient. We have also developed a unit to collect data with the transducers inspecting a single position (without the scanning system) in the patient's forearm region. The system was tested with 206 patients of the Rheumatology-Osteoporosis Ambulatory of the University Hospital (HC/UNICAMP) and the results were compared to the densitometric exams that have been carried out with a DEXA equipment of the Hospital Nuclear Medicine Service. The experimental results presented good correlation with those obtained with the DEXA technique (r = 0.75; P < 0.0001), showing that our ultrasound system may help in the diagnosis of osteoporosis.

# SUMÁRIO

Resumo i
Abstracti
Sumárioii
Índice das Figurasv
Índice das Tabelas xvii
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO1
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS7
2.1 - ESTRUTURA DO TECIDO ÓSSEO7
2.2 - OSTEOPOROSE11
2.2.1 - Conceitos11
2.2.2 - Equipamentos para Auxílio ao Diagnóstico18
2.2.2.1 - Absorciometria por raio-X com dois níveis de energia (DEXA ou DPX)19
2.2.2.2 - Tomografia Computadorizada Quantitativa (QCT)
2.2.2.3 - Absorciometria por fóton único (monoenergético) (SPA)
2.2.2.4 - Densitometria ultra-sônica do ossso
2.3 - ULTRA-SOM
2.3.1 - Métodos utilizados na caracterização de meios biológicos
2.3.1.1 - Método pulso-eco

iii
2.3.1.2 - Método transmissão-recepção
2.3.2 - Atenuação35
2.3.3 - Velocidade de propagação de ondas ultra-sônicas41
2.3.3.1 - Técnica para cálculo utilizando o envelope do sinal ultra-sônico46
2.3.3.2 - Técnica para cálculo da velocidade de fase49
2.3.4 - Campo acústico53
CAPÍTULO 3 - MATERIAL E MÉTODOS57
3.1 - Sistema para aquisição dos dados57
3.1.1 - Equipamento para realizar medidas na região do calcâneo61
3.1.2 - Equipamento para realizar medidas na região do antebraço distal67
3.1.3 - Transdutores de Ultra-som70
3.1.4 - Drivers para os motores de passo84
<b>3.2 -</b> Software para controle e recepção dos dados dos equipamentos
<b>3.3 -</b> Software para processamento e análise dos dados91
3.4 - Protocolo experimental104
3.4.1 - Configuração para realizar os testes na região do calcâneo realizados com os
transdutores em posição fixa112
3.4.2 - Configuração para realizar os testes na região do antebraço distal com os
transdutores em posição fixa113
3.4.3 - Configuração para realizar os testes na região do calcâneo utilizando o sistema

de varredura para obter mapeamento no plano X-Y114
3.4.4 - Configuração para realizar os testes na região do calcâneo utilizando o
Hidrofone do Tipo Larga Área Ativa (LAH)116
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS119
4.1 - Resultados dos Testes na região do calcâneo com os transdutores em posição
FIXA
4.2 - Resultados dos Testes na região do antebraço distal com os transdutores em
POSIÇÃO FIXA
<b>4.3 - R</b> ESULTADOS DOS TESTES NA REGIÃO DO CALCÂNEO UTILIZANDO O SISTEMA DE VARREDURA
PARA OBTER O MAPEAMENTO NO PLANO X-Y125
4.4 - Resultados dos Testes na região do calcâneo utilizando o Hidrofone do Tipo
LARGA ÁREA ATIVA (LAH)128
CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO E CONCLUSÕES131
5.1 - DISCUSSÃO
5.2 - Conclusões
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 139
APÊNDICES
Apêndice 1 - Dados sobre os transdutores da Panametrics
Apêndice 2 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Apêndice 3 - Resultados dos exames de densitometria dos voluntários 154

# ÍNDICE DAS FIGURAS

Figura 2.1 - Fase adiantada da ossificação intra-membranosa mostrando, na parte inferior
esquerda da figura, um osteoblasto sendo envolvido pela matriz óssea por ele produzida
(Modificado de JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999)8
Figura 2.2 - Seção longitudinal da extremidade superior do fêmur de homem adulto mostrando o
osso compacto (cortical) e o esponjoso (trabecular) (Modificado de BAYLEY et al., 1973).9
Figura 2.3 - Bainha de úmero humano descalcificado e após a remoção da medula e outros
componentes, mostrando a interligação entre os canais de Havers e os canais de Volkmann
(Modificado de BAYLEY <i>et al.</i> , 1973)10
Figura 2.4 - Microfotografias do osso trabecular normal (a) e osteoporótico (b) (Modificado de
MARQUES NETO <i>et al.</i> , 1995)12
Figura 2.5 - Risco de fraturas por idade em função da massa óssea12
Figura 2.6 - Incidência das três fraturas osteoporóticas mais comuns em homens e mulheres13
Figura 2.7 - Diagrama resumido da instrumentação utilizada em um equipamento do tipo DEXA.
O sistema de varredura é controlado por motores que realizam o deslocamento da fonte e do
detetor ao mesmo tempo, de forma a mantê-los sempre alinhados. O processamento dos
dados é feito, geralmente, no microcomputador que fica acoplado ao sistema e gera os sinais
de controle21

Figura 2.8 - Relatório de exame de densitometria em equipamento DEXA do HC/UNICAMP para a região lombar da coluna (L1 - L4). A identificação do paciente foi modificada. Os

- Figura 2.10 Absorciômetro de raios X com dois níveis de energia (DEXA) com feixe do tipo lápis (Modificado de MARQUES NETO et al., 1995)......24
- Figura 2.11 Método de varredura utilizado nos absorciômetros de raios X com dois níveis de energia (DEXA) com feixe do tipo lápis (Modificado de ECRI, 1998)......25

Figura 2.16 - Absorciômetro de fóton único - SPA (Lunar SP2 - Lunar Inc.)......30

Figura 2.21 - Sinal de referência (contínuo) e sinal transmitido através do material (tracejado). .40

- Figura 2.23 Atenuação em função da freqüência. O coeficiente angular da curva de regressão é a Atenuação em Banda Larga (BUA) em dB/MHz......41
- Figura 2.24 Pontos para determinação do tempo de trânsito de ondas ultra-sônicas. ......44

Figura 3.1 - Diagrama em blocos do sistema para aquisição dos dados......58

- Figura 3.3 Equipamento para realizar medidas na região do calcâneo, mostrando o posicionamento do pé do paciente em relação aos transdutores transmissor e receptor.......61

Figura 3.9 - Suporte para fixação dos transdutores. (a) Transdutor transmissor e (b) Transdutor
receptor67
Figura 3.10 - Diagrama em blocos do sistema para aquisição dos dados na região do antebraço. 68
Figura 3.11 - Equipamento para realizar as medidas na região do antebraço distal, mostrando o
posicionamento do antebraço em relação aos transdutores no suporte
Figura 3.12 - Suporte para o antebraço do paciente
Figura 3.13 - Transdutores utilizados nos equipamentos: (a) TR1 e TR2 utilizados para realizar
medidas na região do calcâneo e (b) TR3 e TR4 utilizados na região do antebraço distal72
Figura 3.14 - Curvas de módulo e fase das impedâncias dos transdutores TR1 (a) e TR3 (b)73
Figura 3.15 - Mapeamentos ao longo do eixo axial para os transdutores TR1 (a) e TR3 (b)
mostrando a região de transição entre o campo próximo e o campo distante75
Figura 3.16 - Sinais dos transdutores TR1 (a) e TR3 (b), adquiridos na região de campo distante
a 100mm da face dos transdutores77
Figura 3.17 - Espectro de freqüências para os transdutores TR1 (a) e TR3 (b), mostrando os
pontos de mínima e máxima freqüência na linha de -6dB para determinação da largura de
banda. A amplitude dos espectros foi normalizada para a unidade78
Figura 3.18 - Mapeamentos realizados nos planos transversais às faces dos transdutores TR1 (a
c, e) e TR3 (b, d, f): (a) e (b) mapeamento em três dimensões; (c) e (d) projeção no plano X-
Y (e) e (f) Curvas de contorno em 3dB, 6dB e 20dB;80
Figura 3.19 - Planos paralelos às faces dos transdutores TR1 (a, c, e) e TR3 (b, d, f) na região de
campo próximo, a 10mm da face dos transdutores81

Figura 3.20 - Planos paralelos às faces dos transdutores TR1 (a, c, e) e TR3 (b, d, f) na região de
transição entre o campo próximo e o campo distante (a 32mm da face de TR1 e 22mm da
face de TR3)82
Figura 3.21 - Planos paralelos às faces dos transdutores TR1 (a, c, e) e TR3 (b, d, f) na região de
campo distante, a 100mm da face dos transdutores
Figura 3.22 - Hidrofone do tipo larga área ativa
Figura 3.23 - Fluxograma do programa de controle e recepção dos dados dos equipamentos87
Figura 3.24 - Tela principal do programa para controle e recepção dos dados dos equipamentos.
Figura 3.25 - Tela do programa para posicionamento dos transdutores de forma manual
Figura 3.26 - Tela do programa para posicionamento dos transdutores de forma automática89
Figura 3.27 - Tela do programa para realizar a varredura e captura dos dados na região de
interesse
Figura 3.28 - Tela do programa para realizar testes dos motores de passo91
Figura 3.29 - Fluxograma da rotina para realizar o tratamento dos sinais de cada um dos
pacientes
Figura 3.30 - Curva de atenuação em função da freqüência mostrando: (1) Reta de regressão para
a faixa entre 0,2MHz e 0,7MHz, cuja inclinação é o coeficiente BUA; (2) Reta de regressão
para a faixa de pontos entre a terceira e a sexta harmônicas; (3) Reta de regressão para a
faixa entre a sexta e a décima terceira harmônicas; (M) Ponto de máximo de atenuação94
Figura 3.31 - Sinal de referência mostrando os pontos de máximo do envelope e duração do

xii
pulso
Figura 3.32 - Sinal que se propagou no osso mostrando os pontos de máximo do envelope e
duração do pulso97
Figura 3.33 - Sinal que se propagou no osso mostrando os pontos de separação entre as partes
principal e final do mesmo98
Figura 3.34 - FFT da parte principal do pulso mostrando o ponto de máximo e a reta de regressão
para a faixa de freqüências entre 0,8 e 3MHz99
Figura 3.35 - FFT da parte final do pulso mostrando o ponto de máximo e a reta de regressão para
a faixa de freqüências entre 0,8 e 3MHz100
Figura 3.36 - Curva de atenuação da parte final em relação à principal do sinal que se propagou
no osso mostrando o valor médio para a faixa de freqüências entre 0,2 e 0,7MHz, o valor
médio para a faixa de freqüências entre 1 e 3MHz, o ponto de máxima atenuação geral e o
ponto de máxima atenuação na faixa entre 1 e 3MHz101
Figura 3.37 - Fluxograma da rotina para realizar cálculos dos parâmetros a serem correlacionados
com os resultados do exame de densitometria para cada um dos pacientes102
Figura 3.38 - Fluxograma da rotina para realizar as análises estatísticas dos dados104
Figura 3.39- Distribuição dos pacientes com relação ao nível de DMO, representado em termos
dos desvios-padrão do valor de referência médio para o adulto jovem e separado nas quatro
regiões: coluna vertebral (L2-L4), colo do fêmur, triângulo de Wards e trocanter109
Figura 3.40 - Distribuição dos pacientes com relação ao tempo decorrido entre a data em que foi
realizado o exame de densitometria (DMO) e o de ultra-som. Os valores negativos indicam
que o exame de ultra-som foi realizado antes da densitometria. Os valores entre parênteses

representam a porcentagem do grupo em relação ao número total de pacientes110
Figura 3.41- Número de pacientes por faixa etária e sexo111
Figura 3.42- Posicionamento do calcâneo em relação aos transdutores para realizar os testes em
um único ponto. Os motores de passo não são acionados e os transdutores transmissor (T) e
receptor (R) ficam alinhados na posição central do calcâneo (Desenho do calcâneo
modificado de GRAY, 1977)113
Figura 3.43 - Posicionamento do antebraço (região distal rádio) em relação aos transdutores
transmissor (T) e receptor (R) para realizar os testes em um único ponto114
Figura 3.44 - Método de mapeamento dos pontos do plano X-Y na região do calcâneo (Desenho
do calcâneo modificado de GRAY, 1977)115
Figura 3.45 - Mapa de atenuação (BUA) obtido na região do calcâneo. Os pontos da região
central (vermelhos) representam valores de BUA de maior amplitude115
Figura 3.46 - Valores de BUA para os pontos do mapeamento na região do calcâneo mostrando
as linhas de -3dB, -6dB e -20dB do máximo da amplitude. O valor médio dos pontos acima
da linha de -6dB do máximo é utilizado para ser correlacionado com o resultado de DMO.
Figura 3.47 - Diferenças na captação dos sinais que se propagaram no meio de referência e no

- Figura 4.6 Correlação entre os valores de BUA medidos na região do antebraço e a DMO no Colo do Fêmur com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em

- Figura 4.11 Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Triângulo de Wards com os transdutores sendo posicionados automaticamente para realizar o mapeamento no plano X-Y. O valor da DMO é representado em termos dos

- Figura 4.12 Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Trocanter com os transdutores sendo posicionados automaticamente para realizar o mapeamento no plano X-Y. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático. .... 127

# ÍNDICE DAS TABELAS

Tabela 2.1 - Critérios para diagnóstico da osteoporose de acordo com a Organização Mundial de
Saúde (OMS)15
Tabela 2.2 - Classificação da osteoporose (MARQUES NETO et al., 1995)16
Tabela 2.3 - Distribuição racial da população brasileira (Fonte: IBGE)17
Tabela 2.4 - Técnicas para auxílio ao diagnóstico da osteoporose (POCOCK et al., 1996; NJEH
<i>et al.</i> , 1998; ECRI, 1998)19
Tabela 2.5 - Características ultra-sônicas de alguns materiais (BRONZINO, 1986)
Tabela 2.6 - Comparação entre as técnicas para cálculo da velocidade de propagação da onda em
espécimes de osso trabecular do calcâneo (NICHOLSON et al., 1996)45
Tabela 3.1 - Transdutores Panametrics utilizados nos equipamentos para realizar testes na região
do calcâneo e do antebraço distal71
Tabela 3.2 - Módulo e fase da impedância dos transdutores utilizados nos equipamentos para a
freqüência de 500kHz74
Tabela 3.3 - Pontos de transição entre as regiões de campo próximo e campo distante para os
transdutores utilizados nos equipamentos76
Tabela 3.4 - Dados sobre duração do pulso, freqüência central, freqüência de pico e largura de
banda a -6dB do pico para os transdutores utilizados nos equipamentos
Tabela 3.5 - Sinais de controle dos drivers para os motores de passo.    85

Tabela 3.6 - Conexão dos sinais de controle dos drivers à Interface Serial do Microcomputador.
Tabela 3.7 - Parâmetros configurados nos equipamentos para realização dos exames
Tabela 3.8 - Intensidades instantânea e efetiva aplicadas aos pacientes nas regiões do calcâneo e
antebraço distal108
Tabela 3.9 - Distribuição racial do grupo de pacientes incluídos na pesquisa110
Tabela 3.10 - Parâmetros estatísticos da população incluída nos testes de ultra-som: coeficientes
de correlação entre os resultados do exame de DMO realizado na região lombar (L2-L4) e os
realizados na região do fêmur (Colo, Wards e Trocanter); variâncias e desvios-padrão
representados em termos do valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.

Tabela 4.1 - Resumo da análise estatística dos valores de BUA medidos na região do calcâneocom os transdutores em posição fixa (Número de testes: 110).119

Tabela 4.2 - Resumo da análise estatística dos valores de BUA medidos na região do antebraçocom os transdutores em posição fixa (Número de testes: 60).122

Tabe	ela 4.3 -	Resumo o	la análise	estatística	dos valor	es de BU	JA medic	los na re	gião do c	alcâneo
	com os	transdutor	es sendo j	posicionado	os automa	ticamente	e para rea	alizar um	i mapeam	ento no
	plano X	K-Y (Núme	ro de teste	es: 91)						125

Este trabalho é dedicado à minha esposa Ozana e à minha filha Anna Lívia.

"Aquele que ama a correção, ama a ciência,

mas o que detesta a reprimenda é um insensato"

Provérbios 12

### **AGRADECIMENTOS**

Ao amigo e orientador Prof. Eduardo Tavares Costa, pelo esforço e prontidão em oferecer sempre as melhores condições de trabalho.

Ao Prof. João Francisco Marques Neto pela sua atenção e colaboração na realização de todo o trabalho.

Aos professores José Wilson Magalhães Bassani, Sérgio Santos Mühlen e Vera Lúcia da Silveira Nantes Button pelo auxílio e sugestões apresentadas.

Aos amigos Hayram, Marden, Jorge, Ricardo e Sandro pelo apoio em vários momentos durante a realização do trabalho.

Aos voluntários que participaram da pesquisa, sem os quais este trabalho não existiria.

Aos colegas do CEB pela paciência e prontidão em atender aos nossos muitos pedidos.

Aos residentes e funcionários do Ambulatório de Reumatologia-Osteoporose HC e Departamento de Clínica Médica pelo auxílio no recrutamento dos pacientes.

Às funcionárias do Serviço de Medicina Nuclear do HC/UNICAMP, Carla Raquel Mendes Sansana e Mariana da Cunha Lopes de Lima, e ao Departamento de Radiologia da FCM/UNICAMP pela colaboração na realização dos exames de densitometria nos voluntários.

Aos funcionários do Serviço de Arquivo Médico do HC (SAME) pela disponibilização dos prontuários dos pacientes.

À Carmen, Sidineia e Sônia do Núcleo de Informática do Hospital de Clínicas (NIHC) pelo auxílio na utilização do sistema de agendamento e consultas.

Ao DEB/FEEC, CEB/UNICAMP, FINEP, FAPESP e CNPq pelo apoio financeiro.

## CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

A utilização do ultra-som em medicina tem crescido continuamente devido ao seu baixo custo, à possibilidade de se conseguir imagens em tempo real e prover informações das propriedades elásticas dos tecidos, ser um método não-invasivo e principalmente devido à sua característica não ionizante. Ele tem sido largamente empregado como auxiliar no diagnóstico médico dentro da obstetrícia e ginecologia, oftalmologia, neurologia e cardiologia, além de sua utilização como ferramenta comum em procedimentos terapêuticos (AL-KARMI *et al.*, 1994).

O ultra-som utilizado na área médica para obtenção de imagens e caracterização de tecidos situa-se na faixa de 300kHz a 20MHz, podendo chegar a 100MHz, e tem normalmente baixa intensidade, entre 10mW/cm<sup>2</sup> e 1W/cm<sup>2</sup>, podendo chegar a 10W/cm<sup>2</sup> para curtos períodos de exposição da ordem de milésimos de segundo (McDICKEN, 1981). Na fisioterapia, são utilizadas freqüências na faixa entre 1MHz e 3MHz, com intensidades entre 0,25W/cm<sup>2</sup> e 3W/cm<sup>2</sup> (WELLS, 1977). O ultra-som de alta intensidade, na faixa entre 10W/cm<sup>2</sup> e 50W/cm<sup>2</sup>, com freqüências entre 20kHz e 50kHz é utilizado em procedimentos terapêuticos como raspagem, corte, fragmentação e emulsificação, etc. O mecanismo pelo qual o ultra-som é efetivo nestes procedimentos ainda não está totalmente esclarecido (HADJICOSTIS *et al.*, 1984; HEKKENBERG *et al.*, 1994).

Um equipamento básico de ultra-som é formado por uma unidade de geração e transmissão dos pulsos elétricos para excitação dos transdutores, uma unidade de recepção e amplificação de sinais e uma unidade de controle que é utilizada para configurar os parâmetros

das unidades de transmissão e recepção e também realizar o processamento dos sinais. O tipo de análise e processamento a ser efetuado nos sinais a serem enviados ou recebidos pelos transdutores depende das informações requeridas pelo médico, que podem ser a apresentação de um órgão interno em um monitor, a atenuação ou velocidade de propagação da onda ultra-sônica em um determinado órgão, a estimação de fluxo sangüíneo ou o deslocamento de determinadas estruturas em relação às suas posições normais (WEBSTER, 1998; WELLS, 1977).

A compreensão dos princípios básicos da geração de ondas ultra-sônicas, assim como de sua interação e propagação em diferentes meios é de grande importância para uma maior confiabilidade no processamento das informações obtidas por este tipo de radiação. A exatidão com que se procura quantificar estas informações depende do entendimento dos processos físicos da propagação e espalhamento das ondas ultra-sônicas nos diferentes meios, bem como dos métodos e da instrumentação utilizados para realizar estas medidas, como por exemplo: transdutores, capacidade dos equipamentos em fornecer a informação desejada, o tipo de campo ultra-sônico, etc. (RAYLEIGH, 1945; COSTA, 1989; WAAG, 1984; MACHADO *et al.*, 1984; TARANTAL & CANFIELD, 1994; FOSTER & HUNT, 1979; FRIZZELL *et al.*, 1994; HUNT *et al.*, 1983; PROAÑO *et al.*, 1987; GREENLEAF *et al.*, 1987).

Quanto mais conhecermos estes processos, mais poderemos criar e empregar modelos físicos para análise dos campos ultra-sônicos transmitidos, refletidos e espalhados nos mais diversos meios. Além disso, o desenvolvimento de transdutores que produzam campos ultra-sônicos com características específicas a um determinado tipo de procedimento para obtenção da informação desejada, bem como de métodos que evitem os efeitos difrativos destes campos quando da medição de características ultra-sônicas, contribuirá significativamente para melhoria

da qualidade da informação clínica obtida (COSTA, 1989; HUNT *et al.*, 1983; PAPADAKIS & FOWLER, 1971; ROBINSON *et al.*, 1991; HAYMAN & WEIGHT, 1979).

A osteoporose tem se constituído, pela sua freqüência e gravidade de suas complicações, geralmente incapacitantes, em foco de interesse para a pesquisa e assistência à população na terceira idade (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1998; ALVES, 1996; MARQUES NETO & LEDERMAN, 1995; MARQUES NETO *et al.*, 1995). Um dos maiores obstáculos para o tratamento e controle da doença é a dificuldade no diagnóstico precoce da osteoporose ou osteopenia, antes que ocorram as fraturas.

Quatro métodos têm sido utilizados na identificação dos pacientes com risco de osteoporose (POCOCK *et al.*, 1996): 1) Absorciometria por raio-X com dois níveis de energia (*Dual Energy X-ray Absorptiometry - DEXA ou DPX*): utilizada para medir a densidade óssea na região lombar da coluna vertebral, no femur, no quadril e em várias outras partes do corpo; 2) *Tomografia Computadorizada:* utilizada para medir a densidade óssea na região lombar da coluna vertebral; 3) Absorciometria por fóton único (monoenergético) (*Single Photon Absorptiometry - SPA*): utilizada para medir a densidade óssea em regiões periféricas do corpo como por exemplo antebraço, calcâneo e região distal do rádio; 4) *Ultra-som:* sendo um dos mais recentes métodos, é utilizado para medir a velocidade de propagação e atenuação do som no osso e correlacionar esses parâmetros com a massa óssea.

A utilização do ultra-som como método para diagnóstico da osteoporose tem gerado grande interesse devido ao baixo custo e principalmente por sua característica não ionizante. O método utiliza a velocidade de propagação do som e a atenuação ("*Broadband Ultrasound Attenuation*") das ondas de pressão nos ossos de regiões periféricas (geralmente o calcâneo, a

região distal do antebraço, a região proximal das falanges, etc.) para acessar informações sobre a estrutura e a massa óssea e com isto detectar ou prever a osteoporose (SCAVALLI *et al.*, 1997; FUNKE *et al.*, 1995; GNUD *et al.*, 1995; BLOCH, 1993 ).

Já existem alguns equipamentos comerciais baseados em ultra-som que estão sendo utilizados para auxiliar no diagnóstico de pacientes com osteoporose (Osteotechnology Instrument - Signet; Diagnóstic Medical System - DMS; Lunar Achiles - Lunar Inc.). Alguns desses equipamentos são utilizados para fazer medidas na região do calcâneo ou do antebraço distal e utilizam a atenuação (*Broadband Ultrasound Attenuation* - BUA), a velocidade de propagação do som ou uma combinação de ambas, com medições realizadas em apenas um ponto das regiões citadas. Apesar da disponibilidade desses equipamentos no mercado, existe muita controvérsia na literatura quanto à exatidão de suas medidas e capacidade em fornecer as informações que possam, realmente, auxiliar no diagnóstico da osteoporose. Isto se deve ao fato de que a realização das medidas em apenas um ponto fica muito susceptível a erros de posicionamento do calcâneo ou antebraço em relação aos transdutores, dificultando a reprodução dos resultados e podendo levar a diferenças superiores a 50% nos cálculos da BUA, comprometendo o possível diagnóstico da doença (DUBOIS *et al.*, 2001; FUNKE *et al.*, 1995; MASSIE *et al.*, 1993; RESCH *et al.*, 1990; BAUER *et al.*, 1997).

O Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (DEB/FEEC) da UNICAMP tem seus laboratórios de pesquisa localizados no Centro de Engenharia Biomédica (CEB). Dentre estes laboratórios, conta-se com um dedicado à pesquisa na área de ultra-som, com um grupo de pesquisa que desenvolve estudos de geração, propagação e detecção de ondas ultra-sônicas (MAIA, 1996; MAIA & COSTA, 1995), desenvolvimento de transdutores piezoelétricos (BUTTON *et al.*, 1999; BUTTON, 1998; ARNOLD, 1995) e de instrumentação aplicada a ultra-som em medicina (DANTAS, 1999; LOPES, 1998).

Tendo em vista os problemas relacionados à osteoporose, recentemente, na área de ultrasom em medicina, deu-se início às pesquisas para utilização deste como auxílio no diagnóstico da osteoporose, onde o objetivo é propor um método seguro e de custo relativamente baixo para auxiliar a identificação dos indivíduos com osteoporose ou osteopenia e desta forma permitir a utilização das ferramentas terapêuticas adequadas como forma de prevenir intervenções cirúrgicas e manter a massa óssea em níveis acima do limiar que possa caracterizar a presença da doença.

Para tal, foi desenvolvido e montado no laboratório um sistema para realizar medidas de atenuação em banda larga (BUA) e outros parâmetros de ondas ultra-sônicas em vários pontos na região do calcâneo. O sistema permite montar uma imagem na região de interesse evitando, desta forma, os problemas relacionados ao posicionamento do pé do paciente em relação aos transdutores. Também foi montado um sistema que permite realizar medidas em um único ponto na região do antebraço (rádio distal).

Para avaliar a técnica, foram realizados testes em 206 voluntários atendidos pelo Ambulatório de Reumatologia-Osteoporose do Hospital de Clínicas (HC/UNICAMP) e os resultados foram comparados com os exames de densitometria realizados no equipamento tipo DEXA do Serviço de Medicina Nuclear do HC.

## **CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS**

Neste capítulo são descritos alguns dos conceitos básicos sobre ossos, osteoporose e também sobre a teoria de ultra-som que será aplicada na parte de análise dos dados. Não é nosso objetivo abordar aqui todos os aspectos sobre os assuntos mencionados, mesmo porque a maioria dos tópicos pode ser encontrada facilmente na literatura especializada, mas sim permitir o entendimento deste trabalho sem a necessidade de leitura de muita documentação extra.

## 2.1 - ESTRUTURA DO TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é o constituinte principal do esqueleto e serve de suporte para as partes moles, protege órgãos vitais, aloja e protege a medula óssea (formadora das células do sangue), proporciona apoio aos músculos esqueléticos e, além dessas funções, funciona como depósito de cálcio, fosfato e outros íons, armazenando-os ou liberando-os de maneira controlada, para manter constante a concentração dos mesmos nos líquidos corporais. Este tecido é uma forma rígida de tecido conjuntivo formado por células e material extracelular, a matriz óssea, que é constituída por substâncias orgânicas e inorgânicas e está normalmente organizada em estruturas definidas, os ossos (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999; BAILEY *et al.*, 1973).

O osso contém de 15 a 45% de água e os minerais constituem cerca de 60 a 70% do tecido desidratado. A substância fundamental, formada por colágeno e proteína não colágena, participa com 30 a 35% sendo que destes, a maior proporção é de fibras colágenas (90 a 95% do total). Essas fibras são muito fortes e responsáveis pela resistência tensional do osso.

Cerca de 99% do cálcio (aproximadamente 1000g), 80% de fósforo (600g) e 70% de magnésio do organismo (15g) estão depositados no esqueleto do homem adulto, sendo que o cálcio fica combinado ao fosfato e a outros íons para formar a hidroxiapatita, que é um sal que apresenta a dureza do mármore e fornece a resistência compressional (REVELL, 1986; GUYTON, 1988).

As principais células ósseas são:

(1) Os osteoblastos (Figura 2.1): são células que sintetizam a parte orgânica (colágeno tipo I, proteoglicanas e glicoproteínas adesivas) da matriz óssea. São capazes de concentrar fosfato de cálcio, participando da mineralização da matriz. Ao formar a matriz protéica, fica circundado pela mesma de forma a criar as lacunas e os canalículos, que se calcificam, passando a constituir o osteócito. A matriz óssea, recém formada, adjacente aos osteoblastos ativos, e que não está ainda calcificada, recebe o nome de osteóide;



**Figura 2.1 -** Fase adiantada da ossificação intra-membranosa mostrando, na parte inferior esquerda da figura, um osteoblasto sendo envolvido pela matriz óssea por ele produzida (Modificado de JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1999).

- (2) Os osteócitos: situam-se em cavidades ou lacunas no interior da matriz e são necessários à vitalidade do tecido ósseo (seu desaparecimento é sinal de necrose) e também participam de sua reabsorção.
- (3) Os osteoclastos: são células gigantes, móveis e multinucleadas, extensamente ramificadas, que reabsorvem o tecido ósseo, participando dos processos de remodelação dos ossos;

Todos os ossos são revestidos em suas superfícies externas e internas por membranas conjuntivas que possuem células osteogênicas, o periósteo e o endósteo, respectivamente. Suas principais funções são a nutrição do tecido ósseo e o fornecimento de novos osteoblastos, para o crescimento e a recuperação do osso.

De forma geral, pode-se distinguir dois tipos de ossos (Figura 2.2): o esponjoso ou reticulado (trabecular) e o denso ou compacto (cortical).



**Figura 2.2 -** Seção longitudinal da extremidade superior do fêmur de homem adulto mostrando o osso compacto (cortical) e o esponjoso (trabecular) (Modificado de BAYLEY *et al.*, 1973).

Essa classificação é macroscópica e não histológica, pois ambos têm as mesmas estruturas histológicas básicas, diferindo-se apenas quanto à disposição de seus componentes e à proporção entre espaços medulares e substância óssea. Nos ossos longos, as extremidades ou epífises são formadas por osso esponjoso com uma delgada camada superficial compacta. A diáfise (parte cilíndrica) é quase totalmente compacta, com pequena quantidade de osso esponjoso na sua camada mais interna, delimitando o canal medular. As cavidades do osso esponjoso e o canal medular da diáfise dos ossos longos são ocupados pela medula óssea.

O aspecto mais característico do tecido ósseo adulto é sua estrutura lamelar, sendo as fibras e a matriz calcificada organizadas em camadas finas (lamelas), dispostas de várias maneiras (Figura 2.3).



**Figura 2.3 -** Bainha de úmero humano descalcificado e após a remoção da medula e outros componentes, mostrando a interligação entre os canais de Havers e os canais de Volkmann (Modificado de BAYLEY *et al.*, 1973).

O tecido compacto de um osso longo, mostrado na Figura 2.3, apresenta canais longitudinais, os canais de Havers, que se interligam através de comunicações oblíquas e transversais. Existem outros canais, mais estreitos, que têm início nas superfícies do periósteo e do endósteo, canais de Volkmann, que atravessam o osso oblíqua ou perpendicularmente ao seu maior eixo e se comunicam com os canais de Havers, estabelecendo assim um contínuo e elaborado sistema de canais que alberga os vasos sangüíneos e os nervos do osso.

Tensão e compressão do osso têm um efeito na sua formação e reabsorção e, apesar de ainda não ter sido completamente esclarecido, alguns pesquisadores (REVELL, 1986; JIANQING *et al.*, 1997; SPADARO, 1991; LANYON, 1991) consideram o efeito piezoelétrico como um dos meios pelo qual a atividade celular é modificada sob estas circunstâncias.

#### 2.2 - OSTEOPOROSE

#### **2.2.1 - CONCEITOS**

A osteoporose é considerada uma doença do metabolismo ósseo e caracteriza-se por uma diminuição na massa óssea e deterioração da microarquitetura do tecido ósseo, que levam a um aumento na fragilidade do osso e também a um risco maior de ocorrência de fraturas (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1998; LENCHIK & SARTORIS, 1997; MARQUES NETO *et al.*, 1995; NJEH *et al.*, 1999). A Figura 2.4 mostra a microfotografia do osso trabecular normal (a ) e osteoporótico (b) evidenciando o padrão das trabéculas com afilamento e desconexão no caso de osteoporose.



(a) (b) **Figura 2.4 -** Microfotografias do osso trabecular normal (a) e osteoporótico (b) (Modificado de MARQUES NETO *et al.*, 1995).

Existe uma relação direta entre a Densidade Mineral Óssea (DMO) e o risco de fraturas e, portanto, conhecendo-se o valor da DMO, pode-se obter uma estimativa do risco de ocorrência de fraturas (Figura 2.5).



Figura 2.5 - Risco de fraturas por idade em função da massa óssea. (Modificado de MARQUES NETO *et al.*, 1995).

As vértebras, o quadril (principalmente o colo do fêmur), o rádio distal (região do pulso) e

úmero proximal são locais comuns para ocorrer fraturas. A Figura 2.6 mostra a incidência das três fraturas osteoporóticas mais comuns em função da idade para homens e mulheres, onde pode-se observar que as porcentagens são muito mais baixas nos homens e ocorrem em idades mais avançadas que nas mulheres.



Figura 2.6 - Incidência das três fraturas osteoporóticas mais comuns em homens e mulheres. (Modificado de MARQUES NETO *et al.*, 1995).

Vários fatores de risco para a osteoporose e fraturas osteoporóticas podem ser considerados, entre eles (LENCHIK & SARTORIS, 1997; MARQUES NETO *et al.*, 1995; NIH ORBD - NRC, 2001):

- ♦ Idade avançada;
- Pós-menopausa ou menopausa precoce ou induzida cirurgicamente;
- Baixo nível de testosterona em homens;
- Raça (branca ou asiática);
- Histórico de fraturas na família;
- Baixo nível de cálcio ou vitamina D;
- Uso excessivo de álcool;
- Baixo índice de massa óssea no corpo;
- Tabagismo;
- Alta ingestão de cafeína;
- Estilo de vida sedentário ou imobilização;
- Amenorréia primária ou secundária (ausência anormal de períodos de menstruação);
- Doenças como hepatopatia crônica, hipertireoidismo, hiperparatireoidismo, hipercotisolismo, doença de Cushing, diabetes melito, linfoma, leucemia, síndromes de má-absorção, gastrectomia, doenças nutricionais (anorexia nervosa ou bulimia), mieloma, artrite reumatóide e sarcoidose, hipogonadismo (em homens);
- Uso contínuo de corticosteróides, anticonvulsivantes, tiroxina ou heparina;

A Organização Mundial de Saúde (OMS) propôs em 1994 (LENCHIK & SARTORIS, 1997; WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1998) limites para a DMO baseados em uma distribuição da massa óssea de indivíduos adultos jovens e saudáveis que permitem estabelecer quatro categorias gerais para diagnóstico:

1) Normal: Um valor de DMO maior que -1 DP (Desvio-Padrão) do valor de referência médio

para o adulto jovem (DP >= -1,0);

- Osteopenia (baixa massa óssea): Um valor de DMO abaixo de -1,0 DP do valor de referência médio para o adulto jovem e maior que -2,5 DP desse valor (-1,0 > DP > -2,5);
- Osteoporose: Um valor de DMO abaixo de -2,5 DP do valor de referência médio para o adulto jovem (DP <= -2,5);</li>
- Osteoporose Severa: Um valor de DMO abaixo de -2,5 DP do valor de referência médio para o adulto jovem e presença de uma ou mais fraturas (DP <= -2,5, com fraturas);</li>

A Tabela 2.1 mostra de forma resumida as quatro categorias descritas acima.

Categoria do Diagnóstico	Desvio Padrão (DP) da DMO medida em relação ao valor de referência médio para o adulto jovem
Normal	DP >= -1,0
Osteopenia	-1,0 > DP > -2,5
Osteoporose	DP <= -2,5 (Sem Fraturas)
Osteoporose Severa	DP <= -2,5 (Com Fraturas)

 Tabela 2.1 - Critérios para diagnóstico da osteoporose de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS).

Em geral, a cada diminuição de 1 DP da DMO, quando comparado ao valor de referência médio para o adulto jovem, aumenta duas a três vezes o risco de fraturas (LENCHIK & SARTORIS, 1997) e o limiar para maiores riscos de fraturas ocorre para valores de DMO abaixo de -3,5 DP. Por esta razão, a determinação de valores exatos de DMO tem se tornado essencial na detecção, prevenção e tratamento da osteoporose.

A osteoporose pode ser classificada em primária ou secundária ou ainda localizada ou

generalizada (Tabela 2.2).

Tabela 2.2 - Classificação da osteoporose (MARQUES NETO et al., 1995).

Classificação	Descrição
Primária	Pós-menopausa (Tipo I)
	Senil ou de involução (Tipo II)
	Criptogenética (Idiopática juvenil)
	Associada a heredopatias:
	✤ Osteogênese Imperfecta; Síndrome de Marfan; Doença de Lobstein;
	Síndrome de Menkes; Síndrome de Ehlers-Danlos; Hemocistinúria.
Secundária	Associada a endocrinopatias:
	Hipogonadismo; Hipertireoidismo; Hiperparatireoidismo; Anorexia
	Nervosa; Síndrome de Cushing; Amenorréia.
	Associada a condições funcionais:
	✤ Diminuição da absorção intestinal de cálcio; Insuficiência hepática; Pós-
	gastrectomias; Pancreatite crônica; Pós-derivação gastro ilial; Doenças
	inflamatórias crônicas (Crohn, Retocolite, Ulcerativa, Whipple).
	Associadas a condições inflamatórias crônicas:
	Artrite reumatóide; Espondiloartropatias soronegativas; Esclerose sistêmica;
	Induzida por drogas:
	Heparina; Corticosteróides; Lítio; Retinóides; Methotrexate; Interleucinas;
	Antiácidos; Anticonvulsivantes.
Localizada	Algoneurodistrofias (Distrofias simpático-reflexas)
	Osteoporose transiente do quadril
	Osteoporose regional migratória
Generalizada	-

A osteoporose acomete mulheres e homens na proporção aproximada de 6:1, na faixa de idade entre 50 e 65 anos, sendo que uma em cada 4 mulheres após a menopausa apresenta-se susceptível à osteoporose. Não existem dados suficientes sobre a osteoporose no Brasil mas algumas prospectivas feitas em 1995 avaliaram que haveria 18 milhões de mulheres acima dos 60 anos após o ano 2000 e que quase 20 % destas evoluiriam com riscos de fraturas por osteoporose (MARQUES NETO & LEDERMAN, 1995; MARQUES NETO *et al.*, 1995).

Embora ainda sem a realização de estudos epidemiológicos fidedignos devido à falta de

dados sobre a osteoporose no Brasil por parte do Sistema Nacional de Saúde, com base na incidência conhecida da doença em outros países, novas estimativas realizadas por Marques Neto & Fernandes (2001) consideram que 5,5 milhões de indivíduos estejam sendo vítimas de osteoporose e que fraturas de fêmur, vértebra ou quadril ocorram em pelos menos uma em cada cinco mulheres brasileiras acima dos 50 anos. Os estudos foram feitos com base nos dados do último censo realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (2000) que divulgou uma população de 163.275.000 habitantes, dos quais 26 a 30 milhões acima dos 50 anos e 19 milhões acima dos 60 anos (veja distribuição racial na Tabela 2.3). Foi feita uma avaliação por análise de tendências que considera 25% a 30% de osteoporose nas mulheres brancas e de 6% a 10% nas mulheres negras na pós menopausa.

Raça	População (em milhões)	Participação percentual
Branca	79,00	48,4
Parda	73,45	45,0
Negra	10,00	6,1
Amarela	0,82	0.5

**Tabela 2.3 -** Distribuição racial da população brasileira (Fonte: IBGE)

Nos Estados Unidos, a osteoporose é a doença que mais afeta a população, sendo que mais de 28 milhões são tratados, e 80% dos quais são mulheres. Desses 28 milhões, 10 milhões já têm a doença (8 milhões de mulheres e 2 milhões de homens) e 18 milhões ou mais têm baixa massa óssea, com elevado risco para osteoporose. Uma em cada duas mulheres e um em cada oito homens acima dos 50 anos terão alguma fratura relacionada à osteoporose durante o restante de suas vidas. A osteoporose acomete 10% das mulheres americanas de origem africana acima

dos 50 anos e 30% têm baixa densidade óssea que as colocam em risco de desenvolver osteoporose. Além disso, a doença é responsável por mais de 1,5 milhão de fraturas anuais, incluindo: 300.000 fraturas de quadril, 700.000 de vértebras, 250.000 de pulso e 300.000 fraturas em outras partes do esqueleto (NIH ORBD - NRC, 2001).

### 2.2.2 - Equipamentos para Auxílio ao Diagnóstico

Uma das características da osteoporose é que ela resulta de uma maior perda de osso trabecular (esponjoso) do que osso cortical (compacto). Devido a este fato, os equipamentos ideais para medir a Densidade Mineral Óssea devem estimar de forma mais adequada a parte trabecular (LENCHIK & SARTORIS, 1997). Entre os métodos disponíveis para diagnóstico, o mais próximo do ideal é a Tomografia Computadorizada Quantitativa (QCT - *Quantitative Computed Tomograph*). Contudo, devido à sua menor dose de radiação, maior precisão e facilidade de uso, a técnica mais utilizada é a Absorciometria por Raio-X com dois Níveis Energéticos (DEXA ou DPX - *Dual Energy X-ray Absorptiometry*). Outras técnicas também vêm sendo utilizadas para o diagnóstico da osteoporose, entre elas: Absorciometria por fóton único (monoenergético) (SPA - *Single Photon Absorptiometry*), Absorciometria por Raio-X com Um Nível Energético (SXA - *Single Energy X-ray Absorptiometry*) e *Ultra-som* (POCOCK *et al.*, 1996; LENCHIK & SARTORIS, 1997; NJEH *et al.*, 1999; *FUNKE et al.*, 1995; GNUDI *et al.*, 1995; BLOCH, 1993).

Do ponto de vista de diagnóstico, o que diferencia uma técnica da outra é a quantidade de radiação a que o paciente fica exposto e a região do corpo que é analisada. A Tabela 2.4 mostra

de forma resumida as principais técnicas, a dose de radiação e os locais utilizados para realizar as medidas. Os dados para montar a tabela foram extraídos das seguintes fontes: (POCOCK *et al.*, 1996; .NJEH *et al.*, 1998; ECRI, 1998).

Tabela 2.4 - Técnicas p	ara auxílio ao diagnós	tico da osteoporose	(POCOCK et al.,	1996; NJEH
	<i>et al.</i> , 1998	; ECRI, 1998).		

Técnica	Radiação	Local utilizado para realizar as medidas de DMO ou outros
	Efetiva	parâmetros
	$(\mu Sv)^{*1}$	
SXA	10	Rádio distal ou ultradistal e calcâneo
DEXA	1-5	Região lombar da coluna vertebral, fêmur, quadril, regiões periféricas ou todo o corpo
SPA	150	Regiões periféricas do corpo: calcâneo e rádio distal (onde não exista grande quantidade de tecido mole)
DPA	150	Esqueleto axial, quadril ou todo o corpo, inclusive regiões onde exista grande quantidade de tecido mole
QCT	60	Região lombar da coluna vertebral ou regiões periféricas
Ultra-som	Nulo	Utilizado para medir a velocidade de propagação e atenuação do som
		no osso em regiões periféricas como calcâneo e rádio distal.

Notas: 1 - Slevert (Sv): Equivalente de dose de radiação igual a 1 Joule por quilograma;

A seguir será apresentada uma descrição das principais técnicas existentes e utilizadas atualmente no diagnóstico da osteoporose.

#### 2.2.2.1 - Absorciometria por raio-X com dois níveis de energia (DEXA ou DPX)

A Absorciometria por raio-X com dois níveis de energia (Dual Energy X-ray Absorptiometry - DEXA ou DPX) é considerada o padrão ouro da densitometria. Sua aceitabilidade deve-se, em parte, à sua precisão (coeficientes de variação de 0,26 a 2,6% na região lombar da coluna e 0,7 a 2,1 % no colo femoral) (LENCHIK & SARTORIS, 1997; NJEH et al., 1999; ECRI, 1998).

Existem dois métodos para gerar o espectro de dupla energia da fonte de raio-X. Um método aplica pulsos alternados de baixa amplitude e alta amplitude em kV no tubo de raio X e os espectros de baixa e alta energia são medidos separadamente. O outro método aplica um potencial de amplitude única à fonte de raio-X e utiliza um filtro de absorção ("K-edge") feito de materiais de terra rara como Cério (Ce) e Samário (Sm) para separar o espectro em duas bandas estreitas de energia. Um detetor capaz de identificar níveis de energia com um analisador de duplo canal conta os fótons resultantes e depois os mesmos são processados, armazenados e o relatório com os resultados é impresso. A Figura 2.7 mostra o diagrama resumido da instrumentação utilizada em um equipamento DEXA. A fonte fica na parte inferior do equipamento, abaixo da mesa onde o paciente fica deitado, e o feixe gerado pela mesma passa pelo filtro "K-Edge", pelo "shutter" (que funciona como se fosse uma janela que se abre e se fecha de forma a permitir a passagem do feixe no instante adequado). Após passar pelo "shutter", o feixe é colimado, atravessa a região a ser analisada e atinge o detetor (formado por um cristal de cintilação e por um tubo foto-multiplicador) na parte superior do equipamento. Os sinais recebidos passam pelo analisador/contador de duplo canal e depois são processados, armazenados e impressos.

A utilização de dois níveis energéticos permite que o mineral ósseo possa ser acessado independentemente das não-homogeneidades dos tecidos moles. Por ser uma técnica de projeção, a Densidade Mineral Óssea (DMO ou BMD) é expressa em g/cm<sup>2</sup> e o Conteúdo Mineral Ósseo (BMC) em g/cm. Para permitir comparação entre a DMO de diferentes sítios e equipamentos, as medidas também são expressas como uma porcentagem do valor de referência médio para a

população adulta jovem e como uma porcentagem do valor de referência da população corrigido para a idade.



**Figura 2.7** - Diagrama resumido da instrumentação utilizada em um equipamento do tipo DEXA. O sistema de varredura é controlado por motores que realizam o deslocamento da fonte e do detetor ao mesmo tempo, de forma a mantê-los sempre alinhados. O processamento dos dados é feito, geralmente, no microcomputador que fica acoplado ao sistema e gera os sinais de controle.

Nos resultados de exames DEXA, o valor medido com relação ao valor médio da população adulta jovem ("T-score"), é o que tem maior relevância clínica pois é utilizado para estimar o risco de fraturas e para determinar as opções terapêuticas. Além disso, este valor, juntamente com a idade do paciente, permite estimar a probabilidade de ocorrência de fraturas e o número destas durante o restante da vida do paciente (LENCHIK & SARTORIS, 1997). As Figuras 2.8 e 2.9 mostram os relatórios de um equipamento DEXA para a região lombar da

coluna (L1 - L4) e do fêmur (colo: "NECK"; triângulo de Wards: "WARDS"; trocanter: "TROCH"), respectivamente. Os resultados de L2-L4 na região lombar e colo femoral são os mais utilizados para o diagnóstico, mas se houver grandes diferenças, valores de outras regiões são também considerados.

HOSPITAL DAS CLINICAS - UNICAMP

PATIENT ID: 0 NAME: SOBRENO	00999999 ME, NOME			SCAN: ANALYSIS	3.65 3: 3.65	11.08	3.2000
		[	ID: 000999	999	SCAN D	ATE: 11.86	3.2866
L1 L2 L3			12- 1. (g/cm <sup>4</sup> ) 8. 8.	14 Compari 28 96 72 28 48 AG	201 to Re 68 0	f areace	
<u>a</u> a		1	12-14 BHD 12-14 × W	(g/cm <sup>2</sup> )1	2	1.311 ±	8.81 3
LUNAR®	PAGE		12-14 × A	pe Matched		188 ±	3
LUNAR®	26	Large Stare	L2-L4 × A	264.16	Scan Hode	188 ±	3 Mediu
LUNAR®	36 Female	Large Stare Nedium Star	L2-L4 × A	264.16 197.70	Scan Mode Scan Type	188 ±	3 Mediu DP
Age (years)	26 Female 59.0	Large Stare Medium Star Smill Stare	L2-L4 × A	264.16 197.70 129.64	Scan Mode Scan Type Collimation	188 ±	3 Media DP 1.6
LUNAR®	36 Fessile 59.0 168	Large Stars Nedius Star Smill Stars Low Kell Al	L2-L4 × A	264.16 157.70 129.64 647361 419715	Scan Hode Scan Type Collimation Sample Size	188 ±	3 Hediu 09 1.6 1.2x 1.3
LUNAR® Age (years)	26 Female 69.0 168 White 6849	Large Store Nedium Star Small Stars Low Kell Ali High Kell Af Ryalue CEP	L2-L4 × A dard dard r (cps) ir (cps) at)	264.16 197.70 129.64 647361 416715 856(18.7)	Scan Hode Scan Type Collimation Sample Size Current Cal	188 = (mm) (mm)	3 Media 0P 1.6 1.2x 1. 75
LUWAR® Age (years) Sec. Meight (00) Height (cm) Ethnic. Syntem REGION	38 Femele 59.0 168 White 6849	Large Stars Redium Star Smill Stars Low Kell Ali Righ Kell A Righ Kell A BMD g/cm <sup>2</sup>	L2-L4 × A dard f (cps) fr (cps) ft) t) t) total tota	264.16 187.70 139.64 647361 416715 855(18.7) ng Adult <sup>2</sup> T	Scan Hode Scan Type Collimation Sample Size Current (sk Age 1	188 ±	3 Hediu 0P 1.6 1.2x 1. 75
LUNAR® Age (years) So: Neight (00) Neight (cm) Ethnic Soutem REGION	36 Female 59.0 168 White 5049	Large Stars Redium Star Smill Stars Low Kell Ali Righ Kell A Righ Kell A BMD g/cm <sup>2</sup> 1,349	L2-L4 × A dard f (cps) f (cps) f (cps) f Your t 119	264.16 187.70 139.64 647361 416715 855(18.7) ng Adult <sup>2</sup> T 1.83	Scan Hode. Scan Type. Collimation Sample Size Current Cal Age 118	188 ± (m) (m) Matched Z 1.69	3 Mediu 0P 1.6 1.2x 1. 75
LUNAR® Age (years) see weight (00) height (col) Ethnic	36 Femele 69.5 168 White 5049	Large Stan Nedius Stan Low Kel Alin High Kel A Rvalue (B <sup>2</sup> ) BMD g/cm <sup>2</sup> 1.349 1.295	L2-L4 × A ard dard ard ard ard ard tir (cps) tr (cps)	264.16 197.70 138.64 647361 418715 855(18.7) ng Adult <sup>2</sup> T 1.83 0.80	Scan Mode. Scan Type. Collimation Sample Size Current (al Age 1 118 107	188 ±	3 Hediu 0P 1.6 1.2x 1. 75
LUWAR® Age (years)	28 Fasole 89.0 168 White 5049	Large Stan Nedius Stan Smill Stan Low key Ain High key A Rvalue (BP) BMD g/cm <sup>2</sup> 1.349 1.295 1.365	L2-L4 × A dard dard f (cps) it (cps)	264.16 197.70 139.64 647.361 418715 855(18.7) 10g Adult <sup>2</sup> T 1.83 0.80 1.37	Scan Hode. Scan Type. Collimation Sample Size Current (ak Age % 118 107 112	188 ± (mm)	3 Nediu (P 1.6 1.2x 1. 75
LUNAR® Age (years)	28 Femele 59.0 168 White 6949	Large Star Hedius Star Smill Star Law Kel Ali High kel A Kvalue (B) g/cm <sup>2</sup> 1.349 1.295 1.365 1.279	L2-L4 × A aard dard (cps) (r (cps) (r) 1 Your % 119 108 114 107	Performance 264.16 197.70 139.64 647361 418715 856(18.7) ng Adult <sup>2</sup> T 1.83 0.80 1.37 0.66	Scan Mode. Scan Type. Collimation Sample Size Current Cal % 118 107 112 105	188 ± (mm)	3 Media (IP) 1.6 1.2x 1. 75
LUNAR® Age (years)	38 Female 59.0 168 White 6049	Large Stars Redium Stars Smill Stars Low Kell All High Kell A BMD g/cm <sup>2</sup> 1.349 1.295 1.365 1.279 1.321	L2-L4 × A dard dard f (cps) tr (cps) t	P Ratched 264.16 197.70 139.64 647361 416715 856(18.7) 10 Adult <sup>2</sup> T 1.83 0.80 1.37 0.66 1.43	Scan Mode. Scan Type. Collimation Sample Size Current (al Ngpe 1 10 107 112 105 113	188 ± (mm)	3 Mediu (P 1.6 1.2×1. 75
LUNAR® Age (years) Soc. Height (Cg) Ethnic. Soutem. REGION L1 L2 L3 L4 L1-L2 L1-L3	36 Female 59.0 168 White 6049	Large Stars Redium Stars Smill Stars Low KeV All High KeV AV Rivalue (DV) g/cm <sup>2</sup> 1.349 1.295 1.365 1.279 1.321 1.337	L2-L4 × A dard dard f (cps) tr (cps)	P Ratched 264.16 187.70 139.64 647361 418715 856(18.7) 1.83 0.80 1.37 0.66 1.43 1.39	Scan Mode. Scan Type. Collimation Sample Size Current (ak Age 118 107 112 105 113 113	188 ± (mm)	3 Mediu 1.6 1.2×1. 75
LUNAR® Age (years)	38 Famale 69.8 168 White 5949	Large Stan Nedius Stan Smill Stan Low KeY Ain High Kei A Rvalue (B7) BMD g/Cm <sup>2</sup> 1.349 1.295 1.365 1.279 1.321 1.337 1.319	L2-L4 × A ard dard ard f (cps) ir (cps) ir (cps) 1.19 108 114 107 115 114 112	Pe Hatched 264.16 197.70 138.64 647361 416715 855(18.7) ng Adult <sup>2</sup> T 1.83 0.80 1.37 0.66 1.43 1.39 1.16	Scan Mode. Scan Type. Collimation Sample Size Current (ad Age 118 107 112 105 113 113 110	188 ± (mm)	3 Media (P 1.6 1.2x 1. 75
LUNAR® Age (years)	28 Female 89.0 168 White 5049	Large Stan Nedius Star Smill Star Low key Ain High key A Rvalue (BP) BMD g/cm <sup>2</sup> 1.349 1.295 1.365 1.279 1.321 1.331 1.331	L2-L4 × A ard dard f (cps) f (cps) t) Yous t 119 108 114 107 115 114 112 111 120	264.16 197.70 139.64 647.361 416715 555(18.7) 1.83 0.80 1.37 0.66 1.43 1.39 1.16 1.09	Scan Mode. Scan Type. Collimation Sample Size Current (ad Age % 118 107 112 105 113 113 110 109	1888 ± 0 mml	3 Meetin 09 1.6 1.2x 1.1 79

See appendix E on precision and accuracy. Statistically 688 of repeat scans will fall within 1 50.

LSA AP Spine Reference Population. Ages 21–45. See Appendices.
 Natched for Age. WeightOmales 25–100kg; females 25–100kg), Ethnic.

Figura 2.8 - Relatório de exame de densitometria em equipamento DEXA do HC/UNICAMP para a região lombar da coluna (L1 - L4). A identificação do paciente foi modificada. Os valores de DMO (BMD) e "T-score" da região L2-L4 são os mais utilizados para auxílio ao diagnóstico.

PATIENT ID: 0 NAME: SOBRENO	00999999 ME, NOM	E		SCAN: ANALYSIS	3.65	11.08	.2000
X			ID: 000999999 SCAN DATE: 11.88.2899 MECH Comparison to Reference 1.22 8.98 (g/cm <sup>2</sup> ) 8.74 8.58 28 48 68 98 108 AGE (gars)				
LUNAR®		62 HET 128 HAD-484	MECK BMD MECK × Vo MECK × Ag	(g/cm <sup>2</sup> )1 sung Adult <sup>2</sup> po Matched <sup>3</sup>		1.000 ± 118 ± 118 ±	8.81 3 3
Age (years)	36 Esmale	Large Sta Notion St	indend	264.16	Scan Node. Scan Type.		Nedium
		Sec.11 54:	indand.	170.44	Av11 (mat Sou	. (mm)	1.68
Wight (6g)	. 69.0 Sector Stat			2.09.094	20111802198		
Weight (Kg) Neight (cm)	09.0 168	Low keV /	vir (cps)	647361	Sample Siz	e (mm)	1.2x 1.2
Wright (Kg) Nright (cm) Ethnic	09.0 168 White	Low keV / High keV	kir (cps) Air (cps)	647361 416715	Sample Size Region hele	e (mm) ght (mm)	1.2x 1.2 60.0
Weight (Kg) Neight (cm) Ethnic System.	09.9 168 White 6849	Low keV / High keV Rvalue C	kir (cps) Air (cps) (Fat)	647361 416715 .356(17.9)	Sample Siz Region help Region wid	e (mm) ght (mm) th (mm)	1.2× 1.2 60.0 15.0
Weight (Kg) Neight (cm) Ethele System Side	69.0 168 White 6949 Right	Low keV / High keV Rvalue C Current (	Vir (cps) Air (cps) (Fat)	647361 416715 .856(17.9) 750	Sample Siz Region help Region wid Region ang	e Gmm1 ght Gmm0 th Gmm0 te Cdeg0	1.2× 1.2 60.0 15.0 64
wight (6g) wight (cm) System Side NBCK WARDS TROCH	e9.0 168 White 6949 Right	: BMC <sup>5</sup> (g : BMC <sup>5</sup> (g : BMC <sup>5</sup> (g	(ir (cps) Air (cps) (at) (rans) = (rans) = (rans) =	5.98 3.87 8.28	Sample Siz- Region help Region with Region ang AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup>	e (mm) pht (mm) th (mm) te (deg) te (deg) (cm <sup>2</sup> ) = (cm <sup>2</sup> ) =	1.2x 1.2 60.0 15.0 64 5.5 3.4 9.4
wight (6g) height (cm) Ethnic System Side NHCK MARDS TROCH REGION	69.0 168 White 6849 Right	: BMC <sup>5</sup> (g : BMC <sup>5</sup> (g)	(r (ps) Air (ps) (st) (st) (st) (stams) = (rams) = (rams) = D <sup>1</sup> You 2 %	5.98 3.87 8.28 ing Adult <sup>2</sup>	AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup>	e (mm) pt (mm) th (mm) te (dep) (cm <sup>2</sup> ) = (cm <sup>2</sup> ) = (cm <sup>2</sup> ) = Matched Z	1.2x 1.2 60.0 15.0 64 5.5 3.4 9.4
eight (6g) height (cm) Ethelic Side Side NECK MARDS TROCH REGION	69.3 168 White 6849 Right	: BMC <sup>6</sup> (g : BMC <sup>6</sup> (g) : BMC <sup>6</sup> (g)	(r (ps) Air (ps) (st) prams) = prams) = prams) = D <sup>1</sup> You 2 %	5.98 3.87 8.28 Ing Adult <sup>2</sup> T	AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup>	e (mm) pt (mm) th (mm) te (deg) (cm <sup>2</sup> ) = (cm <sup>2</sup> ) = (cm <sup>2</sup> ) = Matched Z 0.83	1.2x 1.2 60.0 15.0 64 5.5 3.4 9.4
eright (6g) height (cm) Ethnic System Side NHCK MARDS TROCH REGION NECK MARDS	69.3 168 White 6849 Right	: BMC <sup>5</sup> (g : DMC <sup>5</sup> (g) : DMC <sup>5</sup> (	(r (gs) Air (gs) Fst)1 (uk) grams) = grams) = D <sup>1</sup> You 2 % 0 110 0 110	5.98 3.87 8.28 ing Adult <sup>2</sup> 0.83 1.72	AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup> AREA <sup>5</sup>	e (mm) pt (mm) th (mm) te (dep) (cm <sup>2</sup> ) = (cm <sup>2</sup> ) = (cm <sup>2</sup> ) = Matched Z 0.83 1.81	1.2x 1.3 60.0 15.0 64 5.5 3.4 9.4

HOSPITAL DAS CLINICAS - UNICAMP SERVICO DE MHDICINA NUCLEAR Tel.(0192) 39-7825 FAX: (0192)39-5973 Cx.Postal: 6142

See appendix E on precision and accuracy. Statistically 66t of repeat scans will fall within 1 50.
 USA Femar Reference Population. Ages 29-45. See Appendices.

3 - Matched for Age, Weightimales 25-100kg; females 25-100kg), Ethnic.

Results for research purposes, not clinical use.

Figura 2.9 - Relatório de um exame de densitometria em equipamento DEXA do HC/UNICAMP para a região do fêmur (colo: região do retângulo maior; triângulo de Wards: região marcada com o retângulo menor; trocanter: região marcada pelas duas linhas no lado esquerdo). A identificação do paciente foi modificada. Os valores de DMO (BMD) e "T-score" da região do colo ("NECK") são os mais utilizados para auxílio ao diagnóstico.

Os equipamentos do tipo DEXA utilizam um dos dois tipos de feixe: (1) feixe tipo lápis, acoplado a um único detetor (1<sup>ª</sup> Geração) ou (2) feixe tipo leque, acoplado a uma fila ("array") linear de detetores (2<sup>ª</sup> Geração). Os que utilizam feixe tipo lápis (Figura 2.10) realizam uma varredura em duas dimensões (Figura 2.11), gerando uma matriz de DMO, calculada utilizandose a Equação 2.1, para a área analisada. O programa de análise faz a detecção das bordas do osso e depois realiza o cálculo do valor médio de DMO para esta região e o valor de BMC é obtido multiplicando-se a DMO pela área projetada.

$$M_{B} = \frac{\ln(I_{OL} / I_{IL}) - [\ln(I_{OH} / I_{IH})(\mu_{SL} / \mu_{SH})]}{\mu_{BL} - \mu_{BH}(\mu_{SL} / \mu_{SH})}$$
(2.1)

onde:

 $M_B$  = Quantidade de mineral ósseo na direção do feixe;  $I_O$  = Intensidade transmitida através do tecido mole somente;  $I_I$  = Intensidade transmitida através do osso e do tecido mole;  $\mu$  = Coeficiente de atenuação do material (tecido mole ou osso) em função da energia do feixe de radiação (baixa ou alta);

Subscritos  $B \in S = Osso \in Tecido Mole, respectivamente;$ Subscritos  $L \in H = Baixa \in Alta energia, respectivamente;$ 



**Figura 2.10 -** Absorciômetro de raios X com dois níveis de energia (DEXA) com feixe do tipo lápis (Modificado de MARQUES NETO et al., 1995).



**Figura 2.11** - Método de varredura utilizado nos absorciômetros de raios X com dois níveis de energia (DEXA) com feixe do tipo lápis (Modificado de ECRI, 1998).

Já os equipamentos que apresentam feixe do tipo leque (Figura 2.12) fazem a varredura em um único sentido ao longo do paciente (Figura 2.13). Isto faz com que o tempo de varredura seja bem menor (10 a 30s) quando comparado com os anteriores do tipo lápis (5 a 15 minutos). Outra vantagem dos equipamentos de 2<sup>ª</sup> Geração está na qualidade da imagem obtida, que apresenta maior resolução, o que permite melhor identificação da estrutura vertebral e artefatos resultantes de doenças regenerativas. O método de cálculo dos valores de DMO e BMC é semelhante ao realizado para os outros equipamentos, só que neste caso é feita uma integração dos sinais de cada um dos detetores.



**Figura 2.12 -** Absorciômetro de raios X com dois níveis de energia (DEXA) com feixe do tipo leque (LUNAR Inc.).



**Figura 2. 13** - Método de varredura utilizado nos absorciômetros de raios X com dois níveis de energia (DEXA) com feixe do tipo leque (Modificado de ECRI, 1998).

# 2.2.2.2 - Tomografia Computadorizada Quantitativa (QCT)

A Tomografia Computadorizada Quantitativa (*Quantitative Computed Tomograph* - QCT) pode medir a densidade mineral óssea utilizando-se os equipamentos convencionais com o auxílio de software apropriado ou, no caso de inspeção de regiões periféricas do corpo, com programas novos ou máquinas dedicadas, de menor custo. A Figura 2.14 mostra um equipamento de QCT.

QCT é a única técnica capaz de medir seletivamente o osso trabecular e cortical, de forma a fornecer uma densidade volumétrica em grama por centímetro cúbico mas, no início do desenvolvimento da técnica, a sua utilização ficou prejudicada em relação aos equipamentos DEXA devido a uma menor precisão, maior custo e à necessidade de doses maiores de radiação (aproximadamente 60µSv, comparado com 1µSv para DEXA). A técnica utiliza o princípio de transmissão de fótons (raio X com um nível energético, com dois níveis, absorciometria por fóton único, etc.) e tem como base a reconstrução dos planos que representam fatias finas (poucos milímetros de espessura) de osso e os resultados são expressos em termos relacionados ao coeficiente de atenuação linear do osso trabecular e cortical.

Com o avanço da tecnologia empregada em QCT com equipamentos mais rápidos e softwares mais sofisticados, tornou-se possível obter maior precisão (1 - 3%) com menores doses de radiação (LENCHIK & SARTORIS, 1997; POCOCK *et al.*, 1996; WAHNER & DUNN, 1987).

O fator que continua impedindo a expansão da utilização da QCT no auxílio ao diagnóstico da osteoporose, é o custo dos equipamentos que podem atingir cifras de milhões de

dolares enquanto os densitômetros do tipo DEXA estão na faixa entre US\$75,000.00 e US\$150,000.00.



Figura 2.14 - Equipamento de Tomografia Computadorizada (Siemens Somaton Plus).

## 2.2.2.3 - Absorciometria por fóton único (monoenergético) (SPA)

A utilização da absorciometria por fóton único (um único nível de energia) (*Single Photon Absorptiometry - SPA*) para quantificação do conteúdo mineral ósseo fica restrita a ossos de regiões periféricas do corpo como o rádio distal (mais freqüentemente utilizado) e o calcâneo. A região distal do rádio (a 10% do seu comprimento) contém aproximadamente 15% de osso trabecular e é o local que apresenta maior concentração do mesmo nesse osso e por essa razão fica mais sensível a variações na massa óssea (ECRI, 1988; NJEH *et al.*, 1999; WAHNER & DUNN, 1987).

O equipamento faz uma varredura utilizando uma fonte de radiação colimada (Figuras 2.15 e 2.16), geralmente <sup>125</sup>I, e a intensidade do feixe transmitido através do osso é medida por um detetor de cintilação, (um cristal de NaI(Tl) montado sobre um tubo fotomultiplicador). Para simular uma espessura de tecido mole constante, a região a ser medida fica submersa em água ou outra substância de características semelhantes ao tecido.



Figura 2.15 - Diagrama da instrumentação utilizada em um equipamento do tipo SPA (Modificado de WAHNER & DUNN, 1987).



Figura 2.16 - Absorciômetro de fóton único - SPA (Lunar SP2 - Lunar Inc.).

A densidade mineral óssea no caminho do feixe é calculada pela quantidade de radiação absorvida medida pelo detetor de cintilação. A equação 2.2 é utilizada para determinar essa quantidade. O tempo de varredura pode ser de 5 a 15 minutos, dependendo do equipamento.

$$M_{B} = \rho_{B} \frac{\ln(I_{O} / I_{I})}{(\mu_{B} \rho_{B} - \mu_{S} \rho_{S})}$$
(2.2)

onde:

 $M_B$  = Quantidade mineral óssea na direção do feixe;

 $I_O$  = Intensidade transmitida através do tecido mole somente;

 $I_I$  = Intensidade transmitida através do osso e do tecido mole;

 $\mu$  = Coeficiente de atenuação do material (tecido mole ou osso) em função da energia do feixe de radiação;

 $\rho$  = densidade;

Subscritos *B* e *S* = Osso e Tecido Mole, respectivamente;

## 2.2.2.4 - Densitometria ultra-sônica do ossso

A utilização do ultra-som como técnica para avaliar a DMO tem gerado interesse considerável devido ao seu relativo baixo custo e, principalmente, à sua característica de radiação não ionizante. A técnica utiliza a energia ultra-sônica convertida de um sinal elétrico produzido pelos transdutores para avaliar a estrutura óssea de regiões periféricas como o calcâneo, o rádio distal, as falanges (mãos ou pés) ou a tíbia.

O equipamento (Figura 2.17) utiliza o princípio de propagação de ondas acústicas que podem refletir, refratar, divergir e serem transmitidas quando o feixe atravessa materiais de diferentes impedâncias acústicas como por exemplo as interfaces entre o osso e o tecido mole e, com isso, parâmetros como velocidade do som no meio e atenuação em banda larga (*Broadband Ultrasound Attenuation* - BUA) são extraídos para fornecer informações sobre a estrutura óssea.



**Figura 2.17 -** Equipamento de ultra-som para realizar medições na região do calcâneo. O microcomputador que fica acoplado ao sistema para realizar o controle e o processamento dos dados não aparece na foto (Lunar Achiles - Lunar Inc.).

Para realizar as medidas de atenuação em banda larga, os sistemas ultra-sônicos, utilizam um par de transdutores (um transmissor e um receptor) com largura de banda de freqüências na faixa entre 0,2 e 0,7 MHz, alinhados um de frente para o outro, sendo que o material a ser analisado fica entre eles (Figura 2.18). Como a atenuação varia com a freqüência, sendo maior para taxas mais elevadas, e o osso apresenta uma estrutura composta por minerais e líquidos, com diferentes índices de atenuação, este age como um filtro sensível às diferentes freqüências que compõem o sinal ultra-sônico. Assim, os ossos osteoporóticos apresentam o índice BUA e a velocidade de propagação menores que os que não apresentam a doença. Maiores detalhes sobre as técnicas para calcular o índice BUA e a velocidade de propagação do som no meio serão apresentados na seção 2.3.



**Figura 2.18** - Posicionamento dos transdutores de ultra-som em relação ao osso para realizar as medidas de atenuação em banda larga (BUA).

Um dos problemas relacionados à técnica está na reprodução dos resultados e na sua precisão quando comparadas à DEXA, já que as medidas dos parâmetros desejados estão

diretamente relacionadas com a posição dos transdutores (ECRI, 1998)

#### 2.3 - ULTRA-SOM

A teoria sobre os aspectos de propagação e geração de ondas ultra-sônicas é bastante complexa e extensa, podendo ser encontrada na literatura especializada. Nesta seção, serão apresentados, de forma resumida, apenas os tópicos diretamente relacionados ao trabalho.

#### 2.3.1 - Métodos utilizados na caracterização de meios biológicos

As ondas ultra-sônicas comportam-se de forma semelhante às eletromagnéticas, podendo sofrer reflexão, refração ou difração e transmissão quando o feixe encontra uma interface entre meios com características acústicas diferentes. Baseados nesse comportamento das ondas ultra-sônicas, dois métodos experimentais são geralmente utilizados para caracterização de meios biológicos por ultra-som: o método pulso-eco (reflexão) e o método transmissão-recepção. A combinação desses dois métodos permite obter informações sobre distância entre objetos, velocidade de propagação e atenuação das ondas ultra-sônicas nos meios.

#### 2.3.1.1 - Método pulso-eco

No método pulso-eco (ver esquema na Figura 2.19), o mesmo transdutor atua como transmissor e como receptor de ondas ultra-sônicas. Neste caso, um pulso elétrico é aplicado ao transdutor e este gera uma onda ultra-sônica (A na Figura 2.19). A onda ultra-sônica propaga-se através do meio 1 e, assim que encontra a interface entre os meios 1 e 2, parte da onda é refletida (AR1) e outra parte propaga-se através do meio 2 (AT). Da mesma forma, a onda que se propaga através do meio 2, ao encontrar uma outra interface, terá parte refletida e parte transmitida. As

ondas refletidas que são captadas pelo transdutor (AR1 e AR2), trazem informações sobre a distância ou a velocidade de propagação através da relação (S = Vt), onde S é o espaço percorrido (no método pulso-eco a onda ultra-sônica propaga-se em uma distância equivalente a 2 vezes a distância entre o transdutor e o objeto alvo), V é a velocidade de propagação e t, o tempo decorrido entre a aplicação do pulso e a recepção do eco. Também é possível obter informações sobre atenuação do som no meio processando-se os ecos recebidos.



Figura 2.19 - Método pulso-eco. Ao ser excitado, o transdutor T/R atua como transmissor, gerando uma onda ultra-sônica (A) que se propaga no meio 1 e ao encontrar a interface com o meio 2, parte da mesma é transmitida (AT) e outra parte é refletida (A<sub>R1</sub>) e captada pelo mesmo transdutor. A onda transmitida através do meio 2, também sofre reflexão ao encontrar a interface com outro meio qualquer e parte da onda (A<sub>R2</sub>) é captada pelo transdutor. Conhecendo-se a velocidade de propagação nos meios, pode-se determinar a distância percorrida pelas ondas (d1, d2, etc.) utilizando-se o tempo decorrido entre a excitação do transdutor (sincronismo) e o instante em que as ondas refletidas (A<sub>R1</sub>, A<sub>R2</sub>, etc.) foram captadas.

## 2.3.1.2 - Método transmissão-recepção

No método transmissão-recepção (ver esquema na Figura 2.20), são utilizados

transdutores independentes para transmitir e receber as ondas ultra-sônicas. Neste caso, um pulso elétrico é aplicado ao transmissor (T), gerando uma onda ultra-sônica que se propaga através do meio e será captada no transdutor receptor (R). Este método pode fornecer informações sobre tempo de propagação e atenuação das ondas ultra-sônicas em função da presença ou não de objetos (meios com características acústicas diferentes) na trajetória de propagação da onda.



**Figura 2.20 -** Método transmissão-recepção. Ao ser excitado, o transdutor transmissor (T) gera uma onda que se propaga no meio de referência (sem o objeto) ou no meio que se deseja avaliar (com o objeto) e é captada pelo receptor (R). Os tempos de propagação (t1 e t2) e as amplitudes das ondas (A1 e A2) podem ser utilizados, por exemplo, para determinar a atenuação e a velocidade de propagação das ondas ultra-sônicas no meio.

#### 2.3.2 - Atenuação

Quando uma onda se propaga num meio real, sua intensidade decai com a distância percorrida em função de vários fatores, tais como (WELLS, 1977):

 Divergência do feixe em relação ao eixo central (o que provoca uma diminuição da energia por unidade de área);

- Espalhamento devido à não homogeneidade do meio (uma parcela da energia se desvia da direção de propagação inicial);
- Conversão em outros modos de vibração resultando no compartilhamento da energia com duas ou mais ondas propagando-se com velocidades e sentidos diferentes;
- Absorção pelo meio, onde parte da energia é convertida em calor, principalmente devido às forças de atrito que agem em oposição ao movimento das partículas. Esta é a principal causa da atenuação do ultra-som;

A amplitude da onda propagando-se na direção do eixo z pode ser dada por:

$$A_z = A_0 e^{-\mu_a z} \tag{2.3}$$

onde:

 $A_0$  é o valor de pico da amplitude em z = 0;

 $A_z$  é o valor de pico em determinado ponto z;

 $\mu_a$  é o coeficiente de atenuação (dimensão L<sup>-1</sup>, geralmente expresso em nepers/cm) dado pela equação:

$$\mu_{a} = -\frac{1}{z} \ln(\frac{A_{0}}{A_{z}}) = \frac{\left[\ln(A_{z}) - \ln[A_{0})\right]}{z}$$
(2.4)

ou em decibéis/cm:

$$\alpha = \mu_a \, 20 \log_{10} e = 8,686 \mu_a \tag{2.5}$$

O coeficiente de atenuação também pode ser expresso em termos dos parâmetros de densidade, viscosidade (fluidos), velocidade do som e freqüência das ondas ultra-sônicas no meio utilizando-se a equação 2.6:

$$\mu_a = \frac{2\eta\omega^2}{3\rho c^3} \tag{2.6}$$

onde:

 $\eta$  = viscosidade do fluido (kg/ms);  $\rho$  = densidade (kg/m<sup>3</sup>);  $\omega$  = freqüência angular (2 $\pi$ f) (2 $\pi$ /s); c = velocidade do som no meio (m/s);

Além deste mecanismo clássico de atenuação em fluidos, outros mecanismos podem contribuir para a atenuação, dependendo do meio de propagação e da freqüência, entre eles:

- Relaxação: O processo de relaxação está relacionado com a energia interna da molécula, nas formas de energia cinética rotacional, translacional, etc. Desta forma, quando uma onda ultrasônica passa através da molécula, ocorre um aumento de uma ou mais destas formas de energia. Durante o semi-ciclo de compressão da onda, ocorre um armazenamento de energia na molécula e durante o semi-ciclo de descompressão, esta energia deverá ser totalmente liberada; no entanto, como este processo não é instantâneo, se houver uma mudança da energia de um modo para outro, nem toda energia retornará ao modo de vibração principal, sendo que parte dela retornará fora de fase com relação à onda que se propaga, causando interferência destrutiva no semi-ciclo de descompressão.
- Movimento relativo: O movimento relativo produzido por um campo ultra-sônico entre elementos estruturados (como as células biológicas) e seus arredores resulta em absorção de energia. Em geral, o movimento relativo é devido à radiação de pressão agindo em uma interface onde há mudança de impedância.

- Bolhas de gás: A presença de bolhas de gás no meio de propagação da onda pode exercer influências marcantes no material biológico e contribuir para a atenuação. Isto ocorre porque, como pode ser visto na Tabela 2.5, na interface líquido-ar há uma mudança brusca na impedância e, neste caso, a reflexão será praticamente total, espalhando a radiação ultra-sônica em todas as direções.
- Histerese: Em meios muito viscosos e para freqüências acima daquelas em que há a relaxação viscosa, pode haver um excesso de absorção correspondendo a uma perda de energia constante por ciclo. Este mecanismo de perda é conhecido como histerese.

A tabela 2.5 mostra alguns valores típicos do coeficiente de atenuação em dB/cm ( $\alpha$ ), apresentado na equação 2.5 anteriormente.

Material	Velocidade c (m/s)	Densidade p (g/ml)	Impedância $Z = \rho c$ (kg/m <sup>2</sup> s)	Atenuação α 1MHz (dB/cm)	Dependência de α com a freqüência f
Ar	330	0,0012	0,0004	1,2	$f^2$
Alumínio	6300	2,7	17	0,018	f
Sangue	1530	1,06	1,6	0,1	$f^{1,3}$
Osso Compacto	2700 - 4100	1,38 - 1,81	3,7 - 7,4	10	$f^{1,5}$
Gordura	1460 - 1470	0,92	1,4	0,6	f
Pulmão	650	0,40	0,26	40	$f^{0,6}$
Músculo	1540 - 1630	1,07	1,7	1,5 - 2,5	f
Água	1520	1,0	1,5	0,002	$f^2$

Tabela 2.5 - Características ultra-sônicas de alguns materiais (BRONZINO, 1986).

Da maneira como descrito nas equações 2.3 e 2.4, a atenuação é a razão das amplitudes do sinal inicial e do recebido em uma determinada freqüência. Existe, no entanto, uma outra forma

que é a expressão da taxa de atenuação para uma determinada faixa de freqüências (tipicamente 0,2 a 1,0MHz), também conhecida como Atenuação em Banda Larga ("*Broadband Ultrasound Attenuation*" - BUA, unidade = dB/MHz) (HULL *et al.*, 1996; LANGTON *et al.*, 1984). Assim, é possível que materiais diferentes tenham valores similares de BUA, porém valores de atenuação em uma freqüência específica significativamente diferentes.

Para determinar a BUA de um material, é necessário comparar o espectro do sinal ultrasônico de um material de referência na faixa de freqüências desejada, por exemplo água degaseificada (faixa de freqüências de 0,2MHz a 0,7MHz), com o espectro do sinal obtido após a propagação através do material (Figuras 2.21 e 2.22). O resultado desta comparação, que é feita subtraindo-se um espectro do outro, resulta em uma região onde há uma relação aproximadamente linear entre a atenuação e a freqüência, para a qual pode-se aplicar uma regressão linear, e o coeficiente angular da regressão é o índice BUA com unidade dB/MHz (Figura 2.23). Este é um parâmetro de densidade por área que define um valor de BUA para um volume conhecido de seção transversal (área da face do transdutor) mas com espessura desconhecida (HULL *et al.*, 1996). Ele vem sendo utilizado por vários autores como um parâmetro de quantificação de massa de diferentes materiais, entre eles o osso, para o qual é utilizado no diagnóstico da osteoporose (HULL *et al.*, 1996; XU & KAUFMAN, 1993; ALVES *et al.*, 1996; LOUIS *et al.*, 2000; GLÜER *et al.*, 1996; POPOCK *et al.*, 1996).

Geralmente os dados são coletados utilizando-se o método transmissão-recepção e, desta forma, é possível compensar as variações da amplitude do sinal com a freqüência para um determinado par de transdutores.



Figura 2.21 - Sinal de referência (contínuo) e sinal transmitido através do material (tracejado).



**Figura 2.22 -** Espectro de freqüências do sinal de referência (contínuo) e do sinal que se propagou através do material (tracejado).



Figura 2.23 - Atenuação em função da freqüência. O coeficiente angular da curva de regressão é a Atenuação em Banda Larga (BUA) em dB/MHz.

### 2.3.3 - VELOCIDADE DE PROPAGAÇÃO DE ONDAS ULTRA-SÔNICAS

Da mesma forma que a atenuação, a velocidade de propagação das ondas ultra-sônicas depende das propriedades do meio e do modo de propagação. Considerações sobre a física da propagação de ondas, geralmente, levam a velocidades distintas: (1) velocidade de fase, que é a velocidade de uma onda senoidal de freqüência única; (2) velocidade de grupo que é a velocidade do centro de uma onda com várias componentes de freqüência e (3) velocidade do sinal, que é a velocidade da frente de onda de um pulso ultra-sônico. Em meios não dispersivos como a água, as velocidades de fase e de grupo são iguais. Já em meios como o osso, onde ocorre muita dispersão, cada componente de freqüência propaga-se em velocidade própria e, portanto, valores diferentes são obtidos dependendo do intervalo de freqüências em que são calculadas (NICHOLSON *et al.*, 1996; ALVES, 1996; LE, 1998; WEAR, 2000).

No método transmissão-recepção, considerando-se a propagação de uma onda ultra-sônica no meio de referência (água) e depois a propagação através de um material de espessura conhecida (*d*) e distância entre os transdutores ( $d_t$ ), é possível determinar a velocidade de propagação das ondas ultra-sônicas no material utilizando-se as equações:

$$V_R = \frac{d_t}{T_R}$$
(2.7)

$$V_{psm} = \frac{d}{t_m}$$
(2.8)

$$V_R = \frac{d_t - d}{T_M - t_m} \tag{2.9}$$

Isolando-se  $d_t$  em 2.7,  $t_m$  em 2.8 e substituindo em 2.9, tem-se:

$$V_{psm} = \frac{V_R * d}{d - V_R * (T_R - T_M)}$$
(2.10)

onde:

 $V_{psm}$  é velocidade de propagação do som no material analisado;

 $V_R$  é a velocidade de propagação do som no meio de referência (água);

d é a espessura do material a ser analisado;

 $T_R$  é o tempo de propagação do som no meio de referência (sem o objeto);

 $T_M$  o tempo de propagação do som com o objeto;

 $t_m$  o tempo de propagação apenas no objeto.

Através da equação 2.10 pode-se determinar a velocidade de propagação do som no

material independentemente da distância entre os transdutores (transmissor e receptor) e também não é necessário saber o tempo de propagação total no material de referência e no objeto. Basta conhecer a diferença entre eles.

Algumas técnicas podem ser utilizadas para calcular o tempo de trânsito das ondas ultrasônicas, entre elas:

- Ponto de chegada da onda: o tempo é medido para o primeiro ponto onde existe um desvio aparente do eixo horizontal (eixo de tempo). Problemas desta técnica são relacionados ao ruído geralmente presente nos sinais, o que dificulta a determinação exata do ponto de medição (NICHOLSON *et al.*, 1996);
- Nível: determina-se um nível de tensão para o qual será medido o instante de tempo.
   Geralmente utiliza-se o primeiro meio-ciclo da onda e a medida é feita a 10% da amplitude do mesmo (NICHOLSON *et al.*, 1996);
- Cruzamento por zero: o instante de tempo é medido no ponto onde ocorre o primeiro ou outros cruzamentos por zero. Neste caso, a dependência da atenuação e da velocidade de fase com a freqüência (dispersão) pode alterar a forma do pulso ultra-sônico durante a propagação e, consequentemente, alterar os cruzamentos por zero e a estimativa da velocidade da onda ultra-sônica (WEAR, 2000);
- Correlação cruzada: envolve a comparação de um sinal de referência ou padrão com outro sinal para encontrar a coerência ou similaridade entre ambos. O ponto onde ocorre a maior similaridade entre os sinais é o de maior valor absoluto para a correlação. No caso da comparação entre o sinal de referência (água) e o que se propagou através do material, o valor

da correlação representa a diferença entre os tempos em que houve a maior similaridade entre eles, e este valor pode ser utilizado para determinar a velocidade de propagação do som no material através da Equação 2.10 (LE, 1998);

- Velocidade de fase: utiliza-se a análise espectral para determinar a fase dos sinais e a velocidade para cada freqüência em uma faixa desejada (NICHOLSON *et al.*, 1996);
- Envelope: o envelope do sinal é determinado e é utilizado o ponto de máxima amplitude para calcular a velocidade. Este método é mais consistente que o cruzamento por zeros e mais tolerante a ruídos que a técnica do ponto de chegada da onda (LE, 1998).

A Figura 2.24 mostra graficamente os pontos utilizados para determinação do tempo de trânsito das ondas ultra-sônicas, utilizados em algumas das técnicas descritas acima.



Figura 2.24 - Pontos para determinação do tempo de trânsito de ondas ultra-sônicas.

Le (1998) comparou as técnicas para determinação da velocidade das ondas ultra-sônicas utilizando sinais simulados sem ruído (ideal) e com a presença de ruído (o mais próximo do caso real) e obteve erros de 3,2% para o ponto de chegada da onda, 5,3% para o primeiro cruzamento por zero, 6,7% para a correlação cruzada e 2,6% para o envelope.

NICHOLSON *et al.* (1996) compararam as técnicas do ponto de chegada da onda, do ponto de subida a 10% da amplitude do primeiro meio ciclo (nível), do primeiro cruzamento por zero e da velocidade de fase para freqüências de 200, 400, 600 e 800kHz. Os autores obtiveram resultados significativamente diferentes entre os métodos (Tabela 2.6), sendo que as três técnicas que utilizam o tempo de trânsito para cálculo apresentam valores de velocidade e erros maiores que a técnica que utiliza a velocidade de fase para as freqüências analisadas. Eles sugerem a utilização da técnica que utiliza a velocidade de fase, mas se isto não for possível, o primeiro cruzamento por zero é a que apresenta maior repetibilidade e correlação com esta.

Técnica	Velocidade Média (m/s)	Desvio Padrão (m/s)	Faixa das Medidas (m/s)
TTV1	1876	101	1633 - 2130
TTV2	1784	83	1621 - 2019
TTV3	1619	51	1526 - 1750
PV200	1579	40	1506 - 1677
PV400	1572	40	1505 - 1684
PV600	1565	39	1498 - 1663
PV800	1555	36	1492 - 1646

 Tabela 2.6 - Comparação entre as técnicas para cálculo da velocidade de propagação da onda em espécimes de osso trabecular do calcâneo (NICHOLSON et al., 1996).

Notas: (TTV1) = ponto de chegada da onda; (TTV2) = ponto de subida a 10% da amplitude do primeiro meio ciclo; (TTV3) = primeiro cruzamento por zero; velocidade de fase a 200kHz (PV200), 400kHz (PV400), 600kHz (PV600) e 800kHz (PV800)

## 2.3.3.1 - Técnica para cálculo utilizando o envelope do sinal ultra-sônico

O envelope de um sinal pode ser determinado matematicamente utilizando-se a Transformada de Hilbert (LE, 1998; OPPENHEIM & SCHAFER, 1975).

Um sinal análitico  $\psi(t)$  é um sinal no domínio complexo formado por suas componentes real  $x_r(t)$  e imaginária ou quadratura  $x_i(t)$  e que pode ser descrito por:

$$\Psi(t) = x_r(t) + jx_i(t)$$
 (2.11)

A componente em quadratura  $x_i(t)$  é a Transformada de Hilbert do sinal original  $x_r(t)$ , definida por:

$$x_i(t) = \frac{1}{\pi t} \otimes x_r(t)$$
(2.12)

onde  $\otimes$  é o operador convolução. O envelope E(t) do sinal real  $x_r(t)$  é dado pelo módulo do sinal analítico:

$$E(t) = \sqrt{\psi(t)\psi^*(t)} = \sqrt{x_r^2(t) + x_i^2(t)}$$
(2.13)

sendo que  $\psi^*(t)$  é o complexo conjugado de  $\psi(t)$ . O envelope representa a amplitude instantânea do sinal analítico.

A transformada de Fourier do sinal analítico da Equação 2.11 é dada por:

$$\Psi(w) = X_{r}(w) + jX_{i}(w)$$
(2.14)

onde  $\Psi(w)$ ,  $X_r(w)$  e  $X_i(w)$  são os espectros correspondentes de  $\psi(t)$ ,  $x_r(t)$  e  $x_i(t)$  respectivamente. Por definição, o espectro de Fourier do sinal analítico  $\Psi(w)$  é nulo para freqüências negativas.

$$\Psi(w) = 0 \qquad \text{para} \quad w < 0 \tag{2.15}$$

Desta forma, substituindo-se a Equação 2.15 em 2.14, tem-se:

$$X_{i}(w) = jX_{r}(w) \quad \text{para} \quad w < 0 \tag{2.16}$$

A fase de uma função real é uma função ímpar, ou seja:

$$X_{i}(w) = -jX_{r}(w) \quad \text{para} \quad w > 0 \tag{2.17}$$

Assim, combinando-se as equações 2.16 e 2.17, obtém-se

$$X_{i}(w) = -j \operatorname{sgn}(w) X_{r}(w) = X_{r}(w) e^{-j \operatorname{sgn}(w)\frac{\pi}{2}}$$
(2.18)

onde:

$$\operatorname{sgn}(w) = \frac{w}{|w|} = \begin{cases} 1 \cdots para \cdots w > 0\\ -1 \cdots para \cdots w < 0 \end{cases}$$
(2.19)

Desta maneira, o espectro da componente em quadratura pode ser obtido realizando-se um avanço de  $-\pi/2$  na fase das componentes de Fourier de  $x_r(t)$ .

Substituindo-se a Equação 2.18 em 2.14 e suprimindo-se as componentes de freqüência negativa, obtém-se uma expressão para determinar o espectro de um sinal analítico:

$$\Psi(w) = X_r(w) [1 + \text{sgn}(w)] = 2X_r(w) H(w)$$
(2.20)

onde H(w) é a função de Heaviside que assume valores 0 e 1 para w < 0 e w > 0, respectivamente. É possível obter o sinal analítico  $\psi(t)$  aplicando-se a transformada inversa de Fourier ao espectro resultante da Equação 2.20.

Como a Transformada de Hilbert corresponde a um deslocamento de  $-\pi/2$  na fase do sinal original  $x_r(t)$ , o espectro de energia dos sinais  $x_r(t)$  e  $x_i(t)$  são iguais. A Figura 2.25 apresenta um sinal semelhante ao recebido por um transdutor de ultra-som com sua Transformada de Hilbert e o envelope calculado utilizando-se a equação 2.13. Pode-se verificar que o pico do envelope está entre os picos dos sinais  $x_r(t)$  e  $x_i(t)$ .



Figura 2.25 - Exemplo de sinal recebido por um transdutor de ultra-som mostrando o envelope, a Transformada de Hilbert e o ponto de máximo do mesmo.

A técnica de cálculo do envelope demanda pouco tempo computacional e como o ponto de máximo pode ser facilmente identificado, esta permite a determinação do tempo de trânsito do sinal no meio de referência e no material a ser analisado (Figura 2.26) e, consequentemente, a velocidade de propagação em materiais dispersivos como o osso trabecular de forma mais fácil e precisa (LE, 1998).



**Figura 2.26** - Cálculo do tempo de propagação das ondas ultra-sônicas no meio de referência e no material a ser analisado utilizando-se a técnica do envelope. A diferença entre os tempos de propagação ( $\Delta$ t) pode ser utilizada para determinar a velocidade de propagação no material (Vm) a ser analisado, conhecendo-se a dimensão (d) do mesmo e a velocidade de propagação no meio de referência (Vr).

## 2.3.3.2 - Técnica para cálculo da velocidade de fase

As Figuras 2.27 e 2.28 mostram os sinais de referência (transmitido através da água) e transmitido através de uma amostra utilizando o método transmissão-recepção, respectivamente. Os espectros de fases destes sinais, obtidos através do ângulo da Transformada de Fourier dos mesmos, são mostrados nas Figuras 2.29 ( $\phi_R(f)$ ) e 2.30 ( $\phi_M(f)$ ), respectivamente, e a diferença entre eles (Figura 2.31), representa as mudanças de fase relativas como função da freqüência ( $\phi_{relativa}(f)$ ), causadas pela interposição do material no caminho de propagação da onda (NICHOLSON *et al.*, 1996). Assim:

$$\phi_{relativa}(f) = \phi_M(f) - \phi_R(f) \tag{2.21}$$


Figura 2.27 - Sinal que se propagou através do meio de referência.



Figura 2.28 - Sinal que se propagou através do material a ser analisado



**Figura 2.29 -** Espectro de fase do pulso que se propagou através do material de referência (água),  $\phi_R(f)$ .



**Figura 2.30 -** Espectro de fase do pulso que se propagou através do material a ser analisado,  $\phi_M(f)$ .



**Figura 2.31 -** Mudança de fase relativa como função da freqüência devido à interposição do material a ser analisado no meio de referência,  $\phi_{relativa}(f)$ .

Os espectros de fase dos sinais, mostrados nas figuras 2.29 e 2.30, não assumem valores superiores a  $2\pi$ . Assim, qualquer desvio de fase acima de  $2\pi$  deve ser corrigido, de tal forma que o espectro de fase resultante ( $\phi_{relativa}(f)$ ) possa ser utilizado para determinar a variação no tempo, t(f), associada com a propagação da onda ultra-sônica no material a ser analisado para cada freqüência

$$t(f) = \frac{T\phi_{relativa}(f)}{2\pi}$$
(2.22)

onde *T* é o período da onda. Como T = 1/f, aplicando-se à equação 2.22, tem-se:

$$t(f) = \frac{\phi_{relativa}(f)}{2\pi f}$$
(2.23)

Utilizando-se a Equação 2.10 e substituindo-se 2.23, tem-se uma expressão para determinar a velocidade de fase como função da freqüência:

$$V_{psm}(f) = \frac{V_R * d}{d - V_R * t(f)} = \frac{V_R * d}{d - \frac{V_R * \phi_{relativa}(f)}{2 * \pi * f}}$$
(2.24)

A Figura 2.32 mostra a forma de um gráfico que apresenta a velocidade de fase em função da freqüência para o material analisado.



**Figura 2.32 -** Gráfico de representação da velocidade de fase em função da freqüência para um determinado material.

### 2.3.4 - CAMPO ACÚSTICO

A descrição do campo acústico produzido por um pistão difusor é geralmente dividida em duas regiões ao longo do eixo de propagação da onda, uma limitada às vizinhanças do transdutor, denominada região de campo próximo ("nearfield region") ou região de difração de Fresnel. A outra é conhecida como região de campo distante ("farfield region") ou região de Fraunhofer. A região de

campo próximo caracteriza-se pela ocorrência de superposição entre as ondas de borda e a onda plana geradas pela fonte. Como estas ondas podem ter amplitude e fase diferentes, as mesmas interferem-se construtivamente e destrutivamente provocando máximos e mínimos na intensidade do campo acústico. Nesta região concentra-se a maior parte da energia e não há divergência do feixe ultra-sônico. Na região de campo distante, a diferença de fase entre as ondas de borda e a plana não são tão evidentes e elas interferem-se construtivamente de maneira a formar uma frente de onda quase plana que atenua à medida que se propaga no meio, distanciando-se da fonte. Nesta região o campo é divergente (HAYMAN & WEIGHT, 1979; WEIGHT & HAYMAN, 1978; FISH, 1990). A Figura 2.33 mostra a separação entre as regiões de campo próximo e campo distante ao longo do eixo axial de um transdutor circular de raio *a*, onde o ângulo de divergência do feixe na região de campo distante é dado aproximadamente por:  $\theta = \sin^{-1}(0,61 \lambda/a)$ . Muitos autores consideram o ponto de separação entre as duas regiões (último máximo na intensidade da pressão) como ocorrendo a uma distância axial  $z = a^2/\lambda$ , porém ZEMANEK (1971) mostrou que esta transição ocorre a uma distância menor ( $z = 0.75a^2/\lambda$ ).

Existem vários métodos matemáticos para determinação do campo acústico nestas regiões, entre eles: a Integral de Superfície de Rayleigh (RAYLEIGH, 1945), a Integral de King (GREENSPAN, 1979; OBERHETTINGER, 1961), a Solução de Schoch (HARRIS, 1981) e o Método da Convolução (TUPHOLME, 1969; STEPANISHEN, 1971a, 1971b, 1971c, 1981; LOCKWOOD & WILLETTE, 1973; HUTCHINS, 1987). Entre estes métodos, o da Integral de King é o único que fica restrito a fontes com geometria circular, sendo que os demais podem ser utilizados para qualquer geometria fazendo-se as considerações adequadas. Todos os métodos derivam-se da equação de onda submetida a condições iniciais e de contorno relevantes. O método de Schoch apresenta uma solução alternativa pela decomposição do campo acústico em ondas de difração geométricas e de fronteira (HARRIS, 1981). No método da convolução é introduzida a noção espacial de uma resposta impulso e o campo para uma velocidade impulsiva é determinado. Além disso, utilizando-se conceitos da teoria de sistemas lineares, pode-se determinar o campo tanto para excitação contínua quanto para excitação pulsátil do transdutor.



**Figura 2.33** - (a) Seção longitudinal através do feixe ultra-sônico gerado por um transdutor circular de raio *a*. (b) Variação da intensidade de pressão ao longo do eixo axial do transdutor.

Maiores detalhes sobre os métodos de cálculo de campos acústicos podem ser obtidos nas referências citadas anteriormente e um exemplo de implementação do método da convolução pode ser visto em MAIA (1995).

# CAPÍTULO 3 - MATERIAL E MÉTODOS

Neste capítulo será apresentado o sistema desenvolvido para coletar os dados na região do calcâneo e do antebraço distal do paciente. Também serão apresentados os softwares para controle e análise dos dados e o protocolo utilizado nos testes com os pacientes.

# 3.1 - SISTEMA PARA AQUISIÇÃO DOS DADOS

A Figura 3.1 mostra o diagrama em blocos do sistema utilizado para fazer a aquisição dos dados. O sistema é formado basicamente por uma unidade de varredura que utiliza motores de passo para posicionamento dos transdutores e é controlada por um microcomputador tipo IBM-PC compatível, através da sua Interface Paralela, com o auxílio dos drivers para acionamento dos motores. Nesta unidade de varredura são acoplados os transdutores cerâmicos comerciais ou os desenvolvidos no laboratório. É utilizado um par de transdutores que podem atuar tanto como transmissores quanto como receptores. O par de transdutores fica preso a um suporte na unidade de varredura e submerso em um pequeno tanque com água à temperatura ambiente com um suporte para o material a ser analisado (no caso, o osso). A excitação do transdutor transmissor é feita por pulsos senoidais da ordem de 130 Volts de amplitude pico a pico, gerados por um amplificador de potência AMPLIFIER RESEARCH modelo 75A250 de 75 Watts e banda de passagem de 10kHz a 250MHz. Este amplifica sinais provenientes de um gerador de funções programável TEKTRONIX modelo FG 5010, freqüência máxima de 20MHz, capaz de operar no modo contínuo ou gerar salvas ("bursts") de ondas senoidais, quadradas ou triangulares contendo de 1 a 9999 ciclos com amplitudes de 20mV a 20V de pico a pico.



Figura 3.1 - Diagrama em blocos do sistema para aquisição dos dados.

Para operar no modo "*burst*", o gerador de funções necessita de sincronismo ("*trigger*") externo. Isto é realizado utilizando-se outro gerador de funções TEKTRONIX modelo FG 504, de freqüência máxima 40MHz. Neste projeto, este gerador é utilizado para produzir uma onda quadrada de 5V de amplitude, freqüência de 100Hz, determinando a taxa de repetição dos sinais de excitação dos transdutores. As ondas ultra-sônicas, geradas pelo transmissor, propagam-se

pelo material em análise (osso) e são recebidas pelo transdutor no lado oposto (método transmissão-recepção). O sinal do transdutor receptor, dependendo da necessidade, pode ser condicionado por um amplificador de sinais de ganho 10dB (City University, UK) e banda de passagem 10kHz - 40MHz ou por outro desenvolvido no laboratório de ganho 36dB e banda de passagem 10kHz - 15MHz. Após a amplificação do sinal, o mesmo é adquirido em um osciloscópio digital TEKTRONIX modelo 2430A (taxa de amostragem máxima 100MHz e aquisição de sinais contínuos até 150MHz), sincronizado com o pulso de excitação do transdutor transmissor pelo gerador de sincronismo. O sinal armazenado no osciloscópio digital é transferido ao microcomputador via interface padrão IEEE-488 ou GPIB ("General Purpose Interface Bus"). O microcomputador está equipado com uma placa de interface GPIB da HEWLETT-PACKARD modelo HP 82335 e é utilizado para fazer um processamento parcial dos dados recebidos e armazená-los em arquivos para análise posterior.

O sistema de aquisição dos dados na região do calcâneo difere um pouco do utilizado para a região distal do antebraço no que se refere à unidade de varredura e, em função disto, será descrito de forma mais detalhada nas seções seguintes, onde também serão apresentados detalhes sobre os transdutores utilizados e os programas para controle do sistema e processamento dos dados obtidos.

A Figura 3.2 mostra os equipamentos que formam o sistema para aquisição de dados no Laboratório de Ultra-Som do Centro de Engenharia Biomédica (à direita: microcomputador para controle e recepção dos dados; na mesa: bastidor ou "rack" contendo osciloscópio digital, amplificador de potência, gerador de funções, gerador de sincronismo e amplificador de sinais e drivers para motores; à esquerda: mini tanque com sistema de varredura para realizar medidas na região do calcâneo; no fundo aparece o tanque para realizar medidas acústicas que não faz parte do grupo de equipamentos para realizar as medidas na região do calcâneo e do antebraço, mas foi utilizado na caracterização dos transdutores utilizados nos mesmos).



**Figura 3.2** - Vista geral dos equipamentos que formam o sistema para aquisição dos dados. À direita: microcomputador para controle e recepção dos dados; na mesa: bastidor ou "rack" contendo osciloscópio digital, amplificador de potência, gerador de funções, gerador de sincronismo e amplificador de sinais e drivers para motores; à esquerda: mini tanque com sistema de varredura para realizar medidas na região do calcâneo; ao fundo aparece o tanque para realizar medidas acústicas que foi utilizado na caracterização dos transdutores utilizados neste trabalho.

Os dispositivos para realizar as medidas na região do calcâneo e antebraço distal do paciente serão descritos nas seções seguintes. Eles foram montados na oficina mecânica do CEB e alguns detalhes sobre material utilizado, dimensões e formato exato das peças utilizadas não

serão apresentados neste documento, mas poderão ser encontrados na documentação das Ordens de Serviço abertas para execução do trabalho na Área de Pesquisa e Desenvolvimento do CEB (O.S. 98/1841 e 98/5800).

# 3.1.1 - EQUIPAMENTO PARA REALIZAR MEDIDAS NA REGIÃO DO CALCÂNEO

A Figura 3.3 mostra isoladamente o equipamento desenvolvido para realizar medidas na região do calcâneo do paciente.



**Figura 3.3** - Equipamento para realizar medidas na região do calcâneo, mostrando o posicionamento do pé do paciente em relação aos transdutores transmissor e receptor.

A Figura 3.4 foi editada para retirar os fios e cabos de conexão e mostrar apenas as principais partes que compõem o equipamento. A explicação sobre o funcionamento do



equipamento será feita a partir deste ponto utilizando-se as legendas da figura.



Pelo fato de ser um protótipo, o tanque (TANQUE) para realizar as medidas em água foi montado em acrílico transparente de forma a permitir uma melhor visualização do posicionamento do pé do paciente no suporte (S) em relação aos transdutores transmissor (T) e receptor (R). Suas dimensões (40cm de altura, 47cm de largura e 57cm de comprimento) são relativamente grandes para o propósito de realizar medidas na região do calcâneo. Isto foi feito com o objetivo de evitar que reflexões das ondas ultra-sônicas nas paredes do mesmo interferissem nas medidas realizadas na região de interesse e também para que fosse possível testar diferentes tipos e tamanhos de transdutores, caso necessário.

A unidade de varredura é acionada por motores de passo que permitem deslocar os transdutores nas direções X-Y e realizar movimentos de rotação horizontal e vertical no transdutor receptor (R). Foram utilizados quatro motores de passo (M1, M2, M3 e M4) MINEBEA modelo 23LM-K005-25, 12 V/fase, 0,6 A/fase, 20  $\Omega$ /fase e 1,8 graus/passo.

O eixo do motor M1 está conectado a um parafuso de rosca sem fim e, com o auxílio de duas hastes guia, buchas e rolamentos (Figura 3.5), controla o movimento de uma plataforma que sustenta o conjunto restante na direção X, sendo possível uma excursão de até 35cm com passo mínimo de 0,01mm mas, para o propósito de realizar medidas na região do calcâneo, a excursão máxima foi limitada a 10cm e o passo mínimo a 1mm.



Figura 3.5 - Sistema de hastes guia, buchas, rolamentos e parafuso de rosca sem fim acionado pelo motor M1 que controla os movimentos na direção X.

O motor M2 também tem seu eixo conectado a um parafuso de rosca sem fim e, com o auxílio de hastes guia, buchas e rolamentos, controla os deslocamentos na direção Y (Figura 3.6), sendo possível uma excursão máxima de 10cm com passo mínimo de 1mm. O suporte para os transdutores fica preso a uma plataforma.





**Figura 3.6** - Sistema de hastes guia, buchas, rolamentos e parafuso de rosca sem fim acionado pelo motor M2 que controla os movimentos na direção Y.

Além do suporte para os transdutores, a plataforma que é deslocada pelo motor M2 contém dois outros motores (M3 e M4) que controlam os deslocamentos angulares horizontal e vertical do transdutor receptor. O motor M3 realiza o movimento angular horizontal utilizando duas polias e uma correia dentada. Uma das polias (20 dentes) fica acoplada ao eixo do motor e a outra (70 dentes) ao eixo vertical do suporte para o transdutor receptor (Figura 3.7). O sistema de polias foi utilizado para melhorar a resolução angular que seria de 1,8 graus/passo se fosse

utilizado apenas o motor de passo e com esse sistema passa para 0,5 graus/passo e a excursão máxima permitida é de  $\pm 45$  graus mas, para os propósitos do sistema foi limitada a  $\pm 15$  graus. O motor M4 realiza o movimento angular vertical do transdutor receptor. Isto é feito utilizando-se um parafuso de rosca sem fim conectado ao eixo do mesmo e este parafuso, através de um sistema de buchas e hastes (Figura 3.8), faz o deslocamento angular vertical do suporte para o transdutor. A excursão máxima é de  $\pm 15$  graus e a resolução máxima angular permitida é de 0,1 graus/passo mas, para compatibilização com o movimento de rotação horizontal, o passo angular mínimo foi ajustado para 0,5 graus no software de controle.



Figura 3.7 - Sistema de polias e correia dentada utilizado para realizar o movimento de rotação horizontal do transdutor receptor acionado pelo motor de passo M3.





Figura 3.8 - Sistema para realizar os movimentos de rotação vertical do suporte para o transdutor receptor utilizando o motor de passo M4. (a) Visão geral; (b) Detalhe do parafuso de rosca sem fim.

O suporte para fixação (Figura 3.9) permite a utilização de transdutores de até 36mm de diâmetro externo no lado do transmissor e de mesma medida ou superior (até 120mm) no lado receptor. A distância entre os transdutores é de 150mm, a distância entre o transmissor e o suporte para o pé do paciente, de largura 87mm, é de 25mm.

Neste equipamento foi utilizado um par de transdutores não focalizados do tipo imersão PANAMETRICS modelo V318 de freqüência central 500kHz, diâmetro da área ativa 19mm e diâmetro externo 25,4mm. Também foi avaliado como receptor, um Hidrofone do tipo Larga Área Ativa (LAH) de PVDF (polyvinilidene di-fluoride), 75mm de diâmetro, desenvolvido por COSTA (1989). A descrição dos transdutores utilizados no sistema será feita de forma mais detalhada na seção 3.1.3.



**Figura 3.9** - Suporte para fixação dos transdutores. (a) Transdutor transmissor e (b) Transdutor receptor.

### 3.1.2 - Equipamento para realizar medidas na região do antebraço distal

Como já mencionado na seção 3.1, o sistema para aquisição dos dados na região distal do antebraço é basicamente o mesmo utilizado para a região do calcâneo, sendo que a diferença básica entre eles relaciona-se à não utilização de uma unidade de varredura automática, ou seja, sem o controle da posição através de motores de passos e do posicionamento da região a ser analisada no suporte com os transdutores. O diagrama em blocos da Figura 3.10 apresenta o sistema de aquisição com as modificações realizadas em relação ao apresentado anteriormente na Figura 3.1. A Figura 3.11 apresenta o protótipo desenvolvido. O equipamento consiste em um pequeno tanque feito em acrílico transparente que é preenchido com água e dentro deste é colocado o suporte para o antebraço com os transdutores.



Figura 3.10 - Diagrama em blocos do sistema para aquisição dos dados na região do antebraço.



Figura 3.11 - Equipamento para realizar as medidas na região do antebraço distal, mostrando o posicionamento do antebraço em relação aos transdutores no suporte.

O suporte, mostrado isoladamente na Figura 3.12, também foi feito em acrílico e possui uma região sem o material dentro da qual está o eixo acústico dos transdutores e também onde é colocado o pulso do paciente de tal forma que as ondas ultra-sônicas propaguem-se apenas na água, tecidos moles e osso, sem a interferência do acrílico.



Figura 3.12 - Suporte para o antebraço do paciente.

O suporte para os transdutores foi adaptado a um paquímetro de tal forma que a distância entre eles (direção Z na Figura 3.10) possa ser ajustada manualmente entre 2cm e 15cm. A posição do antebraço ao longo da direção X em relação aos transdutores também é feita manualmente, sendo possível um deslocamento de até 14cm, que corresponde à abertura feita no suporte, mas geralmente este deslocamento fica limitado à seção transversal da região distal do

antebraço, que dificilmente é superior a 8cm. Caso seja necessário realizar várias medidas em um único ponto, sem que o paciente desloque acidentalmente o antebraço da posição, o suporte possui três fitas do tipo "velcro" para fixação.

Este equipamento permite a utilização de transdutores de até 36mm de diâmetro externo, e não existe suporte para o Hidrofone do tipo Larga Área Ativa, sendo que foi utilizado um par de transdutores focalizados do tipo imersão PANAMETRICS modelo V318 de freqüência central 500kHz, diâmetro da área ativa 19mm, diâmetro externo 25,4mm e distância focal 20mm.

#### 3.1.3 - TRANSDUTORES DE ULTRA-SOM

Os transdutores de ultra-som a serem utilizados nos equipamentos para realizar os testes devem apresentar as seguintes características:

- (a) Boa isolação elétrica: para evitar riscos de choque ao paciente pois os testes são realizados em água que, apesar de ser tratada, sempre contém partículas condutoras;
- (b) Banda de passagem de freqüências ampla com freqüência central em torno de 500kHz: para que se possa determinar a atenuação em banda larga (BUA) das ondas ultra-sônicas que se propagaram no osso, que é calculada na faixa entre 0,2 e 0,7MHz, e também para minimizar erros no cálculo da velocidade de propagação do som, já que um transdutor do tipo banda larga gera um pulso ultra-sônico de duração menor que o do tipo banda estreita;
- (c) Campo acústico estreito: para que a maior parte da energia gerada pelo transdutor atravesse apenas a área a ser analisada e os sinais captados pelo transdutor receptor sejam de maior amplitude, ou seja, maior relação sinal-ruído;

Tendo em vista os aspectos descritos acima, optou-se pela utilização dos transdutores da Panametrics<sup>\*</sup>. Para avaliar algumas destas características, já que o fabricante não fornece todos os dados, foram realizados testes no Laboratório de Ultra-Som do DEB/FEEC - CEB. Foram medidos os campos acústicos, características elétricas como módulo e fase da impedância e o espectro de freqüências dos sinais gerados pelos transdutores utilizados.

Para facilitar a apresentação dos resultados dos testes realizados, a denominação dos transdutores a partir deste ponto será feita utilizando-se a Tabela 3.1.

Transdutor	Equipamento	Características		
TR1	Região do	Numero de série 261365, não focalizado, tipo imersão, modelo		
	calcâneo	V318, freqüência central 500kHz, diâmetro da área ativa 19mm e		
		diâmetro externo 25,4mm		
TR2	Região do	Numero de série 261366, não focalizado, tipo imersão, modelo		
	calcâneo	V318, freqüência central 500kHz, diâmetro da área ativa 19mm e		
		diâmetro externo 25,4mm		
TR3	Região do	Numero de série 265628, focalizado, tipo imersão, modelo V318,		
	antebraço	freqüência central 500kHz, diâmetro da área ativa 19mm, diâmetro		
	distal	externo 25,4mm e distância focal 20mm		
TR4	Região do	Numero de série 265629, focalizado, tipo imersão, modelo V318,		
	antebraço	freqüência central 500kHz, diâmetro da área ativa 19mm, diâmetro		
	distal	externo 25,4mm e distância focal 20mm		

**Tabela 3.1** - Transdutores Panametrics utilizados nos equipamentos para realizar testes na regiãodo calcâneo e do antebraço distal.

As curvas a serem apresentadas serão sempre referentes aos transdutores utilizados como

<sup>\*</sup> PANAMETRICS - 221 Crescent Street, Waltham, MA, USA, 02154-3497, http://www.panametrics.com

(a)

transmissores (TR1 e TR3). Os dados de todos os transdutores, fornecidos pelo fabricante, estão no Apêndice 1. A Figura 3.13 mostra os transdutores utilizados.

medidas na região do calcâneo e (b) TR3 e TR4 utilizados na região do antebraço distal. As curvas de impedância dos transdutores mostrando módulo e fase foram obtidas utilizando-se um analisador de impedâncias HEWLETT-PACKARD modelo 4192A, 5Hz a 13MHz, e foram registradas utilizando-se uma plotter HEWLETT-PACKARD modelo 7090A. A Figura 3.14 mostra as curvas obtidas para dois transdutores: (a) um transdutor que foi utilizado no equipamento para realizar medidas na região do calcâneo (TR1) e (b) outro que foi utilizado no equipamento para realizar medidas na região do antebraço (TR3). A Tabela 3.2 mostra os valores de módulo e fase da impedância dos quatro transdutores medidos para a freqüência de 500kHz. Estes testes foram feitos com os transdutores nas condições em que são utilizados no equipamento, incluindo o cabo blindado de 50Ω, de aproximadamente 2 metros de comprimento,

Figura 3.13 - Transdutores utilizados nos equipamentos: (a) TR1 e TR2 utilizados para realizar

(b)

que foi montado no laboratório, e os dados são utilizados para estimar a intensidade de energia aplicada ao paciente.









Figura 3.14 - Curvas de módulo e fase das impedâncias dos transdutores TR1 (a) e TR3 (b).

Transdutor	Módulo	Fase
	( <b> Z  em Ω</b> )	(ø em Graus)
TR1	475,0	-84,60
TR2	475,0	-84,23
TR3	460,2	-85,93
TR4	435,8	-85,45

**Tabela 3.2** - Módulo e fase da impedância dos transdutores utilizados nos equipamentos para afreqüência de 500kHz.

Os mapeamentos dos campos acústicos foram feitos no tanque para realizar medidas acústicas do LUS-CEB, utilizando-se um hidrofone de PVDF (polyvinilidene di-fluoride) do tipo agulha com diâmetro da área ativa de aproximadamente 1mm desenvolvido no laboratório. Foram feitos mapeamentos ao longo do eixo principal (axial - Eixo Y) e dos planos paralelos e transversais à face dos transdutores (Planos X-Z e Z-Y, respectivamente) com passos de 1mm e também foram adquiridos sinais ao longo do eixo acústico para determinar o espectro de freqüências e largura de banda dos mesmos. Detalhes sobre os equipamentos utilizados e os métodos para mapeamento de campos acústicos podem ser obtidos em BUTTON, 1998.

A Figura 3.15 (a e b) mostra os mapeamentos ao longo do eixo axial para os transdutores TR1 e TR3 onde pode-se determinar a transição entre a região de campo próximo e a região de campo distante dos mesmos. No caso do transdutor focalizado (TR3), esta coincide com o foco. A Tabela 3.3 mostra os valores em milímetros para os pontos de transição de cada um dos transdutores. Estes mapeamentos permitem que seja padronizada a distância entre o transdutor transmissor e a amostra a ser analisada de tal forma que todas as medidas sejam feitas no campo distante.





**Figura 3.15** - Mapeamentos ao longo do eixo axial para os transdutores TR1 (a) e TR3 (b), mostrando a região de transição entre o campo próximo e o campo distante.

Transdutor	Transição entre a região de campo próximo e a de campo distante. (mm)
TR1 (Não Focalizado)	32,0
TR2 (Não Focalizado)	32,0
TR3 (Focalizado)	22,0
TR4 (Focalizado)	22,0

**Tabela 3.3** - Pontos de transição entre as regiões de campo próximo e campo distante para ostransdutores utilizados nos equipamentos.

A Figura 3.16 (a e b) mostra os sinais no domínio do tempo captados por um hidrofone no campo acústico dos transdutores TR1 e TR3. Estes sinais foram adquiridos com um hidrofone pontual posicionado ao longo do eixo axial, na região de campo distante, a 100mm da face dos transdutores. O processamento desses sinais permite determinar a duração dos pulsos e seus espectros de freqüências. Através dos espectros, pode-se obter os pontos de mínima e máxima freqüências na linha de -6dB com relação ao pico e com estes calcular a freqüência central e a largura de banda dos transdutores, geralmente apresentada em porcentagem com relação à freqüência central. Outro dado que pode ser obtido é a freqüência de pico de energia no espectro. Esses dados foram determinados para os espectros apresentados dos quatro transdutores e são apresentados na Tabela 3.4. Os dados foram calculados tendo como base a norma técnica A.I.U.M. (1992).



**Figura 3.16** - Sinais dos transdutores TR1 (a) e TR3 (b), adquiridos na região de campo distante, a 100mm da face dos transdutores.





**Figura 3.17** - Espectro de freqüências para os transdutores TR1 (a) e TR3 (b), mostrando os pontos de mínima e máxima freqüência na linha de -6dB para determinação da largura de banda. A amplitude dos espectros foi normalizada para a unidade.

Transdutores	Duração do pulso (µs)	Freqüência central (MHz)	Freqüência de pico (MHz)	Largura de banda a -6dB do pico (%)
TR1	5,28	0,48	0,45	65,31
TR2	5,42	0,47	0,49	62,24
TR3	8,65	0,43	0,51	78,65
TR4	8,22	0,41	0,48	75,54

**Tabela 3.4** - Dados sobre duração do pulso, freqüência central, freqüência de pico e largura de banda a -6dB do pico para os transdutores utilizados nos equipamentos.

Os mapeamentos realizados para os planos transversais às faces dos transdutores TR1 e TR3 (planos X-Y) são apresentados na Figura 3.18 (a - f) sendo que os itens (a) e (b) mostram os mapeamentos em três dimensões, os itens (c) e (d) as projeções dos mesmos no plano X-Y e os itens (e) e (f) da figura mostram as curvas de contorno em -3dB, -6dB e -20dB da intensidade máxima do campo, evidenciando que a maior parte da energia gerada pelos transdutores encontra-se em um volume de diâmetro da seção transversal aproximadamente igual ao diâmetro das faces dos mesmos.

A Figura 3.19 (a - f) apresenta os planos paralelos às faces, realizados na região de campo próximo (a 10mm da face), a Figura 3.20 (a - d) apresenta os da região de transição (as distâncias em relação às faces são as apresentadas na Tabela 3.3, anteriormente) e a Figura 3.21 (a - f) na região de campo distante (a 100mm da face) para o transdutores TR1 e TR3.



**Figura 3.18** - Mapeamentos realizados nos planos transversais às faces dos transdutores TR1 (a, c, e) e TR3 (b, d, f): (a) e (b) mapeamento em três dimensões; (c) e (d) projeção no plano X-Y (e) e (f) Curvas de contorno em 3dB, 6dB e 20dB;



**Figura 3.19 -** Planos paralelos às faces dos transdutores TR1 (a, c, e) e TR3 (b, d, f) na região de campo próximo, a 10mm da face dos transdutores.



**Figura 3.20** - Planos paralelos às faces dos transdutores TR1 (a, c, e) e TR3 (b, d, f) na região de transição entre o campo próximo e o campo distante (a 32mm da face de TR1 e 22mm da face de TR3).



**Figura 3.21** - Planos paralelos às faces dos transdutores TR1 (a, c, e) e TR3 (b, d, f) na região de campo distante, a 100mm da face dos transdutores.

Como já mencionado anteriormente, também foi utilizado um hidrofone do tipo larga área ativa como receptor no equipamento para realizar as medidas na região do calcâneo, tendo como objetivo a investigação dos parâmetros desejados sem o efeito da difração. Tendo como base o trabalho de COSTA (1989) foi montado um protótipo no laboratório que é apresentado na Figura 3.22. Ele consiste em uma membrana fina (25 µm de espessura) de polímero do tipo PVDF (polyvinilidene di-fluoride) que apresenta características piezoelétricas. A membrana foi montada sobre um suporte anular rígido com diâmetro da área ativa de 75mm. Maiores detalhes sobre a construção, teoria e aplicações desse tipo de sensor podem ser obtidos na referência citada.



Figura 3.22 - Hidrofone do tipo larga área ativa.

## 3.1.4 - DRIVERS PARA OS MOTORES DE PASSO

Os drivers para acionamento dos motores de passo foram montados no laboratório de

ultra-som do DEB/FEEC-CEB, mas o projeto inicial foi feito anteriormente no Departamento de Engenharia Mecânica da POLI-USP durante a vigência de um projeto PADCT-FINEP.

Estes drivers permitem o controle da velocidade e sentido de rotação dos motores e também o acoplamento de chaves para detectar o fim de curso. Os sinais de controle devem apresentar níveis lógicos TTL, ou seja 0 a 5Vdc, que podem ser provenientes da Interface Paralela do Microcomputador (utilizada geralmente para conexão de impressoras) ou de uma placa de Entrada/Saída de dados. A Tabela 3.5 apresenta a descrição dos sinais de controle presentes nas placas dos drivers.

Sinal	Descrição		
Enable	Habilitação do driver: Ativo em estado lógico "0"		
Step	Passo do motor (Sinais TTL com freqüência entre 1Hz e 100Hz)		
DIR	Sentido de rotação do motor: "0" = horário; "1" = anti-horário		
SW_DW	Chave de fim de curso inferior		
SW_UP	Chave de fim de curso superior		
GND	Sinal de referência		

 Tabela 3.5 - Sinais de controle dos drivers para os motores de passo.

Foram utilizados 4 (quatro) drivers, controlados via Interface Paralela, para acionamento dos motores de passo do equipamento para realizar medidas na região do calcâneo e a conexão dos sinais de controle dos mesmos à porta paralela do microcomputador (conector DB25 fêmea) é mostrada na Tabela 3.6.
Sinal da porta paralela	Pino no conector DB25	Sinal do driver
Data Bit 0	2	DIR M1
Data Bit 1	3	STEP M1
Data Bit 2	4	DIR M2
Data Bit 3	5	STEP M2
Data Bit 4	6	ENABLE M1, M2, M3, M4
Data Bit 5	7	DIR M3
Data Bit 6	8	STEP M3
Data Bit 7	9	DIR M4
Strobe	1	STEP M4
GND	18 a 25	GND

 Tabela 3.6 - Conexão dos sinais de controle dos drivers à Interface Serial do Microcomputador.

## 3.2-SOFTWARE PARA CONTROLE E RECEPÇÃO DOS DADOS DOS EQUIPAMENTOS

O programa para controle e recepção dos dados dos equipamentos foi escrito na linguagem C (Borland C 2.01) e foi instalado no microcomputador IBM PC 486 compatível do sistema, que utiliza o sistema operacional DOS versão 6.22 da Microsoft. Foi utilizada uma versão semelhante do programa para os dois equipamentos, sendo que no caso do equipamento para realizar as medidas no antebraço distal, não há funções de posicionamento dos transdutores utilizando os motores de passo e para realizar mais de uma medida, o acionamento do programa para aquisição dos dados do osciloscópio é feito via teclado. Ele controla o sistema de varredura

do equipamento para realizar medidas na região do calcâneo, gerando os sinais para os drivers de motor de passo, recebe os sinais dos transdutores receptores dos dois equipamentos, digitalizados no osciloscópio, e armazena-os em arquivos para processamento posterior. O fluxograma do programa é apresentado na Figura 3.23.



Figura 3.23 - Fluxograma do programa de controle e recepção dos dados dos equipamentos.

Inicialmente é mostrada a tela principal do programa (Figura 3.24), que apresenta as opções para POSICIONAR, MAPEAR, TESTAR e SAIR. A partir deste ponto o programa executa uma das quatro tarefas em função da opção selecionada pelo operador.

Prompt do MS-DOS - OSTEOP2	DO MANIPULADOR XY I PARA SAIR TE	DO MINI-TANQUE - CLE Ctrl Z	PROJETO OSTEOPOROSE
	Posicionar	(P)	
	Napear Testar Sair (ESC	(H) (T) ou Ctr1Z)	
	Opcao:		
<u> </u>			

Figura 3.24 - Tela principal do programa para controle e recepção dos dados dos equipamentos.

A descrição de cada uma das tarefas executadas pelo programa será feita a seguir: 1) Posicionar: permite selecionar as opções para posicionar os transdutores de forma manual ou automática. Na operação manual (Figura 3.25), deve ser indicado o passo desejado e as setas horizontais ( $\rightarrow \leftarrow$ ) e verticais ( $\uparrow \downarrow$ ) do teclado são utilizadas para acionar os motores que realizam os deslocamentos nos eixos X e Y, respectivamente. Para sair da operação manual e voltar à tela principal do programa, deve ser acionada a tecla ESC. Na operação automática (Figura 3.26), o usuário deve indicar o deslocamento desejado para cada um dos eixos, sendo que o sentido do deslocamento (positivo ou negativo) é indicado no sinal do valor digitado. Após a execução do deslocamento selecionado, o programa volta para a tela principal.



Figura 3.25 - Tela do programa para posicionamento dos transdutores de forma manual.

C Prompt do MS-DOS - OSTEOP2
7 8 x 16 🗉 🖂 📾 🛃 🚰 🗛
PROGRAMA PARA CONTROLE DO MANIPULADOR XY DO MINI-TANQUE - PROJETO OSTEOPOROSE
PARA SAIR TECLE Ctrl Z
POSICIONAR TRANSDUTOR
Manual (M)
Automático (A)
Voltar (ESC)
OPERAÇÃO AUTONATICA
ENTRE CON O DESLOCAMENTO DESEJADO
Valor Positivo = Sentido Positivo do Eixo
Valor Negativo = Sentido Negativo do Eixo
Eixo X (mm): -40
Eixo Y (mm): 40
PARA INTERROMPER TECLE ESC_



2) MAPEAR: No caso do equipamento para realizar medidas na região do calcâneo (Tela da Figura 3.27), o operador deve indicar a região a ser mapeada (deslocamentos nos eixos X e Y), o

intervalo (passo) em que serão realizadas as medidas em cada um dos eixos, a velocidade dos motores e o nome do arquivo para gravar os dados. Já no caso do equipamento para a região do antebraço distal, deve ser indicado apenas o nome do arquivo. A cada deslocamento dos transdutores ou acionamento do teclado, no caso do equipamento do antebraço, o programa faz a aquisição da forma de onda digitalizada no osciloscópio (utilizando sempre 1024 pontos para cada sinal) e grava no arquivo a posição dos transdutores, os 1024 pontos digitalizados e as informações sobre as escalas vertical, horizontal e taxa de amostragem do sinal para que se possa processar os dados posteriormente. Antes de iniciar o mapeamento na região de interesse, o programa grava o sinal de referência no arquivo, obtido sem a presença do material a ser analisado, ou seja, com a propagação das ondas ultra-sônicas apenas na água.



**Figura 3.27** - Tela do programa para realizar a varredura e captura dos dados na região de interesse.

3) Testar: esta opção foi colocada no programa apenas para verificar se os motores de passo estão

funcionando adequadamente e, para realizar o teste, o operador deve indicar o motor a ser testado e a velocidade de teste (Figura 3.28). Para interromper o teste basta acionar a tecla ESC que o programa volta para a tela principal.



Figura 3.28 - Tela do programa para realizar testes dos motores de passo.

4) Sair: esta é a opção que permite sair do programa e voltar ao sistema operacional.

#### 3.3 - SOFTWARE PARA PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

O software para processamento e análise dos dados é formado por rotinas escritas para serem executadas no Matlab (Math Works Inc.) que realizam as seguintes tarefas:

- Tratamento dos sinais do transdutor receptor, digitalizados no osciloscópio, para cada um dos pacientes;
- 2) Cálculo dos parâmetros a serem correlacionados com os resultados dos exames de

densitometria para cada um dos pacientes, que serão agrupados em arquivos para análise;

3) Análises estatísticas;

A Figura 3.29 apresenta o fluxograma da rotina para realizar o tratamento dos sinais de cada um dos pacientes separadamente.



Figura 3.29 - Fluxograma da rotina para realizar o tratamento dos sinais de cada um dos pacientes.

Inicialmente o programa faz a leitura dos 1024 pontos e das informações sobre a taxa de

amostragem, escalas de tempo e de amplitude do sinal de referência que foi digitalizado no osciloscópio. Depois calcula a Transformada Rápida de Fourier (FFT), o tempo de propagação que é determinado utilizando-se o máximo do envelope do sinal (calculado através do valor absoluto da Transformada de Hilbert) e armazena os dados em variáveis para serem comparados com o sinal que se propagou no osso. Após a análise do sinal de referência, o programa passa a ler e analisar todos os sinais que se propagaram no osso, calculando a FFT, o tempo de propagação e os armazena como variáveis. Com os dados do sinal que se propagou no osso e na água (referência), é determinada a curva de atenuação em função da freqüência, subtraindo-se os valores absolutos das FFTs do sinal de referência e do sinal no osso (Equação 3.1), e também a reta que melhor se ajusta aos pontos desta curva na faixa de freqüências entre 0,2MHz e 0,7MHz. A inclinação da reta de regressão é o coeficiente de atenuação em banda larga (BUA).

$$Aten = \left| 20\log_{10} \left| \mathbf{VR} \right| - 20\log_{10} \left| \mathbf{VS} \right| \right|$$
(3.1)

onde:

VR |é o valor absoluto da FFT do sinal de referência;

VS |é o valor absoluto da FFT do sinal que se propagou no osso;

O programa realiza outros cálculos, totalizando 35 parâmetros para cada sinal que se propagou no osso, e armazena os dados no arquivo do paciente. Estes foram escolhidos em função de observações durante o processo de aquisição, onde notou-se que havia repetibilidade de algumas características e portanto optou-se por separá-las para serem analisadas posteriormente e verificar se forneciam informações que pudessem ser correlacionadas com a presença ou não da osteoporose. Os parâmetros calculados são os seguintes:  Ponto de interseção da reta de regressão com o eixo vertical para os pontos da curva de atenuação do sinal que se propagou no osso em relação ao sinal de referência na faixa entre 0,2MHz e 0,7MHz (reta número 1 na Figura 3.30);



Figura 3.30 - Curva de atenuação em função da freqüência mostrando: (1) Reta de regressão para a faixa entre 0,2MHz e 0,7MHz, cuja inclinação é o coeficiente BUA; (2) Reta de regressão para a faixa de pontos entre a terceira e a sexta harmônicas; (3) Reta de regressão para a faixa entre a sexta e a décima terceira harmônicas; (M) Ponto de máximo de atenuação.

- 2) Inclinação da reta de regressão (coeficiente BUA) (reta número 1 da Figura 3.30);
- Freqüência central do sinal de referência, calculado utilizando-se os pontos de interseção da linha de -6dB do máximo do valor absoluto da sua FFT. Este valor fica geralmente na faixa entre 0,45MHz e 0,56MHz (é determinado de forma semelhante à realizada na seção 3.1.3);
- 4) Freqüência central do sinal que se propagou no osso;

- 5) Valor máximo da curva de atenuação (Ponto marcado com M na Figura 3.30);
- 6) Freqüência para o valor máximo da curva de atenuação;
- 7) Valor médio da atenuação na faixa de freqüências entre 0,9MHz e 1,1MHz, que corresponde, aproximadamente, à região que inclui o valor da atenuação para a segunda harmônica do sinal de referência (2 vezes a freqüência central);
- 8) Valor médio da atenuação para a faixa que inclui a terceira harmônica (1,35 1,65MHz);
- 9) Valor médio da atenuação para a faixa que inclui a quinta harmônica (2,2 2,8MHz);
- 10) Valor médio da atenuação para a faixa entre a terceira e a sexta harmônicas (1,0 2,8MHz);
- Valor de interseção com o eixo vertical da reta de regressão para os pontos correspondentes à faixa de atenuação entre a terceira e a sexta harmônicas (Reta número 2 na Figura 3.30);
- 12) Coeficiente de inclinação da reta de regressão para os pontos entre a terceira e a sexta harmônicas (Reta número 2 na Figura 3.30);
- 13) Valor médio da atenuação para a faixa entre a sexta e a décima terceira harmônicas (2,8 6,0MHz);
- 14) Valor de interseção com o eixo vertical da reta de regressão para os pontos entre a sexta e a décima terceira harmônicas (Reta número 3 na Figura 3.30);
- 15) Coeficiente de inclinação da reta de regressão para os pontos entre a sexta e a décima terceira harmônicas (Reta número 3 na Figura 3.30);
- 16) Amplitude máxima do sinal de referência (Ponto de máximo do envelope do sinal mostrado na Figura 3.31);

- 17) Tempo de propagação do sinal de referência (ponto na escala de tempo correspondente ao máximo do envelope na Figura 3.31);
- 18) Duração do sinal de referência (Figura 3.31);
- 19) Amplitude máxima do sinal que se propagou no osso (Figura 3.32);
- 20) Tempo de propagação do sinal no osso (Figura 3.32);
- 21) Duração do sinal que se propagou no osso (Figura 3.32);



Figura 3.31 - Sinal de referência mostrando os pontos de máximo do envelope e duração do pulso.



Figura 3.32 - Sinal que se propagou no osso mostrando os pontos de máximo do envelope e duração do pulso.

Os parâmetros 22 a 35 a seguir correspondem às análises feitas apenas no sinal que se propagou no osso, onde é separada a parte principal (de maior amplitude) da parte final do mesmo (ver exemplo na Figura 3.33). É calculada a FFT para ambas e é gerada uma curva de atenuação em função da freqüência (semelhante ao que foi feito utilizando-se a equação 3.1) para que se possa calcular os parâmetros 22 a 35. Isto foi feito pois verificou-se experimentalmente que alguns pacientes sem osteoporose apresentavam a parte final do pulso, em relação à principal, maior que os que tinham a doença e, portanto, optou-se por verificar se isto ocorre ao acaso ou se é uma característica predominante nos sinais.



**Figura 3.33** - Sinal que se propagou no osso mostrando os pontos de separação entre as partes principal e final do mesmo.

Os parâmetros 22 a 35 são apresentados a seguir:

- 22) Valor de interseção com o eixo vertical da reta de regressão para os pontos da FFT da parte inicial do pulso na faixa entre 0,8 e 3MHz (Figura 3.34);
- 23) Coeficiente de inclinação da reta de regressão para os pontos da FFT da parte inicial do pulso na faixa entre 0,8 e 3MHz (Figura 3.34);
- 24) Valor de interseção com o eixo vertical da reta de regressão para os pontos da FFT da parte final do pulso na faixa entre 0,8 e 3MHz (Figura 3.35);
- 25) Coeficiente de inclinação da reta de regressão para os pontos da FFT da parte final do pulso

na faixa entre 0,8 e 3MHz (Figura 3.35);



**Figura 3.34** - FFT da parte principal do pulso mostrando o ponto de máximo e a reta de regressão para a faixa de freqüências entre 0,8 e 3MHz.

- 26) Valor máximo da amplitude da FFT da parte principal do pulso (Figura 3.34);
- 27) Freqüência para o máximo da FFT da parte principal do pulso (Figura 3.34);
- 28) Valor máximo da amplitude da FFT da parte final do pulso (Figura 3.35);
- 29) Freqüência para o máximo da FFT da parte final do pulso (Figura 3.35);
- 30) Valor máximo da atenuação da parte final em relação à parte inicial do pulso (Figura 3.36);
- 31) Freqüência para valor máximo da atenuação da parte final em relação à parte principal do pulso (Figura 3.36);



**Figura 3.35 -** FFT da parte final do pulso mostrando o ponto de máximo e a reta de regressão para a faixa de freqüências entre 0,8 e 3MHz.

- 32) Atenuação média da parte final em relação à principal para a faixa entre 0,2 e 0,7MHz (Figura 3.36);
- 33) Atenuação média da parte final em relação à principal para a faixa entre 1,0 e 3,0MHz (Figura 3.36);
- 34) Valor máximo da atenuação da parte final em relação à principal para a faixa entre 1,0 e3,0MHz (Figura 3.36);
- 35) Freqüência para o valor máximo da atenuação da parte final em relação à inicial na faixa entre 1,0 e 3,0MHz (Figura 3.36);



**Figura 3.36** - Curva de atenuação da parte final em relação à principal do sinal que se propagou no osso mostrando o valor médio para a faixa de freqüências entre 0,2 e 0,7MHz, o valor médio para a faixa de freqüências entre 1 e 3MHz, o ponto de máxima atenuação geral e o ponto de máxima atenuação na faixa entre 1 e 3MHz.

O fluxograma da rotina para realizar o cálculo dos parâmetros a serem correlacionados com os resultados dos exames de densitometria é apresentado na Figura 3.37. Inicialmente o programa faz a leitura dos nomes de arquivos com dados de pacientes a partir de um que contenha todos os nomes.



**Figura 3.37** - Fluxograma da rotina para realizar cálculos dos parâmetros a serem correlacionados com os resultados do exame de densitometria para cada um dos pacientes.

Após ter sido feita a leitura dos nomes dos arquivos a serem processados, o programa lê cada um deles e elimina os pontos que não correspondem a sinais que se propagaram no osso, utilizando para isso valores de atenuação (pontos com atenuação menor que 38dB ou com a interseção da reta de regressão BUA com o eixo vertical acima de 15dB são eliminados) e valores de velocidade de propagação (pontos cuja diferença de tempo de propagação entre a referência e o sinal no osso quando aplicados na equação para determinar a velocidade, Equação 2.10, utilizando-se uma distância média de 4cm, resultem em valores acima de 1700 m/s são eliminados). Estes valores foram utilizados pois foram feitos testes com pacientes e verificou-se

que seriam os mais adequados e também estão de acordo com pesquisas realizadas anteriormente *in vivo* (ALVES *et al.*, 1996; GNUD *et al.*, 1995; GLÜER *et al.*, 1996; BAUER *et al.*, 1997). Os 35 parâmetros de cada sinal são classificados em 7 categorias, tendo sempre como parâmetro de classificação o valor de BUA. Cada categoria de dados é gravada em um arquivo separado para que se possa realizar as análises estatísticas posteriormente. As categorias de classificação dos dados são as seguintes:

- 1) Valor mínimo de BUA e os 34 parâmetros restantes para o sinal em que este ocorreu;
- 2) Valores médios de BUA e dos outros parâmetros;
- 3) Valor máximo de BUA e os 34 parâmetros restantes para o sinal em que este ocorreu;
- Valores médios dos parâmetros para os pontos com valores de BUA acima de -3dB do máximo;
- 5) Valores médios dos parâmetros para os pontos com valores de BUA acima de -6dB do máximo;
- Valores médios dos parâmetros para os pontos com valores de BUA acima de -20dB do máximo;
- Valores médios dos parâmetros para os pontos com BUA na faixa entre -6dB e -3dB do máximo;

A rotina para realizar as análises estatísticas faz a leitura dos arquivos gerados para as categorias de dados descritas acima, gera curvas de regressão e calcula os coeficientes de correlação dos parâmetros calculados com os valores de DMO na região da coluna vertebral, a nível das vértebras L2-L4, do Colo do Fêmur, Triângulo de Wards e Trocanter. A eficiência da

curva de regressão é verificada pelo erro médio absoluto entre o valor real da DMO e o valor estimado pela equação de regressão que representa na análise estatística o coeficiente de correlação linear de Pearson, r, e o teste de significância do mesmo em função do tamanho da amostra (n), avaliado pelo teste de paridade t de Student com n - 2 graus de liberdade, que fornece a probabilidade P de que o mesmo não seja significativo (COSTA NETO, 1987; ZAR, 1974). A Figura 3.38 mostra o fluxograma da mesma.



Figura 3.38 - Fluxograma da rotina para realizar as análises estatísticas dos dados.

#### 3.4 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Segundo as determinações do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96), todas as

pesquisas com pacientes devem ser aprovadas previamente pelo Comitê de Ética e o paciente deve ser devidamente esclarecido através de formulário adequado, escrito em linguagem acessível, sobre os objetivos da pesquisa, procedimentos a que será submetido e todos os riscos/benefícios decorrentes dos mesmos. Como o projeto envolve testes com pacientes, este foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas (FCM-UNICAMP), protocolo número 18/2000, e foi aprovado. Uma cópia do Consentimento Livre e Esclarecido aprovado encontra-se no Apêndice 2 e o projeto submetido está à disposição para consulta na secretaria do Centro de Engenharia Biomédica.

Os testes foram realizados no Laboratório de Ultra-Som do Centro de Engenharia Biomédica com pacientes do Ambulatório de Reumatologia-Osteoporose do Hospital de Clínicas da Unicamp (HC-UNICAMP), com a colaboração do Prof. Dr. João Francisco Marques Neto do Departamento de Clínica Médica da Facultade de Ciências Médicas (FCM-UNICAMP). Todos os pacientes incluídos na pesquisa foram previamente avaliados pelo exame de densitometria realizado no equipamento do tipo DEXA do Serviço de Medicina Nuclear do HC-UNICAMP (Departamento de Radiologia da FCM-UNICAMP), tendo o diagnóstico sido baseado nos critérios propostos pela OMS (ver Tabela 2.1 - Capítulo 2), na avaliação clínica, laboratorial e densitométrica.

Todos os testes foram realizados sob as mesmas condições, sendo que os equipamentos eletrônicos foram sempre ligados com uma antecedência de no mínimo meia hora antes da realização do primeiro exame, de modo a permitir que os mesmos atingissem as condições adequadas (estáveis) para operação. Os parâmetros configurados nos equipamentos são apresentados na Tabela 3.7.

Parâmetro	Valor
Taxa de repetição dos sinais aplicados aos transdutores transmissores	100Hz
Forma do sinal aplicado aos transdutores	Pulso senoidal
Freqüência do sinal	500kHz
Número de ciclos no "burst"	1
Amplitude do sinal aplicado ao amplificador de potência	1,3V
Amplitude do sinal de saída do amplificador de potência e aplicado ao	
transdutor transmissor (Tensão pico a pico - $V_{pp}$ )	130V
Ganho do pré-amplificador do transdutor receptor	10dB
Taxa de amostragem dos sinais digitalizados no osciloscópio	25MHz

Tabela 3.7 - Parâmetros configurados nos equipamentos para realização dos exames.

Utilizando-se os valores da taxa de repetição, freqüência e amplitude de pico do sinal aplicado ao transdutor transmissor ( $V_p = V_{pp}/2 = 65$ V), pode-se calcular os valores instantâneo ( $V_{inst}$ ) e eficaz ( $V_{rms}$ ) da tensão.

Considerando-se  $T_R$  o período da taxa de repetição ( $T_R = 1/100$ Hz = 10ms) e  $T_C$  o período do sinal aplicado ao transdutor ( $T_C = 1/500$ kHz = 2 µs), o valor eficaz é dado por:

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T_R}} \int_0^{T_C} V_p^2 \sin^2 wt dt = \sqrt{\frac{V_p^2}{T_R}} \int_0^{T_C} \frac{1 - \cos 2wt}{2} dt = \sqrt{\frac{V_p^2}{T_R}} \int_0^{T_C} \frac{1}{2} dt - \frac{V_p^2}{T_R} \int_0^{T_C} \frac{\cos 2wt}{2} dt$$
$$V_{rms} = \sqrt{\frac{V_p^2}{T_R}} \left[\frac{T_C}{2} + \frac{\sin 2wT_C}{4w}\right] = \sqrt{\frac{V_p^2 T_C}{2T_R}} = \sqrt{\frac{65^2 * 2e^{-6}}{2*10e^{-3}}} = 0,65 \, Volts$$
(3.2)

Para determinar o valor instantâneo, basta fazer o período de integração da Equação 3.2 igual ao período do sinal ( $T_R = T_C = 2 \ \mu s$ ); desta forma:

$$V_{inst} = \sqrt{\frac{V_p^2 T_c}{2T_c}} = \frac{V_p}{\sqrt{2}} = \frac{65}{\sqrt{2}} = 45,96 \, Volts$$
(3.3)

Com os valores das tensões, pode-se calcular a potência ativa instantânea ( $P_{inst}$ ) e total ( $P_A$ ) aplicada aos transdutores utilizando-se as equações:

$$P_{inst} = \frac{1}{2} \operatorname{Re}(V_{inst}I^*) = \frac{1}{2} \operatorname{Re}(\frac{V_{inst}^2}{Z}) = \frac{V_{inst}^2}{2|Z|} \cos(-\phi)$$
(3.4)

$$P_{A} = \frac{1}{2} \operatorname{Re}(V_{rms}I^{*}) = \frac{1}{2} \operatorname{Re}(\frac{V_{rms}^{2}}{Z}) = \frac{V_{rms}^{2}}{2|Z|} \cos(-\phi)$$
(3.5)

Pelas leis de conservação de energia, a intensidade do sinal aplicado ao paciente, dada em  $mW/cm^2$ , pode ser calculada dividindo-se a potência aplicada pela área (A) do transdutor. Considerando-se que parte desta energia é dissipada no mesmo ou convertida em outros modos de vibração da cerâmica, que não o modo longitudinal, na melhor hipótese<sup>\*</sup>, somente metade da energia é efetivamente aplicada ao paciente. Desta forma, sendo *d* o diâmetro do transdutor, as intensidades instantânea (*I*<sub>inst</sub>) e eficaz (*I*<sub>ef</sub>) podem ser determinadas por:

$$I_{inst} = \frac{P_{inst}}{2A} = \frac{2P_{inst}}{\pi d^2} = \frac{V_{inst}^2}{\pi d^2 |Z|} \cos(-\phi)$$
(3.6)

$$I_{ef} = \frac{P_A}{2A} = \frac{2P_A}{\pi d^2} = \frac{V_{rms}^2}{\pi d^2 |Z|} \cos(-\phi)$$
(3.7)

Com os parâmetros calculados nas equações 3.2 e 3.3, os dados sobre os transdutores transmissores utilizados nos equipamentos (TR1 e TR3), apresentados anteriormente nas Tabelas 3.1 e 3.2 - Seção 3.1.3, e utilizando-se as equações 3.6 e 3.7, pode-se estimar as intensidades das

<sup>\*</sup> A literatura indica que o coeficiente de acoplamento piezoelétrico para ondas longitudinais do PZT-4 (material do qual é feita a maioria dos transdutores ultra-sônicos para a faixa de diagnóstico) é de 0,51 (KINO, 1987).

ondas ultra-sônicas instantânea e efetivamente aplicadas aos pacientes nas regiões do calcâneo e antebraço distal, as quais são apresentadas na Tabela 3.8. Estes valores estão dentro da faixa utilizada para caracterização de tecidos biológicos, 10 mW/cm2 a 1 W/cm2 (McDICKEN, 1981).

Tabela 3.8 - Intensidades instantâne	a e efetiva aplicadas ao	s pacientes nas	s regiões do	calcâneo e
	antebraço distal.			

Região	Transdutor	Intensidade Instantânea I <sub>inst</sub> (mW/cm <sup>2</sup> )	Intensidade Efetiva I <sub>ef</sub> (µW/cm <sup>2</sup> )
Calcâneo	TR1	36,97	7,4
Calcâneo	TR2	39,42	7,9
Antebraço Distal	TR3	28,73	5,7
Antebraço Distal	TR4	33,91	6,8

Foram feitos testes utilizando-se os equipamentos de ultra-som em 211 voluntários, mas 5 destes não puderam ser incluídos na pesquisa devido à não disponibilidade do exame de densitometria que é utilizado para comparação dos resultados. Os voluntários restantes foram distribuídos em quatro categorias de testes (alguns foram incluídos em mais de uma):

1) Testes na região do calcâneo com os transdutores em posição fixa

(Número de testes: 111);

2) Testes na região do antebraço com os transdutores em posição fixa

(Número de testes: 60);

 Testes na região do calcâneo com os transdutores posicionados automaticamente para realizar um mapeamento no plano X-Y

(Número de testes: 91);

 Testes na região do calcâneo utilizando o Hidrofone do Tipo Larga Área Ativa como receptor (Número de testes: 5);

A Figura 3.39 apresenta a distribuição dos pacientes com relação ao nível de densidade mineral óssea (DMO), separada nas quatros regiões de análise (região das vértebras L2 a L4 na coluna vertebral, Colo do Fêmur, Triângulo de Wards e Trocanter), representada em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem. A Figura 3.40 mostra a distribuição do número de pacientes com relação ao tempo decorrido entre a data em que foi realizado o exame de densitometria e a data em que foi realizado o exame de ultra-som. Pode-se verificar que aproximadamente 73% dos pacientes realizaram o exame de densitometria até 2 anos antes da realização do exame de ultra-som e 6% até 1 ano após.







Figura 3.40 - Distribuição dos pacientes com relação ao tempo decorrido entre a data em que foi realizado o exame de densitometria (DMO) e o de ultra-som. Os valores negativos indicam que o exame de ultra-som foi realizado antes da densitometria. Os valores entre parênteses representam a porcentagem do grupo em relação ao número total de pacientes.

A Tabela 3.9 mostra a distribuição racial do grupo de pacientes incluídos na pesquisa e a Figura 3.41 mostra a distribuição por faixa etária e sexo. A Tabela 3.10 apresenta alguns parâmetros estatísticos: correlação entre os resultados da densitometria (DMO) realizados na região lombar da coluna vertebral (vértebras L2-L4) com os da região do fêmur (Colo, Triângulo de Wards e Trocanter, variâncias e desvios-padrão das amostras.

Raça	Número de Pacientes	Participação percentual
Branca	188	93,5%
Parda	6	3,0%
Negra	4	2,0%
Amarela	3	1,5%



Figura 3.41- Número de pacientes por faixa etária e sexo.

Tabela 3.10 - Parâmetros estatísticos da população incluída nos testes de ultra-som: coeficientes
de correlação entre os resultados do exame de DMO realizado na região lombar (L2-L4) e os
realizados na região do fêmur (Colo, Wards e Trocanter); variâncias e desvios-padrão
representados em termos do valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.

N = 201	L2 - L4	Colo	Wards	Troch
Correlação (L2-L4)	1,00	0,56	0,59	0,49
Mínimo	-6,38 DP	-5,10 DP	-5,19 DP	-5,00 DP
Máximo	1,90 DP	1,93 DP	1,85 DP	1,49 DP
Média	-2,76 DP	-1,85 DP	-2,32 DP	-1,44 DP
Variância	1,57	1,20	1,37	1,10
Desvio-padrão	1,25	1,09	1,17	1,05

DP = Desvio Padrão da DMO medida em relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.

A OMS classifica os pacientes com osteoporose severa quando o valor medido de DMO estiver 2,5 vezes abaixo do valor de referência médio para o adulto jovem e quando houver a presença de uma ou mais fraturas em decorrência da doença. Como seria difícil realizar testes em pacientes sob estas condições pelo fato de os mesmos precisarem se deslocar até o local do exame e também subir escadas, aumentando o risco de ocorrência de uma queda e complicação do quadro clínico, apenas para separação dos pacientes nos quatro grupos mostrados anteriormente na Figura 3.39, foi utilizado o valor de -3,5 desvios-padrão como limiar para classificação em osteoporose severa. Este valor foi utilizado pois, abaixo do mesmo, o risco para ocorrência de fraturas é considerado maior (GLÜER *et al.*, 1996).

Os resultados dos exames de densitometria a nível de fêmur e coluna vertebral são apresentados no Apêndice 3. Os resultados do exame de ultra-som para as regiões do calcâneo e do antebraço que apresentaram melhor correlação com os valores de DMO a nível de fêmur (Colo, Triângulo de Wards e Trocanter) e da região lombar da coluna vertebral (região das vértebras L2 a L4) serão apresentados nas seções seguintes.

#### 3.4.1 - Configuração para realizar os testes na região do calcâneo realizados com os transdutores em posição fixa

Os exames foram realizados com os transdutores fixos (sistema de varredura desativado) em relação ao suporte para o pé sendo que eles ficam sempre alinhados um de frente para o outro e posicionados aproximadamente na região central do calcâneo (Figura 3.42). Foram realizadas 10 medidas para cada um dos 110 voluntários incluídos, com duração aproximada de 10 minutos para cada teste.



**Figura 3.42**- Posicionamento do calcâneo em relação aos transdutores para realizar os testes em um único ponto. Os motores de passo não são acionados e os transdutores transmissor (T) e receptor (R) ficam alinhados na posição central do calcâneo (Desenho do calcâneo modificado de GRAY, 1977).

## 3.4.2 - Configuração para realizar os testes na região do antebraço distal com os transdutores em posição fixa

O exame foi feito na região distal do rádio com 10 medidas para cada indivíduo, sendo a posição do antebraço em relação aos transdutores ajustada manualmente (eixo X na Figura 3.43). A distância entre os transdutores foi ajustada para 100mm (eixo Z na Figura 3.43) e os mesmos permanecem sempre alinhados e fixos durante a realização dos testes. Foram realizados testes em 60 voluntários com duração aproximada de 10 minutos para cada um.



**Figura 3.43 -** Posicionamento do antebraço (região distal rádio) em relação aos transdutores transmissor (T) e receptor (R) para realizar os testes em um único ponto.

#### 3.4.3 - Configuração para realizar os testes na região do calcâneo utilizando o sistema de varredura para obter mapeamento no plano X-Y.

Os testes foram realizados inicialmente em uma área de 40mm x 40mm na região do calcâneo, com passos de 5mm, totalizando 81 pontos e depois verificou-se que seria mais adequado realizar o mapeamento em uma área de 30mm x 30mm com passos de 2mm, totalizando 256 pontos. O posicionamento dos transdutores é semelhante ao apresentado anteriormente na Figura 3.42, mas neste caso os motores foram acionados para posicionar os transdutores, que permanecem sempre alinhados um em relação ao outro, e realizar o mapeamento no plano X-Y. A Figura 3.44 mostra como os pontos são mapeados no plano e a Figura 3.45 apresenta o mapa de atenuação obtido para um voluntário. Foram realizados testes



em 91 pacientes e a duração de cada teste foi de aproximadamente 22 minutos.

Figura 3.44 - Método de mapeamento dos pontos do plano X-Y na região do calcâneo (Desenho do calcâneo modificado de GRAY, 1977).



Figura 3.45 - Mapa de atenuação (BUA) obtido na região do calcâneo. Os pontos da região

central (vermelhos) representam valores de BUA de maior amplitude.

Os pontos da região central do mapa de atenuação (vermelhos) representam os valores de maiores amplitudes e estão dentro da região de -6dB do máximo da amplitude. A Figura 3.46 apresenta os valores de BUA para os pontos do mapeamento na região do calcâneo mostrando as linhas de -3dB, -6dB e -20dB do máximo da amplitude. O valor médio dos pontos acima da linha de -6dB do máximo é utilizado para ser correlacionado com o resultado de DMO.



**Figura 3.46** - Valores de BUA para os pontos do mapeamento na região do calcâneo mostrando as linhas de -3dB, -6dB e -20dB do máximo da amplitude. O valor médio dos pontos acima da linha de -6dB do máximo é utilizado para ser correlacionado com o resultado de DMO.

## 3.4.4 - Configuração para realizar os testes na região do calcâneo utilizando o Hidrofone do Tipo Larga Área Ativa (LAH)

Inicialmente optou-se por realizar testes com o sensor do tipo LAH tendo em vista a

minimização dos efeitos da difração e refração do campo acústico eventualmente provocados pela propagação no osso. Como pode ser verificado na seção 3.1.3, a abertura do campo acústico gerado pelos transdutores utilizados como transmissores, considerando-se a curva de -20dB do máximo da amplitude e à distância de 150mm da face, é de aproximadamente 40mm e como o diâmetro da área ativa do sensor LAH utilizado é de 75mm, este pode captar todo o feixe de ondas que se propagaram no meio de referência (água), realizando uma integração do sinal, enquanto o transdutor receptor capta apenas parte do mesmo, Figura 3.47 (a e b).





Uma característica do sensor tipo LAH é que este capta as componentes espaciais das frentes de onda cuja direção de propagação é perpendicular à face do mesmo. Havendo angulação do LAH, são gerados sinais elétricos de menor amplitude. Quando há difração ou refração do feixe de ondas, para continuar gerando sinais elétricos com maiores amplitudes, o mesmo deve ser posicionado de forma a continuar perpendicular ao feixe. No caso dos testes realizados na região do calcâneo, onde há propagação dos sinais através do osso, ocorre difração e refração do feixe de ondas e neste caso o transdutor receptor capta uma parte menor ainda dos sinais (Figura 3.47c), enquanto o LAH pode ser rotacionado verticalmente ou horizontalmente para ficar perpendicular ao feixe e continuar realizando a integração do sinal (Figura 3.47d).

Uma outra característica do LAH é que sua sensibilidade é muito baixa e, portanto, para que se possa calcular a atenuação em banda larga (BUA), o sistema de amplificação deve apresentar ganho elevado (60dB no mínimo) e alta excursão pico a pico de saída (aproximadamente 60V) para amplificar o sinal de referência com o mesmo ganho e defasagem do que se propagou no osso.

#### **CAPÍTULO 4 - RESULTADOS**

# 4.1 - RESULTADOS DOS TESTES NA REGIÃO DO CALCÂNEO COM OS TRANSDUTORES EM POSIÇÃO FIXA

As Figuras 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4 apresentam a correlação entre os valores de BUA para a região do calcâneo e a Densidade Mineral Óssea (DMO) para a coluna vertebral (vértebras L2 a L4), Colo do Fêmur, Triângulo de Wards e Trocanter, respectivamente, classificadas em termos dos desvios-padrão do valor de referência médio para o adulto jovem. A Tabela 4.1 apresenta, de forma resumida, os coeficientes de correlação obtidos e outros parâmetros da análise estatística entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e os resultados do exame de DMO.

N = 110	L2 - L4	Colo	Wards	Trocanter
Reta Regressão	Y = 6,72 + 76,71x	y = 5,12 + 66,67x	y = 5,58 + 70,27x	y = 5,40 + 64,91x
Correlação-BUA	0,50	0,41	0,45	0,43
Р	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
Desvio de Zero	Significativo	Significativo	Significativo	Significativo
Mínimo	-6,38 DP	-5,10 DP	-5,19 DP	-5,00 DP
Máximo	0,01 DP	1,19 DP	1,85 DP	1,49 DP
Média	-3,02 DP	-2,00 DP	-2,48 DP	-1,57 DP
Variância	0,91	1,06	1,10	1,07
Desvio-padrão	0,95	1,03	1,05	1,04

**Tabela 4.1** - Resumo da análise estatística dos valores de BUA medidos na região do calcâneocom os transdutores em posição fixa (Número de testes: 110).

DP = Desvio Padrão da DMO medida em relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.1** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região da coluna vertebral (vértebras L2 a L4) com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



Figura 4.2 - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO no Colo do Fêmur com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



Figura 4.3 - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Triângulo de Wards com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.4** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Trocanter com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.
# 4.2 - RESULTADOS DOS TESTES NA REGIÃO DO ANTEBRAÇO DISTAL COM OS TRANSDUTORES EM POSIÇÃO FIXA

As Figuras 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8 apresentam a correlação dos valores de BUA medidos na região do antebraço e os resultados do exame de DMO na região lombar (L2 a L4), Colo do Fêmur, Triângulo de Wards e Trocanter, respectivamente. A Tabela 4.2 apresenta, de forma resumida, os coeficientes de correlação obtidos e outros parâmetros da análise estatística entre os valores de BUA medidos na região do antebraço e a DMO.

N = 60	L2 - L4	Colo	Wards	Trocanter	
Reta Regressão	y = 5,58 + 57,05x	y = 3,25 + 46,23x	y = 5,49 + 52,88x	y = 3,98 + 46,12x	
Correlação-BUA	0,31	0,19 0,29		0,25	
Р	0,0164	0,1398	0,0229	0,0576	
Desvio de Zero	Significativo	Não Significativo	Significativo	Não Significativo	
Mínimo	-5,59 DP	-5,00 DP	-5,00 DP	-5,00 DP	
Máximo	-0,63 DP	0,59 DP	-0,40 DP	1,49 DP	
Média	-3,00 DP	-1,83 DP	-2,30 DP	-1,46 DP	
Variância	0.82	0,95	0,77	1,03	
Desvio-padrão	0,91	0,97	0,88	1,01	

**Tabela 4.2** - Resumo da análise estatística dos valores de BUA medidos na região do antebraço<br/>com os transdutores em posição fixa (Número de testes: 60).

DP = Desvio Padrão da DMO medida em relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



Figura 4.5 - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do antebraço e a DMO na região da coluna vertebral (vértebras L2 a L4) com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.6** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do antebraço e a DMO no Colo do Fêmur com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



Figura 4.7 - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do antebraço e a DMO na região do Triângulo de Wards com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.8** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Trocanter com os transdutores em posição fixa. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.

# 4.3 - RESULTADOS DOS TESTES NA REGIÃO DO CALCÂNEO UTILIZANDO O SISTEMA DE VARREDURA PARA OBTER O MAPEAMENTO NO PLANO X-Y.

As Figuras 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12 apresentam a correlação dos valores de BUA medidos na região do calcâneo e os resultados do exame de DMO na região lombar (L2 a L4), Colo do Fêmur, Triângulo de Wards e Trocanter, respectivamente. A Tabela 4.3 apresenta o resumo da análise estatística.

 Tabela 4.3 - Resumo da análise estatística dos valores de BUA medidos na região do calcâneo com os transdutores sendo posicionados automaticamente para realizar um mapeamento no plano X-Y (Número de testes: 91).

N = 91	L2 - L4	Colo	Wards	Trocanter	
Reta Regressão	y = 7,76 + 86,76x	y = 8,15 + 81,41x	y = 7,30 + 83,34x	y = 8,15 + 78,22x	
Correlação-BUA	0,75	0,61	0,61	0,56	
Р	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	
Desvio de Zero	Significativo	Significativo	Significativo	Significativo	
Mínimo	-6,38 DP	5,38 DP -4,43 DP		-3,33 DP	
Máximo	1,9 DP	1,9 DP 1,93 DP 1		1,37 DP	
Média	-2,42 DP -1,67 DP		-2,13 DP	-1,28 DP	
Variância	2,21	2,21 1,32		1,10	
Desvio-padrão	1,49	1,15	1,28	1,05	

DP = Desvio Padrão da DMO medida em relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.9** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região da coluna vertebral (vértebras L2 a L4) com os transdutores sendo posicionados automaticamente para realizar o mapeamento no plano X-Y. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.10** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Colo do Fêmur com os transdutores sendo posicionados automaticamente para realizar o mapeamento no plano X-Y. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.11** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Triângulo de Wards com os transdutores sendo posicionados automaticamente para realizar o mapeamento no plano X-Y. O valor da DMO é representado em termos dos desviospadrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.



**Figura 4.12** - Correlação entre os valores de BUA medidos na região do calcâneo e a DMO na região do Trocanter com os transdutores sendo posicionados automaticamente para realizar o mapeamento no plano X-Y. O valor da DMO é representado em termos dos desvios-padrão com relação ao valor de referência médio para o adulto jovem e assintomático.

# 4.4 - RESULTADOS DOS TESTES NA REGIÃO DO CALCÂNEO UTILIZANDO O HIDROFONE DO TIPO LARGA ÁREA ATIVA (LAH)

Durante a realização dos testes com os pacientes, o transdutor transmissor foi posicionado na região central do calcâneo e a posição angular vertical e horizontal do hidrofone foi ajustada de forma a obter o máximo da amplitude do sinal captado pelo mesmo, mas o sistema de amplificação utilizado apresenta excursão máxima de saída de 18V pico a pico, e para que fosse possível captar sinais utilizando o LAH foi necessário aumentar a amplitude do pulso de excitação do transdutor transmissor para 250V (amplitude máxima de saída do amplificador de potência) e utilizar ganho de 60dB. O problema foi que, em função da excursão máxima de saída do amplificador, não foi possível captar o sinal de referência nas mesmas condições. Mesmo assim foram realizados testes em 5 pacientes com 10 medidas para cada um, com a aquisição apenas do sinal que se propagou no osso. A Figura 4.13 mostra um dos sinais adquiridos utilizando-se o LAH.

O objetivo dos testes realizados com o LAH foi verificar se poderia ser extraído algum tipo de informação, mesmo sem a aquisição do sinal de referência, para ser correlacionada com a presença da doença, mas isto não foi possível até o momento. De qualquer forma, foi montada uma base de dados para investigações em trabalhos futuros.



Figura 4.13 - Sinal do calcâneo no domínio do tempo obtido utilizando-se o hidrofone do tipo Larga Área Ativa, com amplificação de 60dB.

## CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

## 5.1 - DISCUSSÃO

A análise estatística dos resultados do exame de densitometria dos voluntários incluídos na pesquisa (Tabela 3.10) mostrou que não há uma alta correlação (*r* próximo da unidade) entre as análises DEXA realizadas na região do fêmur (Colo, Triângulo de Wards e Trocanter) com as da região lombar da coluna vertebral (vértebras L2 a L4) pois o coeficiente de correlação ficou na faixa entre 0,49 e 0,59. A Tabela 3.10 indica ainda que a perda de massa óssea é maior na região lombar que nos outros sítios (veja-se a Densidade Mineral Óssea, DMO, média para cada sítio). Esta característica aparece também em outras pesquisas com pacientes e em estudos que mostram que o número de fraturas de vértebras é maior que os da região do fêmur (BAUER *et al.*, 1997; GLÜER *et al.*, 1996; MARQUES NETO & FERNANDES, 2001; NIH ORBD-NRC, 2001). Outra característica da população avaliada é que aproximadamente 93,5% são da raça branca, 85 % estão dentro da faixa etária entre 50 e 90 anos e 90% destes são do sexo feminino, o que está novamente de acordo com as estatísticas que indicam que a osteoporose acomete mulheres em proporções bem maiores que os homens e a doença ocorre principalmente no período pósmenopausa e com maior freqüência em indivíduos da raça branca.

A maioria dos pacientes avaliados (73%) realizaram o exame de densitometria até dois anos antes do exame de ultra-som, uma pequena parcela (6%) até um ano após o mesmo e a parcela restante (21%) até 7 anos antes do exame, sendo que destes últimos apenas 1,5% realizou o exame no período entre 4 e 7 anos. Estes dados, apesar da grande variação, não interferem significativamente nos resultados obtidos pois, no caso da osteoporose, as alterações nos resultados de densitometria decorrentes do tratamento clínico só passam a ser perceptíveis, na maioria dos casos, em um prazo que pode variar de 2 a 4 anos. Isto pôde ser comprovado através da análise dos exames de alguns pacientes que apresentaram diferenças não superiores a 7% nos resultados de exames realizados em um período de 4 anos. O procedimento adotado pela equipe do Ambulatório de Osteoporose do HC/UNICAMP é solicitar novo exame de densitometria apenas após decorrer pelo menos 2 anos de tratamento, exceto em casos excepcionais.

Foram feitas análises estatísticas isoladas e multivariáveis, não apresentadas no trabalho, dos 35 parâmetros calculados pelo programa de análise dos dados para verificar quais deles melhor se correlacionavam com os resultados do exame de DMO e entre eles, o que apresentou melhor resultado foi a atenuação em banda larga (BUA). Alguns dos demais, apesar de apresentar correlações menores, na faixa entre -0,28 e 0,34, como por exemplo o tempo de propagação das ondas ultra-sônicas e a interseção da reta de regressão na região de atenuação entre 0,2MHz e 0,7MHz, foram utilizados para auxiliar na seleção dos sinais a serem utilizados nos cálculos de BUA. Os parâmetros referentes ao processamento isolado do sinal que se propagou no osso (parte final e principal do pulso, parâmetros 22 a 35), com correlações entre 0,1 e 0,34, deverão ser investigados mais profundamente em trabalhos futuros, utilizando-se outras técnicas de processamento pois acredita-se que poderão fornecer mais informações sobre a estrutura trabecular do osso, cuja qualidade está diretamente relacionada ao risco de ocorrência de fraturas.

Os sinais obtidos com os testes realizados na região do calcâneo, utilizando-se o sensor tipo LAH, não puderam ser utilizados no cálculo de BUA devido às dificuldades técnicas na aquisição do sinal de referência, mas estas deverão ser solucionadas e este tipo de sensor deverá ser utilizado em pesquisas futuras devido à sua característica de ser menos susceptível aos efeitos da difração e refração do campo acústico. Além disso, com os resultados obtidos nos testes, foi possível montar uma base de dados que poderá ser avaliada posteriormente. Estudos demonstram que os efeitos da difração do campo podem ser significativos nas medidas de atenuação de materiais de alta atenuação (COSTA, 1989; XU *et al.*, 1993).

A análise dos resultados dos testes realizados com o transdutor em posição fixa mostrou que as medidas ultra-sônicas realizadas na região do calcâneo apresentam maior correlação e significância com as da região lombar (r = 0,50; P < 0,0001) que as realizadas na região do antebraço (r = 0,31; P = 0,0164), sendo que as medidas para a região do antebraço apresentaram correlação muito fraca com a DMO (r igual a 0,31 para a região lombar L2-L4; 0,19 para o Colo do Fêmur; 0,29 para o triângulo de Wards e 0,25 para o Trocanter). Os coeficientes de correlação de BUA com L2-L4 estão dentro da faixa dos obtidos por outros autores para medidas realizadas em um único ponto do calcâneo que estão na faixa entre 0,25 e 0,77. (FUNKE et al., 1995; MASSIE et al., 1993; YOUNG et al., 1993; RESCH et al., 1990; DUBOIS et al., 2001). Entretanto, a técnica de medidas em um único ponto fica muito susceptível a erros devido ao posicionamento do calcâneo em relação aos transdutores, podendo apresentar diferenças superiores a 50 % no cálculo da atenuação, o que dificulta a reprodução das medidas.

Os resultados dos testes realizados na região do calcâneo, utilizando-se o sistema de varredura para realizar mapeamento no plano X-Y, foram os que apresentaram maior correlação com os resultados do exame de DMO (*r* igual 0,75 para a região lombar, L2-L4; 0,61 para o Colo do Fêmur; 0,61 para o Triângulo de Wards e 0,56 para o Trocanter), indicando que a técnica de mapeamento utilizada foi adequada e é mais indicada para obtenção dos sinais e cálculo da

atenuação em banda larga. Esta técnica é mais tolerante aos efeitos do posicionamento do calcâneo em relação aos transdutores pois, durante a análise, o programa sempre procurará utilizar os dados referentes à região de interesse. Os coeficientes de correlação obtidos estão acima dos obtidos por um estudo recente utilizando mapa de atenuação realizado por LOUIS *et al.*, 2000 (valores obtidos pelos autores: correlação de 0,305 a 0,506 para os sítios comparados neste estudo e 0,717 para exame DEXA realizado no Calcâneo). No nosso caso, não foi possível comparar as medidas ultra-sônicas da região do calcâneo com as densitométricas DEXA para a mesma região, pois o equipamento DEXA disponível não possui o software para esta finalidade.

Considerando-se o limiar de normalidade proposto pela OMS, que é de -1 Desvio-padrão do valor de referência médio para o adulto jovem, e o valor de atenuação em banda larga (BUA) de 80dB, pode-se separar os dados obtidos (utilizados na correlação com o valor da DMO na região lombar L2-L4) em quatro categorias que são mostradas na Figura 5.1.

Estas categorias representam os dados estimados como NEGATIVOS (pacientes sem osteoporose) e que realmente o são, quadrante superior direito na figura; os dados estimados como sendo POSITIVOS (pacientes com algum grau de osteoporose ou osteopenia), quadrante inferior esquerdo; os dados considerados normais mas que na verdade não são (FALSOS NEGATIVOS - quadrante superior esquerdo) e os dados considerados como positivos, mas que na verdade são normais (FALSOS POSITIVOS - quadrante inferior direito). Utilizando-se este método de separação, a porcentagem de acertos na classificação dos dados normais e os que apresentam algum grau de osteoporose ou osteopenia é de aproximadamente 96 %. Apesar do número de pacientes com DMO em níveis normais avaliados nos testes ser relativamente baixo, quando comparado ao demais, estes resultados preliminares indicam que a técnica pode ser

utilizada na triagem dos pacientes.



**Figura 5.1** - Classificação dos dados obtidos em: negativos (sem osteoporose); positivos (com algum grau de osteoporose ou osteopenia); falsos positivos e falsos negativos, considerando-se o limiar de -1 desvio-padrão (DP) do valor de referência médio para o adulto jovem, medido na região lombar da coluna vertebral (L2-L4), e o valor de BUA igual a 80dB para separação.

Os resultados finais mostraram que as medidas ultra-sônicas na região do calcâneo apresentam maior correlação com os resultados do exame de densitometria da região lombar da coluna vertebral (vértebras L2 a L4) e como esta é uma região onde ocorre um grande número de fraturas, decorrentes da baixa massa óssea, o exame de ultra-som pode ser utilizado para indicar o risco de fraturas. Desta forma, fica como proposta para trabalhos futuros a construção de um equipamento mais compacto e portátil e com tempo de varredura menor, para que se possa realizar um número maior de testes, principalmente em pacientes com massa óssea em níveis normais, e criar uma base de dados com valores de referência e determinar, de forma mais adequada, os limiares para classificação da presença ou não da doença.

A técnica não pode ser utilizada para substituir o exame de densitometria realizado em equipamentos do tipo DEXA, mas pode auxiliar na triagem dos pacientes a serem encaminhados para a realização do mesmo se equipamentos de baixo custo e fácil manuseio forem colocados em postos de saúde e regiões de difícil acesso. Isto é muito importante do ponto de vista de saúde pública, já que no Brasil, o acesso a exames de equipamentos do tipo DEXA fica muito restrito a clínicas e hospitais de grandes centros. Devido à baixa condição sócio-econômica da população e custo elevado dos exames, poucos têm acesso a este tipo de tratamento.

## 5.2 - CONCLUSÕES

Pode-se considerar que o principal objetivo deste trabalho, que foi o de projetar e construir um equipamento de ultra-som (radiação não ionizante) de baixo custo e bastante confiável, com inovação tecnológica, para auxílio ao diagnóstico da osteoporose foi atingido. Além disso, foi feito um estudo comparativo dos resultados obtidos com equipamento tipo DEXA (que utiliza radiação ionizante) e que é considerado como a melhor técnica para detecção de osteoporose, obtendo-se correlações significativas. Conclui-se então:

- As medidas ultra-sônicas realizadas na região do calcâneo apresentam maior correlação com DMO na região lombar, ao nível das vértebras L2 a L4, que as realizadas na região do antebraço.
- A técnica de mapeamento dos pontos na região do calcâneo para obtenção dos dados

apresenta melhores resultados que a realizada com os transdutores em posição fixa, com medidas em um único ponto.

- Os resultados obtidos estão de acordo com os encontrados na literatura.
- A técnica permite a triagem de pacientes com/sem osteoporose ou osteopenia com taxa de acertos de aproximadamente 96 % e pode ser utilizada como auxílio no diagnóstico da osteoporose.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- A.I.U.M. American Institute of Ultrasound in Medicine Acoustical output measurement and labeling standard for diagnostic ultrasound equipment, 1992, 122p.
- AL-KARMI, A.M.; DINNO, M.A.; STOLTZ, D.A.; CRUM, L.A.; MATTHEWS, J.C. -Calcium and effects of ultrasound on frog skin. Ultrasound in Med. & Biol., 20(1):73-81, 1994.
- ALVES, J. M. Caracterização de tecido ósseo por ultra-som para diagnóstico de osteoporose. São Carlos, 1996, 117p, [Tese - Doutorado - Universidade de São Paulo -USP].
- ALVES, J.M.; XU, W.; LIN, D.; SIFFERT, R.S.; RYABY, J.T.; KAUFMAN, J.J. Ultrasonic assessment of human and bovine trabecular bone: A comparison study. IEEE Trans. Biom. Eng., 43(3), p.249-258, 1996.
- ARNOLD, F.J. **O** pré-tensionamento mecânico em transdutores piezoelétricos, Campinas, 1995, 150p, [Tese Doutorado Universidade Estadual de Campinas UNICAMP].
- BAUER, D.C.; GLÜER, C.C.; CAULEY, J.A.; VOGT, T.M.; ENSRUD, K.E.; GENANT, H.K.;
  BLACK, D.M. Broadband ultrasound attenuation predicts fractures strongly and independently of densitometry in older women. Arch. Intern. Med. 157(6): 629-634, 1997.
- BAILEY, F.R.; COPENHAVER, W.M.; BUNGE, R.P.; BUNGE, M.B. Histologia. Edgard Blucher, São Paulo, 1973, 612p.
- BLOCH, J. G. Les explorations ultrasoniques de l'os, aspects fondamentaux et perspectives d'utilization dans l'ostéoporose. Revue du Rhumatisme, Décembre 1993.
- BRONZINO, J.D. Biomedical engineering and instrumentation: Basic concepts and applications. BWS-Kent, 1986. p. 347-386.

- BUTTON, V.L.S.N. Efeitos da polarização não-uniforme de cerâmicas piezoelétricas no campo de transdutores de ultra-som, Campinas, 1998, 201p, [Tese Doutorado Universidade Estadual de Campinas UNICAMP].
- BUTTON, V.L.S.N.; COSTA, E.T.; MAIA, J.M. Apodization of piezoelectric ceramics for ultrasound transducers, Proceedings of SPIE (The International Soc. for Optical Engineering), Medical Imaging, V.3664, 108-118, 1999.
- COSTA, E.T., Development and application of a large-aperture PVDF hydrophone for measurement of linear and non-linear ultrasound fields. London, 1989, 327p., [Ph.D. Dissertation - University of London].
- COSTA NETO, P.L.O. Estatística. Edgard Blücher Ltda., São Paulo, 1987, 264p.
- ECRI Densitometers, Bone -Healthcare Product Comparison System HPCS, 1998.
- DANTAS, R.G. Sistema ultra-sônico doppler pulsátil para medição de fluxo sangüíneo em circulação extracorpórea, Campinas, 1999, 109p., [Tese - Mestrado - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP].
- DUBOIS, E.F.L.; VAN DEN BERGH, J.P.W.; SMALS, A.G.H.; VAN DEN MEERENDONK, C.W.D.; ZWINDERMAN, A.H.; SCHWEITZER, D.H. - Comparison of quantitative ultrasound parameters with dual energy X-ray absorptiometry in pre-and postmenopausal women. **The Netherlands Journal of Medicine**, **58**: 62-70, 2001.
- FISH, P. Diagnostic in medical ultrasound. New York, John Wiley & Sons, 1990, 250p.
- FOSTER, F.S. & HUNT, J.W. Transmission of ultrasound beams through human tissue: Focussing and attenuation studies. **Ultrasound in Med. & Biol., 5**: 257-268, 1979.
- FRIZZELL, L.A.; CHEN, E.; LEE, C. Effects of pulsed ultrasound on the mouse neonate: Hind limb paralysis and lung hemorrhage. Ultrasound in Med. & Biol., 20(1): 53-63, 1994.

FUNKE, M.; KOPKA, L.; VOSSHENRICH, R.; FISCHER, U.; UEBERSCHAER, A.;

OESTMANN, J.; GRABBE, E. - Broadband ultrasound attenuation in the diagnosis of osteoporosis: correlation with osteodensitometry and fracture. **Radiology**, **194**(1): 77-81, 1995.

- GLÜER, C.C.; CUMMINGS, S.R.; BAUER, D.C.; STONE, K.; PRESSMAN, A.; MATHUR, A.; GENANT, H.K. - Osteoporosis: association of recent fractures with quantitative US findings. Radiology. 199(3): 725-732, 1996.
- GNUD, S.; MALAVOLTA, N.; RIPAMONTI, C.; CAUDARELLA, R. Ultrasound in the Evaluation of Osteoporosis: A Comparison with Bone Mineral Density at Distal Radius. The British Journal of Radiology, 68: 476-480, 1995.
- GRAY, H. Anatomia. Ed. GOSS, C.H., 29<sup>a</sup> Edição, Guanabara Koogan, 1977pp., 175 283.
- GREENLEAF, J.F.; CHANDRASEKARAN, K.; MCCANN, H.A. Advanced tissue analysis and display with ultrasound. Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Eng. Biomédica, 4(2):49-60, 1987.
- GREESPAN, M. Piston Radiator: Some Extensions of the Theory. J. Acoust. Soc. Amer., 65(3): 609-621, 1979.
- GUYTON, A.C. Fisiologia Humana. 6<sup>°</sup> Ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1988, 564p.
- HADJICOSTIS, A.N.; HOTTINGER, C.F.; ROSEN, J.J.; WELLS, P.N.T. Ultrasonic transducer materials for medical applications. **Ferroelectrics**, **60**: 107-126, 1984.
- HARRIS, G.R. Review of Transient Field Theory for a Baffled Planar Piston. J. Acoust. Soc. Amer., 70(1): 10-20, 1981.
- HAYMAN, A.J. & WEIGHT, J.P. Transmission and reception of short ultrasonic pulses by circular and square transducers. J. Acoust. Soc. Am. 66(4): 945-951, 1979.
- HEKKENBERG, R.T.; REIBOLD, R.; ZEQIRI, B. Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment. Ultrasound in Med. &

**Biol., 20**(1): 83-98, 1994.

- HUNT, J.W.; ARDITI, M.; FOSTER, F.S. Ultrasound transducers for pulse-echo medical imaging. **IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-30**(8): 453-481, 1983.
- HULL, J.B.; LANGTON, C.M.; BARKER, S.; JONES, A.R. Identification and characterisation of materials by broadband ultrasonic attenuation analysis. Journal of Materials Processing Technology, 56, p. 148-157, 1996.
- HUTCHINS, D.A.; MAIR, H.D.; TAYLOR, R.G. Transient Pressure Fields of PVDF Transducers. J. Acoust. Soc. Amer., 82(1): 183-192, 1987.
- JIANQING, F.; HUIPIN, Y.; XINGDONG, Z. Promotion of osteogenesis by a piezoelectric biological ceramic. **Biomaterials 18**(23), 1531-1534, 1997.
- JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. Histologia Básica. 9<sup>a</sup> Edição, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1999, 427p.
- KINO, G.S. Acoustic waves: devices, imaging, and analog signal processing. Prentice-Hall, New Jersey, U.S.A., 1987, 601p.
- LANGTON, C.M.; PALMER, S.B.; PORTER, R.W. The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. Engineering in Medicine, 13(2), p.89-91, 1984.
- LANYON, L.E. Biomechanical properties of bone and response of bone to mechanical stimuli: functional strain as a controlling influence on bone modeling and remodeling behavior. In:
  Bone, Vol. 3 Bone Matrix and Bone Specific Products, Ed. Hall, B. K., CRC Press, 78-108, 1991.

LENCHIK, L.; SARTORIS, D. - Current concepts in osteoporosis, AJR, 168, 905-911, 1997.

LE, L.H. - An investigation of pulse-timing techniques for broadband ultrasonic velocity determination in cancellous bone: A simulation study. Phys. Med. Biol., 43, p.2295-2308, 1998.

- LOCKWOOD, J.C. & WILLETTE, J.G. High-speed method for computing the exact solution for the pressure variations in the nearfield of a baffled piston. J. Acoust. Soc. Amer., 53(3): 735-741, 1973.
- LOUIS, O.; KAUFMAN, L.; OSTEAUX, M. Quantitative ultrasound of the calcaneus with parametric imaging: correlation with bone mineral density at different sites and with anthropometric data in menopausal women., **E.J.R.**, **35**: 65-69, 2000.
- LOPES, M.L. **Sistema de apoio à circulação extracorpórea**, Campinas, 1998, 97p, [Tese Mestrado Universidade Estadual de Campinas UNICAMP].
- MACHADO, J.C.; ISHIMARU, A.; SIGELMANN, R.A. Spectral analysis of ultrasonic wave backscattered from a suspension of randomly distributed spherical particles. Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Eng. Biomédica, 2(1): 5-22, 1984.
- MAIA, J.M. SPEM: Sistema Pulso-Eco Microcontrolado para Geração e Medição de Campos Ultra-Sônicos, Campinas, 1995, 135p, [Tese - Mestrado - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP].
- MAIA, J.M & COSTA, E.T. Sistema pulso-eco microcontrolado para geração e medição de campos ultra-sônicos. Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Eng. Biomédica, 2(11): 25-53, 1996.
- MARQUES NETO, J.F & LEDERMAN, R.. Osteoporose: Brasil ano 2000. Editora Limay, São Paulo, 1995, 137p.
- MARQUES NETO, J.F; COIMBRA, A.V.; BARROS, L.F.O.; CASTRO, M.L. Atlas de osteoporose. Rhodia Farma, São Paulo, 2 volumes, 1995 - Adaptação de textos e ilustrações de: STEVENSON, J.C. & MARSCH, M.S. - Atlas of osteoporosis, Harofarma, U.K., 1992.
- MARQUES NETO, J.F. & FERNANDES, C.E. Osteoporose 2001 Presente e futuro da osteoporose: Aspectos clínicos e terapêuticos. 2001, [In press].

- MASSIE, A.; REID, D.M.; PORTER, R.W. Screening for osteoporosis: Comparison between dual energy X-ray absorptiometry and broadband ultrasound attenuation in 1000 perimenopausal women. **Osteopor. Int., 3:**107-110, 1993.
- McDICKEN, W.N. Diagnostic ultrasonics: Principles and use of instruments. 2.ed. New York, John Wiley & Sons, 1981. 381p.
- NICHOLSON, P.H.F.; LOWET, G.; LANGTON, C.M.; DEQUEKER, J.; PERRE, G.V. A comparison of time-domain and frequency-domain approaches to ultrasonic velocity measurement in trabecular bone. **Phys. Med. Biol.**, **41**, p.2421-2435, 1996.
- NIH ORBD NRC (National Institutes of Health Osteoporosis and Related Bone Diseases -National Resource Center) - Osteoporosis overview, Disponível em: <a href="http://www.osteo.org/osteo.html">http://www.osteo.org/osteo.html</a>, Acesso em: 16 de Janeiro de 2001.
- NJEH, C.F.; FUERST, T.; HANS, D.; BLAKE, G.M.; GENANT, H.K. Radiation exposure in bone mineral density assessment. **Applied Radiation and Isotopes**, **50**, 215-236, 1999.
- OBERHETTINGER, F. On transient solutions of the baffled piston problem. J. Res. Nat. Bur. Standarts, 65B(1): 1-6, 1961.
- OPPENHEIN, A.V. & SCHAFER, R.W. Digital signal processing. Prentice-Hall Inc., Eglewood Cliffs, New Jersey, 1975, 585p.
- PAPADAKIS, E.P. & FOWLER, K.A. Broad-band transducers: Radiation field and selected applications. J. Acoust. Soc. Amer., 50(3 part 1): 729-745, 1971.
- POCOCK, N. A.; NOAKES, K. A.; HOWARD, G. M.; NGUYEN, T. V.; KELLY, P. J.; SAMBROOK, P. N.; EISMAN, J. A.; FREUND J. - Screening for Osteoporosis: What is the Role of Heel Ultrasound?. MJA 164(18): 367-370, 1996.
- PROANO, V.; SILVA, W.G.; XAVIER, A.J.; VON KRÜGER, M.A.; MACHADO, J.C. -Sistema computadorizado para o mapeamento do campo ultra-sônico. **Revista Brasileira de**

Engenharia, Caderno de Eng. Biomédica, 4(2): 61-72, 1987.

- RAYLEIGH, J.W.S. The theory of sound. 2nd Ed. (Vol II), New York, Dover Publications, 1945, p. 97-148.
- RESCH, H.; PIETSCHMANN, P.; BERNECKER, P.; KREXNER, E.; WILLVONGEDER, R. -Broadband ultrasound attenuation: A new diagnostic method in osteoporosis. **A.J.R.**, **155**, 1990.
- REVELL, P.A. Pathology of bone, Springer-Verlag Berlin Heildelberg, 1986, p 1-34, 183-201.
- ROBINSON, D.E.; OPHIR, J.; WILSON, L.S.; CHEN, C.F. Pulse-echo ultrasound speed measurements progress and prospects. Ultrasound in Med. & Biol., 17(6): 633-646, 1991.
- SCAVALLI, A. S.; MARINI, M.; SPADARO, A.; MESSINEO, D.; CREMONA, A.; SENSI, F.; RICCIERI, V.; TACCARI, E. - Ultrasound Transmission Velocity of the Proximal Phalanxes of the Non-Dominant Hand in the Study of Osteoporosis. Clinical Rheumatology, 16(3): 396-403, 1997.
- SPADARO, J. A. Bioelectrical properties of bone and response of bone to electrical stimuli. In:
  Bone, Vol. 3 Bone Matrix and Bone Specific Products, Ed. Hall, B. K., CRC Press, 1991, 109-140.
- STEPANISHEN, P.R. An approach to computing time-dependent interaction forces and mutual radiation impedances between pistons in a rigid planar baffle. J. Acoust. Soc. Amer. 49(1): 283-292, 1971a.
- STEPANISHEN, P.R. The time-dependent force and radiation impedance on a piston in a rigid infinite planar baffle. J. Acoust. Soc. Amer. 49(3): 841-849, 1971b.
- STEPANISHEN, P.R. Transient radiation from pistons in an infinite planar baffle. J. Acoust. Soc. Amer. 69(5): 1629-1638, 1971c.

STEPANISHEN, P.R. - Pulsed transmit/receive response of ultrasonic piezoelectric transducers. J.

Acoust. Soc. Amer. 69(6): 1815-1827, 1981.

- TARANTAL A.F. & CANFIELD, D.R. Ultrasound-induced lung hemorrhage in the monkey. Ultrasound in Med. & Biol., 20(1): 65-72, 1994.
- TUPHOLME, G.E. Generation of acoustic pulses by baffled plane pistons. **Mathematika**, **16**: 209-224, 1969.
- VIANNA, U. Histologia do Tecido Ósseo. In: Conhecimentos Básicos de Reumatologia, Editor Bonomo, I., Cap. 2, p. 25-44.
- WAAG, R.C. A review of tissue characterization from ultrasonic scattering. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-31(12): 884-893, 1984.
- WAHNER, H.W.; DUNN, W.L. Bone mineral analysis. In: WILLIAMS, L.E., Nuclear medical physics. Vol. II, Boca Raton - Florida - USA, CRC Press, 1987, p. 59-87.
- WEAR, K.A. The effects of frequency-dependent attenuation and dispersion on sound speed measurements: Application in human trabecular bone. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect., Freq. Contr., 47(1), p.265-273, 2000.
- WEBSTER, J.G. Medical instrumentation: Application and design. 3rd. ed., John Wiley & Son, New York, 1998, 691p.
- WEIGHT, J.P. & HAYMAN, A.J. Observations of the propagation of very short ultrasonic pulses and their reflection by small targets., **J. Acoust. Soc. Amer. 63**(2): 396-404, 1978.
- WELLS, P.N.T., Biomedical ultrasonics. London, Academic Press Inc, 1977, 635p.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION. Guidelines for preclinical evaluation and clinical trials in osteoporosis. Geneva, 1998, 68p.
- XU, W. & KAUFMAN, J.J. Diffraction correction methods for insertion ultrasound attenuation estimation. **IEEE Trans. Biom. Eng.**, **40**(6), p.563-570, 1993.

- YOUNG, H.; HOWEY, S.; PURDIE, D.W. Broadband ultrasound attenuation compared with dual energy X-ray absorptiometry in screening for postmenopausal low bone density. Osteopor. Int., 3:160-164, 1993.
- ZAR, J.H. Biostatistical analysis. 3rd Ed., Prentice Hall, New Jersey, 1974, 662p.
- ZEMANEK, J. Beam behavior within the nearfield of a vibrating piston., J. Acost. Soc. Amer. **49**(1): 181-191, 1971.

## **APÊNDICES**

### Apêndice 1 - Dados sobre os transdutores da Panametrics

## A1.1 - Transdutor No. 261365 (TR1)



## A1.2 - Transdutor No. 261366 (TR2)



#### A1.3 - Transdutor No. 265628 (TR3)



### A1.4 - Transdutor No. 265629 (TR4)



#### Apêndice 2 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Projeto de Pesquisa: Avaliação das Perdas de Massa Óssea por Ultra-sonometria

**Pesquisador Responsável:** Engenheiro Mestre Joaquim Miguel Maia - Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (DEB/FEEC) e Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp (CEB/UNICAMP). Caixa Postal 6040, CEP: 13083-970 - Campinas - SP. Telefones: 0xx19-37889260, 0xx19-37889261.

#### **Pesquisadores Associados**

1) Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa - Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (DEB/FEEC) e Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp (CEB/UNICAMP).

2) Prof. Dr. João Francisco Marques Neto - Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Ciências Médicas (FCM) (Ambulatório de Reumatologia - Disciplina de Osteoporose)

#### Justificativa e Objetivos da Pesquisa

Você está sendo convidado a participar como voluntário em um projeto de pesquisa que tem por objetivo avaliar um método baseado em ultra-sonometria a ser utilizado no diagnóstico da osteoporose. A ultra-sonometria é uma técnica que já foi amplamente testada e aplicada na área médica (Exemplo: ultra-sonometria fetal), fácil de ser utilizada, de custo inferior às outras técnicas existentes (Exemplo: densitometria) e também muito segura pois não expõe o paciente à radiação.

Para participar da pesquisa você será submetido ao exame de ultra-sonometria que será realizado na região do calcanhar e na região do antebraço (próximo à mão). Para realizar este exame você terá que colocar parte do pé e/ou braço em um pequeno tanque com água à temperatura ambiente. Além do exame de ultra-sonometria, caso ainda não tenha sido feito, você será submetido a uma densitometria óssea DEXA (exame mais utilizado no diagnóstico da osteoporose). A densitometria será feita a nível de fêmur (osso da coxa) e vértebras (coluna) para que se possa comparar os resultados.

Os exames aos quais você será submetido não possuem qualquer contra-indicação, não são invasivos, não existe caso onde tenha ocorrido efeitos colaterais e também não será necessário tomar qualquer tipo de medicamento extra para realização dos mesmos. O exame de densitometria será realizado pela equipe do Departamento de Medicina Nuclear do HC/UNICAMP e o exame de ultra-sonometria será realizado no Centro de Engenharia Biomédica (CEB/UNICAMP) diretamente pelo pesquisador responsável que se coloca à disposição para esclarecer quaisquer dúvidas relacionadas à pesquisa e também compromete-se a manter total sigilo sobre suas informações e a utilizar os dados exclusivamente para os fins da pesquisa.

Caso você aceite participar da pesquisa, mas durante a realização da mesma mude de idéia, poderá deixá-la imediatamente e não terá qualquer tipo de prejuízo para o seu tratamento normal no HC. Além disso, caso aconteça qualquer problema devido à pesquisa, você poderá entrar em contato por telefone ou carta com o pesquisador responsável e ele tomará todas as medidas para providenciar o atendimento imediato pela equipe de pesquisa.

#### Autorização do Paciente ou Responsável Legal

Autorizo a realização dos testes descritos e a utilização dos dados coletados para os fins da pesquisa. Nome:\_\_\_\_\_\_

RG:		Data de Nascimento:/ Endereço
		Cidade
UF:	Telefone:	Número HC:

Campinas \_\_\_\_/ 2000

Assinatura

**Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa para recurso ou reclamações do paciente** Secretaria do Comitê de Ética da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp (FCM/UNICAMP) Cidade Universitária Zeferino Vaz - Campinas - SP - Telefone: 0xx19 - 37888936

#### Apêndice 3 - Resultados dos exames de densitometria dos voluntários

Os exames de densitometria foram realizados no equipamento tipo DEXA (Lunar DPX 6849) do Serviço de Medicina Nuclear do HC/UNICAMP e os resultados dos mesmos são apresentados na Tabela A2.1. Também são apresentadas as informações sobre idade, sexo, data de realização da densitometria e data de realização do exame de ultra-som. O nome e o número HC foram omitidos para garantir o sigilo sobre as informações do paciente.

**Tabela A3.1** - Dados sobre o exame de densitometria e informações gerais sobre os voluntários que foram incluídos na pesquisa

DP = Desvio-padrão em relação ao valor médio para o adulto jovem;

Idade DMO $=$	Idade do	paciente	quando	realizou o	o exame d	e densitc	ometria;
							,

Idade US = Idade do paciente quando realizou o exame de ultra-som;

Sexo	L2-L4	Colo	Wards	Troch	L2-L4	Colo	Wards	Troch	Idade	Idade
	(DP)	(DP)	(DP)	(DP)	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	DMO	US
F	-3,66	-1,9	-2,37	-1,15	0,761	0,752	0,602	0,663	68,93	71,95
F	-2,18	-2,85	-3,02	-3,01	0,938	0,639	0,518	0,459	77,5	79,5
F	-2,5	-2,45	-2,41	-1,93	0,901	0,686	0,597	0,578	68,49	69,13
F	-4,11	-2,17	-3,04	-2,44	0,707	0,72	0,508	0,522	68,74	70,05
F	-6,38	-3,65	-4,03	-3,33	0,435	0,542	0,386	0,424	69,73	69,99
М	0,01	1,19	1,85	0,98	1,242	1,224	1,201	1,038	33,94	33,46
F	-3,98	-2,17	-2,92	-1,33	0,723	0,72	0,53	0,644	50,92	57,15
F	-4,62	-2,95	-3,89	-2,14	0,645	0,63	0,4	0,55	58,75	60,38
F	-3,32	-1,57	-2,1	-0,71	0,801	0,792	0,637	0,712	54,1	55,64
F	-1,41	-1,1	-2,03	-0,51	1,031	0,848	0,646	0,734	61,51	61,35
F	-3,6	-1,03	-2,58	-0,7	0,768	0,736	0,575	0,714	63,16	63,71
F	-2,97	-2,17	-2,36	-2,08	0,843	0,719	0,603	0,562	60,51	62,74
F	-3,04	-0,28	-0,39	-0,52	0,835	0,947	0,86	0,733	35,31	36,72
F	-2,1	-2,14	-1,79	-2,3	0,948	0,724	0,678	0,537	30,64	33,13
F	-2,74	-2,42	-2,97	-1,98	0,871	0,69	0,524	0,572	43,52	44,98
F	-3,64	-0,66	-1,31	-0,39	0,763	0,9	0,74	0,747	64,61	65,16
М	-2,9	-3,13	-3,97	-3,35	0,892	0,694	0,444	0,562	69,06	71,9
F	-2,77	-0,27	-0,95	-0,73	0,867	0,948	0,787	0,71	48,09	49,26
F	-3,05	-2,22	-2,21	-1,08	0,834	0,713	0,623	0,671	58,81	61,78
F	-2,67	-1,06	-1,38	0,19	0,88	0,853	0,73	0,811	60,9	66,08
F	-2,85	-1,91	-2,86	-1,68	0,858	0,751	0,539	0,606	66,56	68,29
F	-3,64	-2,01	-2,11	-1,14	0,76	0,74	0,64	0,66	68,05	69,12
М	-1,9	-1,38	-2,19	-1,24	1,012	0,891	0,663	0,793	65,48	66,08
F	-2,78	-1,6	-2,28	-0,94	0,867	0,788	0,614	0,686	63,52	63,98
М	-0,63	-2,15	-1,37	-0,67	1,164	0,79	0,782	0,856	78,07	78,06

Sexo	L2-L4	Colo	Wards	Troch	L2-L4	Colo	Wards	Troch	Idade	Idade
	(DP)	(DP)	(DP)	(DP)	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	DMO	US
F	-3,71	-2,23	-3,02	-1,23	0,755	0,713	0,517	0,654	69,36	70,91
F	-3,82	-1,85	-2,52	-2,07	0,742	0,758	0,583	0,562	67,7	69,64
F	-2,76	-1,83	-1,57	-1,62	0,869	0,76	0,706	0,612	59,41	60,75
F	-1,65	-2,43	-2,92	-1,95	1,002	0,688	0,53	0,575	82,08	82,34
F	-2,36	-2,28	-3,23	-1,6	0,917	0,707	0,49	0,614	67,2	68,36
F	-3,05	-3,1	-3,32	-2,72	0,834	0,607	0,478	0,491	71,68	72,6
F	-1,81	-1,35	-2,06	-2,11	0,983	0,82	0,64	0,56	69,99	71,59
F	-3,34	-1,93	-2,61	-1,99	0,793	0,895	0,57	0,571	63,69	65,8
F	-2,82	-0,24	-1,38	-0,26	0,861	0,952	0,731	0,819	57,42	57,9
F	-1,86	-1,05	-1,38	-0,48	0,977	0,854	0,731	0,737	22,49	23,58
F	-3,28	-2,66	-2,63	-2,35	0,807	0,661	0,568	0,531	70,72	72,3
F	-2,53	-2,07	-3,35	-1,44	0,896	0,731	0,474	0,631	64,06	65,36
М	-2,38	-2,15	-1,45	-1,25	0,954	0,79	0,771	0,792	81,02	81,6
F	-3,27	-0,77	-2,02	-2,07	0,808	0,887	0,647	0,562	62,89	64,26
F	-2,95	-2,87	-3,87	-1,5	0,845	0,635	0,407	0,625	71,52	72,04
М	-1,99	-0,61	-1,45	-0,07	1,002	0,991	0,772	0,938	65,41	66,85
F	-3,41	-1,94	-2,07	-0,72	0,791	0,747	0,641	0,711	58,55	59,46
F	-3,02	-3,22	-3,46	-2,17	0,838	0,594	0,46	0,551	63,88	65,11
F	-2,65	-1,72	-1,86	-0,64	0,882	0,774	0,668	0,72	62,84	63,41
F	-3,32	-2,6	-2,75	-2,21	0,802	0,668	0,553	0,547	65,34	65,81
F	-4,32	-2,22	-2,15	-0,74	0,682	0,713	0,63	0,709	63,06	64,4
F	-3,21	-0,93	-1,59	-0,15	0,815	0,869	0,704	0,774	57,9	59,71
F	-3,09	-2,81	-3,84	-2,72	0,829	0,643	0,411	0,491	58,88	61,44
F	-4,01	-2,52	-3,23	-1,47	0,719	0,678	0,49	0,628	65,69	68,91
F	-2,43	-1,6	-1,92	-0,94	0,908	0,788	0,661	0,681	56,58	57,08
М	-2,87	-2,3	-2,82	-3,22	0,895	0,771	0,594	0,576	55,48	55,75
F	-3,71	-1,94	-2,57	-1,2	0,755	0,747	0,576	0,658	64,69	64,7
F	-3,64	-1,44	-2,32	-1,16	0,763	0,807	0,608	0,662	56	56,64
F	-3,91	-5,1	-5,19	-3,88	0,731	0,37	0,23	0,36	59,69	60,53
F	-3,08	-2,63	-3,17	-2,95	0,831	0,665	0,498	0,466	65,02	65,09
F	-3,39	-2,16	-3,14	-2,55	0,793	0,721	0,501	0,51	64,93	68,01
F	-3,05	-1,93	-2,19	-0,89	0,833	0,748	0,625	0,692	61,15	63,38
F	-3,23	-1,43	-1,65	-2,18	0,813	0,808	0,696	0,55	56,19	62,97
F	-2,52	-2,48	-3	-1,67	0,898	0,683	0,52	0,606	68,03	68,79
F	-2,49	-1,26	-1,84	-0,33	0,901	0,828	0,671	0,754	75,61	77,74
M	-4,97	-2,49	-3,66	-2,94	0,643	0,746	0,485	0,607	54,93	55,91
F	-2,67	-1,37	-1,97	-1,49	0,88	0,815	0,654	0,626	61,53	64,78
F	-2,98	-1,35	-2,57	-0,67	0,843	0,818	0,576	0,716	59,06	60,69
F	-3,05	-0,9	-0,98	-1,29	0,834	0,872	0,783	0,648	53,01	55,89
F	-2,8	-2,15	-2,29	-2,67	0,864	0,722	0,612	0,497	63	63,83
F	-4,36	-2,21	-2,3	-1,26	0,677	0,715	0,61	0,652	68,27	68,31
M	-2,57	-2,37	-2,82	-1,/8	0,931	0,/61	0,594	0,/34	/4,79	/5,56
	-3,83	-2,36	-3,02	-1,6/	0,74	0,696	0,518	0,607	69,76	/0,26
	-3,65	-0,67	-0,94	-0,11	0,762	0,899	0,788	0, 1/8	58,31	5/,/5
F	-3,37	-3,58	-4,01	-3,42	0,796	0,55	0,389	0,414	58,82	60,03

Sexo	L2-L4	Colo	Wards	Troch	L2-L4	Colo	Wards	Troch	Idade	Idade
	(DP)	(DP)	(DP)	(DP)	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	DMO	US
F	-2,51	0,59	-0,4	1,49	0,899	1,051	0,858	0,953	66,24	68,1
F	-2,5	-3,57	-4,35	-3,01	0,9	0,552	0,345	0,459	79,13	80,51
F	-2,33	-2,06	-3,07	-0,98	0,92	0,732	0,511	0,682	64,08	64,94
F	-2,86	-1,97	-1,91	-0,58	0,856	0,744	0,662	0,726	79,19	79,38
F	-2,71	-1,7	-2,08	-0,92	0,875	0,776	0,64	0,689	72,77	73,53
F	-2,88	0,09	-0,94	-0,71	0,855	0,991	0,788	0,712	62,92	62,85
F	-3,85	-2,69	-3,38	-2,1	0,738	0,657	0,47	0,559	54,29	54,89
F	-2,86	-2,16	-2,53	-1,44	0,857	0,72	0,581	0,631	62,12	64,5
F	-1,43	-2,9	-3,05	-2,26	1,028	0,633	0,513	0,542	57,19	58,36
F	-2,15	-0,54	-1,08	-0,73	0,942	0,915	0,77	0,71	56,38	55,97
F	-3,47	-2,33	-2,92	-1,73	0,784	0,7	0,53	0,599	59,29	59,57
F	-3,65	-1,46	-1,81	-1,37	0,762	0,805	0,674	0,64	61,53	62,97
F	-4,07	-2,17	-3,32	-0,46	0,711	0,719	0,479	0,739	66,65	67,48
F	-2,58	-3,27	-3,78	-2,18	0,89	0,588	0,419	0,55	79,23	80,96
М	-2,46	-1,62	-2,2	-0,35	0,944	0,875	0,674	0,892	51,64	53,47
F	-4,58	-3,13	-3,5	-2,36	0,65	0,604	0,456	0,531	63,13	62,98
F	-2,89	-1,47	-1,98	-1,22	0,853	0,804	0,653	0,656	59,31	58,79
F	-2,24	-2,85	-3,5	-2,67	0,932	0,638	0,455	0,497	51,45	54,29
F	-2,2	-0,22	-0,69	-1,27	0,936	0,953	0,82	0,65	21,28	21,24
F	-2,88	-1,4	-1,69	-1,67	0,855	0,812	0,691	0,607	64,45	66,82
F	-2,96	-1,87	-2,57	-1,66	0,844	0,755	0,575	0,607	59,84	62,53
F	-2,57	-1,47	-1,51	0,07	0,892	0,804	0,714	0,798	63,44	65,64
F	-3,5	-3,54	-4,14	-2,8	0,78	0,555	0,372	0,482	71,41	71,93
F	-1,65	-0,89	-1,19	-0,44	1,002	0,874	0,756	0,742	72,16	72,62
F	-3,58	-1,95	-2,25	-2,69	0,771	0,747	0,617	0,494	62,68	65,44
F	-4,59	-1,87	-2,51	-1,71	0,649	0,755	0,584	0,602	72,92	76,33
F	-1,68	-1,85	-1,47	-0,28	0,998	0,758	0,719	0,76	82,43	82,66
М	-1,83	-1,58	-2,89	-2,17	1,02	0,865	0,584	0,691	61,17	61,59
F	-3,18	-2,82	-3,48	-2,05	0,819	0,641	0,458	0,565	63,56	64,75
F	-3,79	0,28	-0,55	-0,81	0,74	0,97	0,71	0,67	58,67	59,74
F	-2,73	-1,24	-1,92	-1,26	0,873	0,831	0,66	0,651	45,91	45,76
F	-1,22	-2,79	-2,9	-0,93	1,054	0,645	0,533	0,687	61,5	61,87
M	-3,27	-3,27	-3,55	-2,89	0,848	0,645	0,498	0,612	62,83	63,12
M	-5,59	-5	-5	-5	0,681	0,716	0,658	0,481	18,38	18,43
M	-1,57	-3,98	-3,68	-3,44	1,052	0,552	0,481	0,551	46,41	48,26
F	-3,61	-1,94	-2,78	-1,13	0,767	0,747	0,549	0,666	64,83	66,17
F	-4,97	-2,98	-2,99	-1,36	0,6	0,62	0,52	0,64	64,8	66,44
F	-2,23	-3,3	-3,1	-2,5	0,933	0,584	0,507	0,515	80,81	81,7
F	-4,53	-3,05	-3,71	-2,53	0,657	0,614	0,428	0,512	72,66	74,68
F	-2,88	-2,6	-3,37	-2,31	0,855	0,668	0,471	0,536	82,32	83,79
F	-3,94	-1,68	-2,51	-0,52	0,728	0,779	0,584	0,733	57,85	59,38
F	-2,54	-1,88	-3,01	-1,59	0,895	0,755	0,518	0,615	60,83	62,86
F	-2,65	-0,19	-0,33	0,06	0,882	0,957	0,867	0,796	40,33	42,44
F	-3,56	-2,55	-3,17	-0,9	0,772	0,674	0,498	0,691	47,41	50
M	-2,94	-1,98	-1,58	-0,4	0,888	0,813	0,755	0,886	72,39	72,93

Sexo	L2-L4	Colo	Wards	Troch	L2-L4	Colo	Wards	Troch	Idade	Idade
	(DP)	(DP)	(DP)	(DP)	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	DMO	US
F	-3,31	-2,17	-2,8	-1,39	0,803	0,719	0,546	0,637	70,21	70,58
F	-0,26	-1,71	-2,17	-0,75	1,168	0,775	0,628	0,707	69,17	69,9
М	-0,63	-2,15	-1,37	-0,67	1,164	0,79	0,782	0,856	78,07	78,29
F	-2,73	-2,37	-3,06	-2,57	0,872	0,696	0,512	0,507	39,52	40,67
F	-2,6	-2,69	-3,31	-1,66	0,888	0,657	0,48	0,608	71,77	75,07
F	-2,62	-2,24	-2,04	-1,37	0,886	0,711	0,645	0,639	75,59	76,93
F	-2,31	-0,53	-0,79	-0,04	0,923	0,916	0,807	0,785	41,19	42,16
F	-3	-2,82	-2,75	-2,56	0,84	0,642	0,552	0,509	70,75	71,17
F	-4,22	-4,43	-4,34	-2,77	0,694	0,448	0,346	0,485	74,99	75,49
М	-1,9	-1,38	-2,29	-1,24	1,012	0,891	0,663	0,793	65,48	66,34
F	1,9	0,9	0,7	1	1,426	1,085	1	0,897	50,88	51,09
F	-3,15	-2,64	-2,54	-2,62	0,822	0,664	0,58	0,502	64,01	64,04
М	-2,46	-2,46	-3,11	-3,23	0,945	0,751	0,556	0,574	36,93	37,2
F	-1,82	-0,41	-1,37	1,05	0,982	0,931	0,732	0,906	68,21	68,76
F	-4,18	-1,84	-1,91	-0,55	0,698	0,76	0,661	0,729	66,13	69,84
F	-2,15	-0,57	-1,47	0,19	0,942	0,911	0,719	0,81	52,34	53,6
F	-3,11	-1,48	-1,82	-1,74	0,827	0,802	0,674	0,599	61,57	61,95
F	-4,11	-2,17	-3,09	-2,44	0,707	0,72	0,508	0,522	68,74	70,45
F	-3,46	-2,77	-3,51	-2,03	0,785	0,648	0,454	0,566	61,41	61,7
F	-3,48	-2	-2,6	-2,25	0,782	0,74	0,572	0,543	70,78	72,49
F	-2,08	-3,01	-3,1	-2,06	0,95	0,619	0,507	0,563	73,66	74,26
F	-2,25	-1,93	-2,89	-2,05	0,93	0,748	0,534	0,565	58,05	59,7
F	-3,64	-0,66	-1,31	-0,39	0,763	0,9	0,74	0,747	64,61	65,56
F	-3,66	-2,9	-3,49	-2,2	0,761	0,632	0,457	0,548	65,93	68,62
F	-2,52	-1,81	-2,67	-2,16	0,898	0,763	0,563	0,553	61,34	63,61
F	-2,89	-1,84	-2,71	-1,22	0,853	0,759	0,557	0,656	66,42	68,94
F	0,77	-0,09	-0,15	0,05	1,293	0,969	0,891	0,795	52,7	53,34
F	-3,04	-1,58	-1,4	-0,86	0,835	0,79	0,727	0,696	68,23	68,83
F	-3,7	-2,06	-3,04	-1,64	0,756	0,732	0,514	0,61	77,26	77,5
F	-2,27	-1,55	-2,04	-1,54	0,928	0,795	0,644	0,62	50,3	52,2
	-3,12	-2,66	-3,35	-2,26	0,825	0,661	0,475	0,541	//,35	77,45
F F	-2,9	-0,93	-1,69	-0,1	0,852	0,869	0,691	0,779	/1,52	72,61
F F	-2,83	-2,88	-3,20	-2,44	0,80	0,034	0,486	0,522	/0,4/	(1.91
F	-1,41	-1,1 2,10	-2,03	-0,51	1,031	0,848	0,646	0,734	61,51	61,81
Г Г	-4,1	-3,18	-5,30	-2,32	0,708	0,399	0,447	0,333	67,49	69,02
Г	-5,59	-1,23	-1,51	-0,54	0,709	0,833	0,713	0,75	02,10 51.64	02,49 52,75
	-2,40	-1,02	-2,2	-0,35	0,944	0,875	0,074	0,892	31,04	33,73 92,14
<u>Г</u>	-2,33	-2,13	-2,79	-1,52	0,921	0,725	0,547	0,023	80,34	82,14
Г F	-5,39	-1,02	-2,28	-2,23	0,709	0,780	0,013	0,343	43,33	40,04
Г	-3,03	-1,34	-1,82	-0,97	0,037	0,019	0,075	0,085	60.17	51,1
r F	-2,37	-2,12	-2,91	-1,39	0,091	0,725	0,552	0,038	63 16	64.2
r F	-3,0	-2,05	-2,30	-0,7	0,708	0,700	0,575	0,714	54.1	04,2 56.17
r E	-5,52	-1,3/	-2,1	-0,/1	0,001	0,792	0,037	0,712	J4,1 74 57	75 10
r F	-5,5	-2,11	-3	-1,24	0,779	0,727	0,521	0,034	77.02	73,19
Г	-1,82	-1,4	-2,82	-1,39	0,981	0,012	0,343	0,015	11,23	11,92
Sexo	L2-L4	Colo	Wards	Troch	L2-L4	Colo	Wards	Troch	Idade	Idade
------	-------	-------	-------	-------	------------	------------	------------	------------	-------	-------
	(DP)	(DP)	(DP)	(DP)	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	$(g/cm^2)$	DMO	US
F	-2,36	-2,28	-3,23	-1,6	0,917	0,707	0,49	0,614	67,2	68,81
F	-1,65	-2,43	-2,92	-1,95	1,002	0,688	0,53	0,575	82,08	82,81
F	-3,65	-2,08	-2,98	-2,14	0,762	0,73	0,523	0,555	70,07	70,12
F	-5,01	-2,98	-3,14	-3,19	0,599	0,622	0,502	0,44	73,64	74,25
М	-2,87	-2,3	-2,82	-3,22	0,895	0,771	0,594	0,576	55,48	56,15
F	1,32	1,93	1,55	1,37	1,358	1,211	1,111	0,941	44,06	44,12
F	0,11	-0,26	-1,12	-0,33	1,214	0,949	0,764	0,754	44,93	45,02
F	1,29	0,98	0,44	1,01	1,354	1,097	0,968	0,901	43,98	44,55
М	0,01	1,19	1,85	0,98	1,242	1,224	1,201	1,038	33,94	34,03
М	-0,98	0,31	0,52	-1,14	1,122	1,11	1,027	0,804	26,31	26,4
F	-1,68	-1,85	-1,47	-0,28	0,998	0,758	0,719	0,76	82,43	82,99
F	-2,88	0,09	-0,94	-0,71	0,855	0,991	0,788	0,712	62,92	63,21
F	-3,04	-0,28	-0,39	-0,52	0,835	0,947	0,86	0,733	35,31	37,26
F	-3,88	-1,91	-2,07	-1,97	0,734	0,751	0,641	0,573	53,88	54,02
F	-6,38	-3,65	-4,03	-3,33	0,435	0,542	0,386	0,424	69,73	70,57
F	-3,31	-1,91	-1,9	-2,06	0,802	0,751	0,663	0,563	65,53	65,76
F	-3,66	-2,91	-3,08	-2,73	0,761	0,631	0,509	0,489	66,32	68
F	0,93	0,83	1,72	0,8	1,311	1,08	1,134	0,878	36,84	37,15
F	-0,34	0,2	-0,43	-0,12	1,159	1,004	0,854	0,777	46,39	46,49
F	0,22	0,22	-0,09	-0,1	1,226	1,006	0,898	0,779	25,92	25,9
F	-1,98	-1,95	-1,7	-0,89	0,962	0,746	0,69	0,692	36,43	36,51
F	0,39	0,22	-0,23	-0,44	1,246	1,007	0,88	0,741	41,15	41,26
М	-2,29	-2,24	-2,78	-1,8	0,965	0,779	0,598	0,732	49,07	49,79
F	-1,75	-2,17	-2,64	-1,73	0,99	0,72	0,566	0,6	62,84	65,2
F	-3,21	-1,61	-1,77	-1,62	0,815	0,786	0,68	0,612	47,74	48,5
F	-1,13	-2,1	-2,36	-2,1	1,065	0,728	0,604	0,559	57,22	59,02
F	-2,33	-1,45	-2	-0,37	0,921	0,806	0,65	0,749	60,89	62,93
F	-3,71	-2,23	-3,02	-1,23	0,755	0,713	0,517	0,654	69,36	71,43
F	-2,92	-1,63	-2,09	-1,14	0,85	0,784	0,638	0,665	54,21	56,26
F	-0,96	-0,89	-0,93	-1,35	1,085	0,873	0,789	0,642	53,87	54,2
F	-2,63	-2,28	-3,36	-1,3	0,884	0,706	0,473	0,647	71,48	72,46
F	-4,48	-3,02	-3,63	-2,33	0,662	0,617	0,439	0,534	69,27	72,04
M	-3,58	-2,62	-2,94	-2,55	0,81	0,729	0,578	0,649	70,75	71,03
F	-3,6	-1,96	-2,67	-1,67	0,768	0,744	0,562	0,607	67,39	69,87
F	-2,74	-1,83	-2,71	-0,97	0,872	0,761	0,558	0,683	68,4	69,68
F	-2,53	-2,07	-3,35	-1,44	0,896	0,731	0,474	0,631	64,06	65,88
M	-2,38	-2,15	-1,45	-1,25	0,954	0,79	0,771	0,792	81,02	82,12
M	-0,7	-2,94	-4,43	-1,98	1,156	0,687	0,384	0,712	48,1	48,65
M	-0,25	-1,01	-2,13	-1,68	1,21	0,938	0,683	0,745	44,57	44,72
F	-3,3	-3,65	-3,72	-2,46	0,804	0,542	0,426	0,52	81,05	81,36
F	-3,61	-1,48	-2,27	-0,68	0,767	0,802	0,615	0,715	72,46	72,58