

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**ESTUDO DE SEGURANÇA E  
FUNCIONALIDADE DE EQUIPAMENTOS  
DE ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA**

WALTER GASTON BRANDSTETTER JÚNIOR

FLORIANÓPOLIS

*Fevereiro - 1998*

WALTER GASTON BRANDSTETTER JÚNIOR

**ESTUDO DE SEGURANÇA E  
FUNCIONALIDADE DE EQUIPAMENTOS  
DE ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA**

Dissertação apresentada ao  
programa de pós-graduação em engenharia  
elétrica da Universidade Federal de Santa  
Catarina para a obtenção do grau de mestre  
em engenharia.

FLORIANÓPOLIS

*Fevereiro - 1998*

WALTER GASTON BRANDSTETTER JÚNIOR

**ESTUDO DE SEGURANÇA E  
FUNCIONALIDADE DE EQUIPAMENTOS  
DE ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA**

Essa dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre,  
especialidade em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica



---

**Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.**

Orientador



---

**Prof. Adroaldo Raizer, Dr. INPG**

Coordenador da Pós-Graduação em Eng. Elétrica

Banca Examinadora:



---

**Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr. (Presidente)**



---

**Prof. Fernando Mendes de Azevedo, Dr.**



---

**Prof. Raimés Moraes, Dr.**



---

**Prof<sup>a</sup>. Eliane de Albuquerque Moura**

À memória de meu avô

## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por me permitir superar com sucesso mais um obstáculo da vida, o qual contribuiu significativamente em minha formação pessoal e profissional.

A minha noiva, Carolina, pelo incentivo e dedicação nos momentos mais difíceis e por sua inestimável companhia.

Agradeço aos meus pais, Walter e Célia, e meus irmãos, Marcelo e Luciana, pelo apoio e suporte afetivo, especialmente durante o período em que estive distante.

Aos amigos que, direta ou indiretamente, me auxiliaram no trabalho de pesquisa através de valiosas discussões, especialmente os amigos Cláudio Guimarães, Ciro Montero, Erlon de Rocco, Marcos Lucatelli, Joel Maciel e Edileusa Berns.

Ao meu orientador, Prof. Renato Garcia, pela oportunidade concedida e prestimosa orientação.

Aos amigos Wayne Beskow, Carlos Esperança, Jean Claudi e Ana Cláudia Rubi Castro, pelo convívio e troca de experiências.

Ao amigo Mário Roberto Fettucia, por sua valiosa colaboração.

Ao Prof. Eduardo Tavares Costa, da UNICAMP, por sua co-orientação.

Ao amigo Jairo Monteiro, da COPPE, pela troca de valiosas informações.

A todos os médicos e profissionais da área de saúde envolvidos na realização da pesquisa de campo, especialmente à Dra. Eliane de Albuquerque Moura.

À fundação CAPES, pelo apoio financeiro.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b>	<b>x</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b>	<b>xii</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b>	<b>xiv</b>
<b>RESUMO</b>	<b>xv</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>xvi</b>

### **Capítulo 1**

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>2</b>
<b>1.1 JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TEMA</b>	<b>3</b>
<b>1.2 OBJETIVOS</b>	<b>6</b>
1.2.1 Gerais	6
1.2.2 Específicos	7
<b>1.3 DELIMITAÇÃO DO ASSUNTO</b>	<b>7</b>
<b>1.4 METODOLOGIA</b>	<b>8</b>

### **Capítulo 2**

<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA DO ULTRA-SOM</b>	<b>11</b>
<b>2.1 PROPRIEDADES FÍSICAS DO ULTRA-SOM</b>	<b>11</b>
2.1.1 Velocidade de Propagação do Ultra-som no Meio	12
2.1.2 Mecanismos de Atenuação do Ultra-som no Meio	13
2.1.3 Coeficiente de Reflexão	16
<b>2.2 MATERIAIS PIEZOELÉTRICOS</b>	<b>19</b>
2.2.1 Materiais Utilizados na Fabricação de Transdutores	22
2.2.1.1 PZT	22

2.2.1.2 PVDF	23
2.2.1.3 Quartzo	24
2.2.1.4 Coeficientes	25
<b>2.3 EXCITAÇÃO ELÉTRICA</b>	<b>27</b>
2.3.1 Excitação Contínua	27
2.3.2 Excitação Pulsada	30
<b>2.4 TRANSDUTORES</b>	<b>32</b>
2.4.1 Transdutores Mecânicos	36
2.4.2 Transdutores Eletrônicos	36
2.4.2.1 Lineares	37
2.4.2.2 Fásicos	38
<b>2.5 RESOLUÇÃO</b>	<b>39</b>
2.5.1 Resolução Axial	40
2.5.2 Resolução Lateral	42

### **Capítulo 3**

<b>3. MODOS DE OPERAÇÃO</b>	<b>45</b>
<b>3.1 EQUIPAMENTOS DE IMAGEM</b>	<b>45</b>
3.1.1 Modo A	45
3.1.1.1 Aplicações	47
3.1.2 Modo B	48
3.1.2.1 <i>Scanners</i> Manuais	49
3.1.2.2 <i>Scanners</i> de Tempo Real	49
3.1.2.3 Aplicações	49
3.1.3 Modo M	50
<b>3.2 EQUIPAMENTOS DOPPLER</b>	<b>52</b>
3.2.1 Equipamentos Doppler de Onda Contínua	54
3.2.1.1 Saída Audível	56
3.2.1.2 Aplicações	57
3.2.1.3 Medidores de Fluxo Bidirecionais	57
3.2.1.4 Aplicações	58
3.2.2 Equipamentos Doppler de Onda Pulsada	59
3.2.3 Equipamentos Doppler com Codificação Colorida de Fluxo	62
3.2.4 Escolha da Frequência	64

## **Capítulo 4**

<b>4. FUNCIONALIDADE EM ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA</b>	<b>67</b>
<b>4.1 AQUISIÇÃO DO EQUIPAMENTO</b>	<b>68</b>
4.1.1 Análise de Custo do Ciclo de Vida	69
4.1.2 Contratos de Manutenção	70
<b>4.2 ANÁLISE DE DESEMPENHO</b>	<b>72</b>
4.2.1 Avaliação de Precisão de Imagem	72
4.2.1.1 Determinação da Linha de Base	74
4.2.1.2 Ensaio de Uniformidade de Imagem	75
4.2.1.3 Ensaio de Resolução de Campo Próximo	76
4.2.1.4 Ensaio de Resolução Axial	78
4.2.1.5 Ensaio de Resolução Lateral	78
4.2.1.6 Ensaio de Profundidade de Penetração	79
4.2.1.7 Ensaio de Precisão de Distância	79
4.2.2 Medição de Potência Acústica	81
4.2.2.1 Métodos de Medição	82
4.2.2.2 Estimativa de Intensidade Localizada	84
<b>4.3 CARACTERÍSTICAS FUNCIONAIS</b>	<b>85</b>
4.3.1 Exames Vasculares, de Partes Pequenas e Intravasculares	86
4.3.2 Exames Gerais, Abdominais, Obstétricos e Ginecológicos	87
4.3.3 Exames Cardiológicos	88
4.3.4 Utilização dos Transdutores	89
4.3.4.1 Convexos	89
4.3.4.2 Lineares	90
4.3.4.3 Setoriais	90
4.3.4.4 Endocavitários	91

## **Capítulo 5**

<b>5. SEGURANÇA EM ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA</b>	<b>93</b>
<b>5.1 EFEITOS BIOLÓGICOS</b>	<b>94</b>
5.1.1 Elevação de Temperatura	94
5.1.2 Cavitação Acústica	98



<b>5.2 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA</b>	<b>101</b>
5.2.1 Definição das Variáveis	101
5.2.2 Indicadores Biofísicos	105
5.2.2.1 Índices Térmicos	107
5.2.2.2 Índice Mecânico	109
<b>5.3 PROCEDIMENTOS DE SEGURANÇA</b>	<b>110</b>
5.3.1 Gerais	110
5.3.1.1 Instalação	110
5.3.1.2 Ambiente	111
5.3.1.3 Manuseio dos Transdutores	112
5.3.2 Segurança em Aplicações Doppler Pulsado	113
5.3.3 Segurança em Ultra-sonografia Transvaginal	115
5.3.4 Segurança em Aplicações Doppler Colorido	117

## **Capítulo 6**

<b>6. A PESQUISA DE CAMPO</b>	<b>119</b>
<b>6.1 METODOLOGIA</b>	<b>120</b>
6.1.1 Formação Profissional e Especialidade	120
6.1.2 Exames Realizados e Transdutores Utilizados	120
6.1.3 Experiência Profissional	121
6.1.4 Operação do Equipamento	121
6.1.5 Grau de Conhecimento e Potencialidade de Utilização	121
6.1.6 Problemas mais Frequentes	121
<b>6.2 RESULTADOS</b>	<b>122</b>

## **Capítulo 7**

<b>7. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES</b>	<b>127</b>
<b>7.1 MECANISMOS TÉRMICOS E CAVITACIONAIS</b>	<b>127</b>
<b>7.2 INDICADORES BIOFÍSICOS</b>	<b>129</b>
<b>7.3 NORMALIZAÇÃO TÉCNICA</b>	<b>131</b>
<b>7.4 PESQUISA DE CAMPO</b>	<b>132</b>

<b>7.5 ENSAIOS FUNCIONAIS</b>	<b>133</b>
<b>7.6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b>	<b>134</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>136</b>
<b>ANEXO A - QUESTIONÁRIO APLICADO NA PESQUISA DE CAMPO</b>	<b>137</b>
<b>ANEXO B - ALGUNS MODELOS DE EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM</b>	<b>140</b>
<b>ANEXO C - EXEMPLO DE CONFIGURAÇÃO DE TRANSDUTORES</b>	<b>142</b>
<b>ANEXO D - VARIAÇÃO DE PARÂMETROS ACÚSTICOS EM USD</b>	<b>144</b>
<b>GLOSSÁRIO</b>	<b>146</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>148</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT:	Associação Brasileira de Normas Técnicas.
AIUM:	<i>American Institute of Ultrasound in Medicine.</i>
AIUMBC:	<i>American Institute of Ultrasound in Medicine Bioeffects Committee.</i>
ATM:	Atmosfera.
CCV:	Custo do Ciclo de Vida.
CEP:	Comprimento Espacial de Pulso.
CIRS:	<i>Computerized Imaging Reference Systems.</i>
ECG:	Eletrocardiograma.
ECRI:	<i>Emergency Care Research Institute.</i>
ECURS:	<i>European Committee for Ultrasound Radiation Safety.</i>
EEM:	Equipamento Eletromédico.
FDA:	<i>Federal Drug &amp; Administration.</i>
GE:	<i>General Electric.</i>
GPEB:	Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica.
GIN:	Ginecológico.
HU:	Hospital Universitário.
IEC	<i>International Electrotechnical Commission.</i>
IM:	Índice Mecânico.
IRM:	Imagens por Ressonância Magnética Nuclear.
I <sub>SPPA</sub>	Intensidade de pico espacial de pulso média.
I <sub>SPTA</sub> :	Intensidade de pico espacial de média temporal.

IT:	Índice Térmico.
ITM:	Índice Térmico de tecidos Macios.
ITO:	Índice Térmico de tecidos Ósseos.
ITT:	Índice Térmico Transcraniano.
kV:	Kilovolt.
MHz:	Megahertz.
NEMA:	<i>National Electrical Manufacturers Association.</i>
OB:	Obstétrico.
ODS:	<i>Output Display Standard.</i>
OMS:	Organización Mundial de la Salud.
PRP:	Período de Repetição de Pulsos.
PV:	Periférico-vascular.
R <sub>A</sub> :	Resolução Axial.
R <sub>LAT</sub> :	Resolução Lateral.
TC:	Tomografia Computadorizada.
TGC:	<i>Time Gain Compensation.</i>
TRP:	Taxa de Repetição de Pulsos.
TVG:	Transvaginal.
UFSC:	Universidade Federal de Santa Catarina.
USD:	Ultra-sonografia diagnóstica.
UTI	Unidade de Terapia Intensiva.
WFUMB:	<i>World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology.</i>

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1-1 - Representação esquemática da estruturação do trabalho</i>	9
<i>Figura 2-1 - Comprimentos de onda para as frequências de 3 MHz e 6 MHz (OMS, 1996)</i>	12
<i>Figura 2-2 - Representação do fenômeno da dispersão (Peura, 1986)</i>	14
<i>Figura 2-3 - Dependência da atenuação ultra-sônica com a frequência (Peura, 1986)</i>	15
<i>Figura 2-4 - Reflexão e refração do ultra-som (Peura, 1986)</i>	18
<i>Figura 2-5 - Método de designação de eixos cristalográficos (Geddes &amp; Baker, 1989)</i>	19
<i>Figura 2-6 - Estrutura simplificada do cristal de quartzo (Neubert, 1963)</i>	24
<i>Figura 2-7 - Curva de ressonância de um transdutor de frequência central <math>f_0</math> (Christensen, 1988)</i>	30
<i>Figura 2-8 - Principais componentes do transdutor (Peura, 1986)</i>	34
<i>Figura 2-9 - Circuito equivalente para um transdutor piezoelétrico carregado (Seara, 1980)</i>	34
<i>Figura 2-10 - Circuito equivalente do transdutor na condição de ressonância (Seara, 1980)</i>	35
<i>Figura 2-11 - Configuração do campo ultra-sônico (Peura, 1986)</i>	36
<i>Figura 2-12 - Exemplo de transdutor mecânico (Christensen, 1988)</i>	37
<i>Figura 2-13 - Excitação seqüencial de um transdutor linear</i>	38
<i>Figura 2-14 - Possíveis variações do feixe ultra-sônico de transdutores físicos (Peura, 1986)</i>	39
<i>Figura 2-15 - Resolução axial insuficiente para produzir ecos distintos (Kremkau, 1993)</i>	40
<i>Figura 2-16 - Resolução axial adequada para a produção de ecos distintos (Kremkau, 1993)</i>	41
<i>Figura 2-17 - Representação da resolução lateral de um transdutor focalizado (Kremkau, 1993)</i>	43
<i>Figura 3-1 - Representação da informação no modo A (Frizzell, 1993)</i>	46
<i>Figura 3-2 - Imagem gerada no modo B a partir da varredura setorial do transdutor (Frizzell, 1993)</i>	48
<i>Figura 3-3 - Diagnóstico da estenose mitral através do modo M (Geddes &amp; Baker, 1989)</i>	51
<i>Figura 3-4 - Representação do ângulo Doppler (Kremkau, 1993)</i>	53
<i>Figura 3-5 - Ilustração do efeito Doppler (OMS, 1996)</i>	54
<i>Figura 3-6 - Diagrama de blocos de um equipamento Doppler de onda contínua (Kremkau, 1993)</i>	55
<i>Figura 3-7 - Transdutor do equipamento Doppler de onda contínua (Geddes, 1989)</i>	56
<i>Figura 3-8 - Representação da variação Doppler bidirecional (Christensen, 1988)</i>	59

<i>Figura 3-9 - Diagrama de blocos de um equipamento Doppler de onda pulsada (Kremkau, 1993)</i>	60
<i>Figura 3-10 - Análise espectral da regurgitação da válvula tricúspide (ATL internet)</i>	62
<i>Figura 4-1 - Ciclo cronológico básico da tecnologia</i>	68
<i>Figura 4-2- Instrumento multiparâmetro de avaliação de desempenho, phantom (CIRS, 1997)</i>	73
<i>Figura 4-3 - Vista em corte dos alvos de campo próximo de um phantom</i>	77
<i>Figura 4-4 - Possível configuração dos filamentos necessários à avaliação da <math>R_A</math> (CIRS, 1997)</i>	78
<i>Figura 4-5 - Possível configuração dos filamentos necessários à avaliação da <math>R_{LAT}</math> (CIRS, 1997)</i>	79
<i>Figura 4-6 - Exemplo de arranjo de filamentos para os testes de precisão de distância</i>	81
<i>Figura 4-7 - Representação esquemática dos dois tipos de hidrofone: membrana (a) e sonda(b)</i>	83
<i>Figura 4-8 - Hidrofones comerciais: tipo membrana(a); tipo sonda (b)</i>	84
<i>Figura 4-9 - Alguns tipos de transdutores eletrônicos convexos</i>	89
<i>Figura 4-10 - Exemplos de transdutores eletrônicos convexos</i>	90
<i>Figura 4-11 - Exemplo de transdutores setoriais</i>	91
<i>Figura 4-12 - Sondas endocavitárias: (a) transvaginal; (b) transretal</i>	91
<i>Figura 5-1 - Representação conceitual da proteção radiológica</i>	103
<i>Figura 6-1 - Representação percentual das especialidades identificadas na pesquisa</i>	122
<i>Figura 6-2 - Representação percentual da utilização dos transdutores identificados na pesquisa</i>	123
<i>Figura 6-3 - Representação percentual do tempo de experiência profissional</i>	123
<i>Figura 6-4 - Representação percentual do grau de conhecimento sobre o equipamento na pesquisa</i>	124
<i>Figura 6-5 - Representação percentual dos problemas mais freqüentes identificados</i>	125

**LISTA DE TABELAS**

<i>Tabela 2-1 - Valores típicos de alguns parâmetros de USD (Kremkau, 1993)</i>	16
<i>Tabela 2-2 - Propriedades ultra-sônicas de alguns materiais (Peura, 1986)</i>	17
<i>Tabela 2-3 - Propriedades do PZT-5H (Goldberg &amp; Smith, 1995)</i>	23
<i>Tabela 2-4 - Espessura do cristal para várias frequências de operação (Kremkau, 1993)</i>	29
<i>Tabela 2-5 - Dependência da resolução axial com outros parâmetros (Kremkau, 1993)</i>	41
<i>Tabela 2-6 - Profundidade de imagem e resolução axial para pulsos de dois ciclos (Kremkau, 1993)</i>	42
<i>Tabela 4-1 - Frequências de operação e respectivas distâncias de zona morta (Goodsitt et al., 1997)</i>	78
<i>Tabela 5-1 - Temperatura média de alguns mamíferos (Barnett et al., 1994)</i>	95
<i>Tabela 5-2 - Reações reversíveis associadas à elevação da temperatura (Barnett et al., 1994)</i>	96
<i>Tabela 5-3 - Faixas de operação do RT-4600 da GE: temperatura, umidade e pressão (GE, 1993)</i>	111

## Estudo de Segurança e Funcionalidade de Equipamentos de Ultra-sonografia Diagnóstica

### RESUMO

Este trabalho tem por objetivo realizar um estudo qualitativo sobre a segurança dos exames de ultra-sonografia diagnóstica (USD), levantando questões como efeitos biológicos, proteção radiológica, controle de qualidade de imagem e procedimentos de segurança. A sistematização dessas informações, aliada às discussões dos capítulos introdutórios, os quais fornecem uma visão geral sobre o ultra-som diagnóstico, visa à implementação de experiências práticas no que se refere ao controle de qualidade de imagem e medição de potência acústica. Esses procedimentos representam uma importante ferramenta na consolidação da engenharia clínica aplicada à ultra-sonografia, trazendo benefícios inquestionáveis aos usuários e operadores da tecnologia em questão. Através de uma pesquisa de campo, realizada em oito clínicas de diagnóstico por imagens na cidade de Florianópolis, objetivou-se, também, ressaltar a importância do treinamento técnico ao operador do equipamento, o que maximizaria a eficiência dos exames, uma vez que os recursos disponíveis seriam utilizados em sua plenitude. A consequência direta seria uma redução substancial nos tempos de exposição, implicando em maior segurança ao paciente. Na mesma pesquisa, procurou-se, também, identificar os principais problemas associados aos exames de USD.

**Palavras-chave:** ultra-som diagnóstico; segurança; efeitos biológicos; cavitação; elevação de temperatura; funcionalidade; procedimentos de segurança; controle de qualidade de imagem.



## **Study of Safety and Functionality of Diagnostic Ultrasound Equipments**

### **ABSTRACT**

This work is concerned with safety of diagnostic ultrasound examinations. Radiologic protection, biological effects, safety procedures, and image quality control are discussed. The systematization of these data and its discussion in chapters 2 and 3 provide a general overview about diagnostic ultrasound, intending to help the development of practical procedures regarding to the image quality control programs and acoustic power measurements. Such procedures are important tools to consolidate clinical engineering in diagnostic ultrasound management. As a result, unquestionable benefits for the users and operators of this technology can be obtained. A survey in 8 private clinics in Florianópolis aimed to emphasize the importance of technical training for the operators of diagnostic ultrasound equipments in order to maximize the effectiveness of examinations, since the available technological resources would be better used. As a result, substantial reductions in exposition times can be achieved, which means more safety to the patients. The survey also identified the main problems related to diagnostic ultrasound practice.

**Key words:** diagnostic ultrasound; safety; biological effects; acoustic cavitation; temperature raise; functionality; safety procedures; image quality control.

## Capítulo 1 - Introdução

---

---

## 1. INTRODUÇÃO

Há muito tempo já se sabe sobre a não-homogeneidade dos tecidos que constituem o corpo humano e que os pulsos sonoros de alta frequência enviados a essas estruturas são refletidos e refratados. No entanto, a técnica ultra-sônica de geração de imagens só foi impulsionada a partir do início da década de 70, quando novas tecnologias de aquisição, armazenamento e apresentação dos ecos refletidos pelas diversas estruturas internas tornaram-se disponíveis, onde as imagens estáticas gradativamente deram lugar às dinâmicas. Nessa linha cronológica, a ultra-sonografia evoluiu desde o modo A (unidimensional estático), passando pelo modo M (unidimensional dinâmico), até o modo B (bidimensional estático/dinâmico), obtido através da varredura mecânica ou eletrônica do transdutor em várias direções.

Inicialmente as primeiras aplicações de imagens dinâmicas foram na avaliação das estruturas cardíacas, as quais se movimentam para desempenhar suas funções. Os modos A e M eram capazes de demonstrar os movimentos das válvulas e cavidades cardíacas, as relações entre o movimento e pressão, bem como outros parâmetros que permitiam o diagnóstico de disfunções cardíacas até então desconhecidas. Em alguns casos como, por exemplo, patologias valvulares, o modo M é ainda o mais utilizado para diagnóstico, já que através de sua utilização é possível quantificar a velocidade de abertura e fechamento das válvulas cardíacas além de possibilitar o relacionamento entre movimentos valvulares e ECG (Mottley, 1995).

Posteriormente, com a tecnologia bidimensional, o ultra-som diagnóstico encontrou uma ampla utilização em exames abdominais, obstétricos, ginecológicos, oftalmológicos e urológicos, onde variáveis como dimensão e movimento em tempo

real possibilitaram o diagnóstico preciso de alguns fenômenos patológicos anteriormente desconhecidos.

Além da imagem, outra tecnologia ultra-sônica bastante utilizada na medicina, mais precisamente na hemodinâmica<sup>1</sup>, é a técnica Doppler. Atualmente, a composição das tecnologias Doppler e de imagem possibilitam a melhor caracterização de parâmetros biológicos anatômicos e funcionais, fornecendo diagnósticos cada vez mais confiáveis.

## 1.1 JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TEMA

O ultra-som diagnóstico (USD), que vem sendo utilizado desde o final da década de 50, tem encontrado uma ampla aceitação por parte da comunidade médica no que se refere aos exames rotineiros de pacientes. Por utilizar radiação não-ionizante<sup>2</sup> (ondas sonoras), ao contrário de outros métodos de produção de imagens, tais como a tomografia computadorizada (TC) e os Raios-X, esse método tem se tornado uma opção bastante atrativa em várias situações de diagnóstico médico. Além disso, os exames por ultra-som são tipicamente mais rápidos e baratos que aqueles realizados pelos demais métodos de imagem já citados.

A tecnologia de geração de imagens através do ultra-som vem encontrando a cada dia novas aplicações. Desde a análise de fluxo sanguíneo, imagem transretal de próstata, sonografia de mama e ecocardiografia, até a sonografia muscular, ocular e transvaginal, além do clássico diagnóstico obstétrico. O diagnóstico por ultra-

---

<sup>1</sup> Campo da fisiologia que estuda a circulação sanguínea.

<sup>2</sup> Radiação incapaz de deslocar elétrons da última camada eletrônica do material.

som tem se caracterizado como um procedimento seguro, haja vista não existirem ocorrências registradas de efeitos biológicos adversos em pacientes ou operadores de equipamentos causados pela exposição a intensidades típicas nas quais esses operam. Apesar de existir a possibilidade real de que esses efeitos sejam identificados em um futuro próximo, os dados atuais mostram que os benefícios aos pacientes, devido ao uso prudente do ultra-som diagnóstico, superam os riscos potenciais, fazendo do ultra-som uma poderosa ferramenta no cotidiano da prática médica.

Os sistemas de imagem por ultra-som apresentam várias vantagens econômicas sobre outras modalidades de imagem: são tipicamente muito mais baratos do que outras modalidades e não requerem preparações especiais nem condições específicas tais como blindagem, para raios-X, ou uniformidade de campo magnético, para imagens por ressonância magnética (IRM). A maioria dos equipamentos de ultrasonografia pode ser transportada facilmente de um lugar a outro e, por isso, podem ser compartilhados por vários ultra-sonografistas e salas de exame ou até mesmo serem levados aos próprios quartos dos pacientes em casos mais críticos (Mottley, 1995).

Os gastos diretos provenientes da utilização de equipamentos de imagem por ultra-som são mínimos. Geralmente a maioria dos gastos são com o gel de acoplamento, utilizado entre a pele e o transdutor e com os registros de imagem em vídeo ou filme. Os transdutores são reutilizáveis e de fácil operação, porém frágeis, merecendo cuidados especiais de manuseio. O baixo custo associado faz dos sistemas de imagem por ultra-som uma das modalidades de imagem mais baratas e, quando indicada, a preferida dentre outros métodos (Mottley, 1995).

Como um indicador do interesse por parte do mercado na tecnologia ultra-sônica frente às outras modalidades de imagem, em 1993, o *Wall Street Journal*

(Mottley, 1995), um dos jornais de maior credibilidade nos Estados Unidos, publicou uma matéria relatando que os investimentos naquele país em unidades de IRM, naquele período, eram de aproximadamente 520 milhões de dólares, enquanto que o montante investido em unidades de TC era de cerca de 800 milhões e os investimentos em sistemas de imagem por ultra-som ultrapassavam a respeitável cifra de 1 bilhão. A mesma publicação relatava ainda que o mercado de tais sistemas estava crescendo a uma taxa de 15% ao ano (Mottley, 1995). Esses números astronômicos justificam a preocupação com a disseminação dessa tecnologia no tocante à segurança dos pacientes e operadores, já que os equipamentos de imagem por ultra-som custam em média de 15 a 20 vezes menos que os outros sistemas de imagem citados anteriormente e, por isso, representam uma poderosa fatia do mercado de diagnóstico por imagens.

A normalização técnica de equipamentos eletromédicos (EEM), incentivada no Brasil pelo Ministério da Saúde através de sua Secretaria de Normas Técnicas e a ABNT, com a definição das normas técnicas brasileiras para esses equipamentos, obriga o país à implementação de estruturas que permitam a avaliação da tecnologia existente no setor de saúde. Para que essa tarefa seja possibilitada, deve-se conhecer profundamente o equipamento eletromédico em análise para que sejam determinadas suas características de funcionalidade e segurança através de ensaios adequados. A sistematização dessas informações é de grande valia para o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB), Hospital Universitário (HU) e o próprio Estado de Santa Catarina, onde as propostas resultantes desse estudo deverão ser implementadas visando a fiscalização dos serviços que envolvem EEM, bem como a melhoria nos serviços de saúde onde a tecnologia em questão seja utilizada.

Como resultado de um acordo firmado entre a Secretaria de Saúde do

Estado de Santa Catarina e o GPEB, encontra-se em fase de implantação em três hospitais da rede pública estadual, um projeto de gerenciamento de equipamentos eletromédicos que tem por objetivo a fiscalização e controle das atividades de manutenção relativas a esses equipamentos, visando a melhoria da qualidade e confiabilidade dos serviços médicos prestados, bem como a redução dos custos associados.

As inovações tecnológicas na fabricação e projeto de transdutores, os constantes avanços nas técnicas de processamento digital de imagens e o rápido avanço da eletrônica contribuem para que a tecnologia de imagens por ultra-som se consolide como uma importante aliada no diagnóstico das mais diversas patologias, aumentando, assim, a expectativa de vida do ser humano. Nesse universo se enquadra a pesquisa desenvolvida pelo GPEB, que tem a função de colaborar para que essa tecnologia seja explorada de maneira racional, fazendo com que os riscos potenciais da utilização desse método de imagens sejam constantemente monitorados e, assim, minimizados ou até mesmo eliminados.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Gerais

O objetivo principal foi a realização de um estudo sobre os tipos e características técnicas dos equipamentos de ultra-som utilizados para diagnóstico através de imagens médicas, determinando as características funcionais e de segurança que permitam definir uma análise de conformidade em relação às normas técnicas.

Toda essa sistematização visa fornecer ao GPEB-UFSC, os

conhecimentos necessários à aplicação prática em seus programas de Engenharia Clínica.

### 1.2.2 Específicos

Este trabalho tem por objetivo realizar um estudo qualitativo sobre a segurança dos exames de ultra-sonografia diagnóstica (USD), levantando questões como efeitos biológicos, proteção radiológica, controle de qualidade de imagem e procedimentos de segurança. A sistematização dessas informações, aliada às discussões dos capítulos introdutórios, os quais fornecem uma visão geral sobre o ultra-som diagnóstico, visam a implementação de experiências práticas no que se refere ao controle de qualidade de imagem e medição de potência acústica. Esses procedimentos representam uma importante ferramenta na consolidação da engenharia clínica aplicada à ultra-sonografia, trazendo benefícios inquestionáveis aos usuários e operadores da tecnologia em questão.

Através de uma pesquisa de campo, realizada em oito clínicas de diagnóstico por imagens na cidade de Florianópolis, objetivou-se, também, ressaltar a importância do treinamento técnico ao operador do equipamento, o que maximizaria a eficiência dos exames, uma vez que os recursos disponíveis seriam utilizados em sua plenitude. A consequência direta seria uma redução substancial nos tempos de exposição, implicando em maior segurança ao paciente. Procurou-se também identificar os principais problemas associados aos exames de USD.

## 1.3 DELIMITAÇÃO DO ASSUNTO

A pesquisa desenvolvida ênfoca unicamente os aspectos de segurança e



funcionalidade associados à operação de equipamentos de USD, não sendo motivo de estudo os equipamentos destinados a procedimentos terapêuticos. Não se pretende também discutir a técnica ultra-sonográfica propriamente dita, que está intimamente relacionada à formação profissional do ultra-sonografista.

#### 1.4 METODOLOGIA

A metodologia científica empregada no desenvolvimento deste estudo buscou a sistematização cronológica de informações pertinentes ao tema, visando caracterizar o estudo de maneira lógica, bem como propiciar um amadurecimento intelectual acerca do assunto de modo que conclusões consistentes pudessem ser extraídas.

A primeira etapa consistiu na exploração da bibliografia básica sobre ultra-som, onde o correto entendimento de aspectos físicos tais como velocidade de propagação, atenuação, reflexão e refração entre outros, possibilitaram a assimilação direta de conceitos fundamentais de acústica, os quais representam a base teórica do ultra-som. Em seguida buscou-se a caracterização de efeitos biológicos adversos decorrentes da utilização da USD através da leitura de vários artigos e publicações do gênero, contribuindo na definição sobre o caráter da abordagem relativa à segurança. Paralelamente a essa atividade, a análise das características funcionais dos equipamentos, através de manuais de operação e catálogos de fabricantes, permitiu o levantamento de procedimentos de segurança visando minimizar os riscos potenciais intrínsecos dessa tecnologia.

Consultas a normas técnicas internacionais e a publicações específicas de organismos de pesquisa voltados à segurança e gerenciamento de equipamentos de ultra-

sonografia, (IEC, ECRI, WFUMB, AIUM e AIUMBC), permitiram a extração de informações valiosas acerca dos parâmetros acústicos de maior relevância quanto à segurança bem como métodos para gerenciá-los.

Ainda no tocante à segurança, uma pesquisa de campo, realizada em oito clínicas de diagnóstico por imagens na cidade de Florianópolis objetivou destacar os principais problemas operacionais enfrentados pelos ultra-sonografistas na realização dos exames. Informações sobre testes funcionais e de qualidade de imagem também foram sistematizadas com o intuito de fornecer subsídios à implementação de trabalhos futuros. A Figura 1-1 ilustra a representação esquemática da estruturação do trabalho.

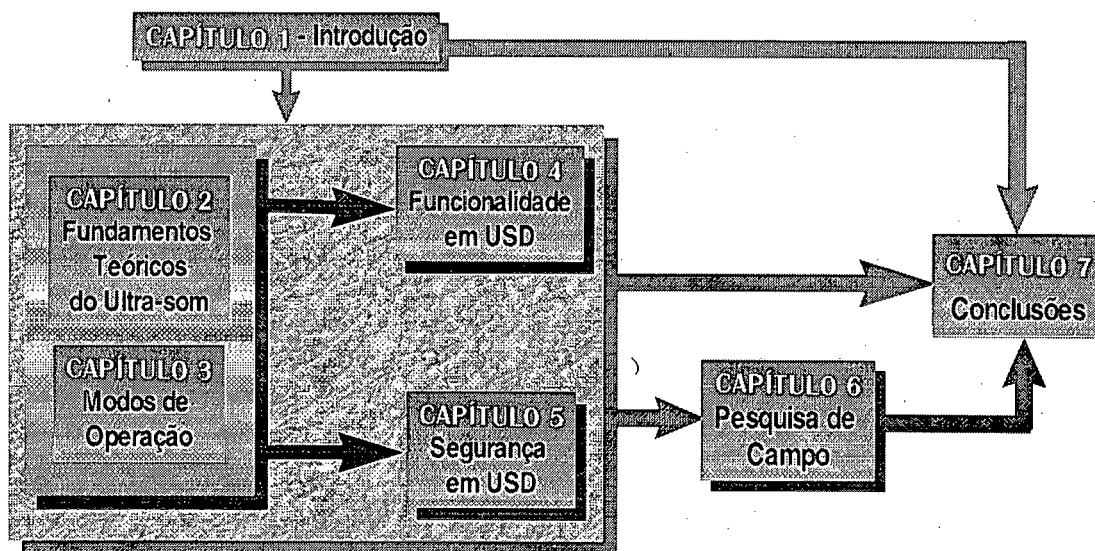


Figura 1-1 - Representação esquemática da estruturação do trabalho

Como fruto do trabalho de pesquisa desenvolvido, foi gerada uma publicação científica apresentada no XII Congresso Chileno de Engenharia Elétrica, realizado no período de 3 a 8 de novembro de 1997 na cidade de Temuco, Chile.

Além da análise bibliográfica, o intercâmbio de informações com outros centros de pesquisa correlatos (Unicamp de Campinas e Coppe do Rio de Janeiro) possibilitou, além da divulgação do trabalho aqui desenvolvido, a integração científica entre a UFSC e esses centros.

## **Capítulo 2 - Fundamentação Teórica do Ultra-Som**

---

---

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA DO ULTRA-SOM

A palavra sonografia é originada do latim *sonus* (som) e do grego *graphein* (escrever). A sonografia, ou mais especificamente a ultra-sonografia, é a nomenclatura técnica atribuída ao processo de formação de imagens através da manipulação de ondas sonoras.

Antes de partirmos para os pontos centrais da pesquisa, vamos introduzir alguns conceitos importantes sobre o ultra-som, uma vez que o entendimento acerca dos princípios físicos básicos associados à manipulação desse tipo de energia possibilita a obtenção de melhores resultados no tocante à assimilação da análise sobre as características funcionais e de segurança dos equipamentos de USD, o que constitui o motivo deste trabalho. Este capítulo aborda, além das propriedades físicas do ultra-som, os modos de excitação elétrica, aspectos construtivos dos transdutores, bem como os materiais piezoelétricos utilizados na fabricação destes.

### 2.1 PROPRIEDADES FÍSICAS DO ULTRA-SOM

O som pode ser definido como sendo um conjunto de vibrações mecânicas da matéria situadas na faixa audível do espectro de frequências do ouvido humano (20 Hz a 20 kHz). Nesse contexto, o som é ainda classificado em duas outras importantes categorias, que são: o infra-som (frequências abaixo do espectro audível) e o ultra-som (frequências acima do espectro audível). Do ponto de vista físico são categorias arbitrárias, já que o som, independentemente da frequência, obedece aos mesmos princípios físicos (Alloca, 1988). O ultra-som é, portanto, uma forma de energia mecânica que consiste de vibrações de alta frequência (Geddes & Baker, 1989).

A seguir, são discutidos alguns parâmetros que caracterizam a propagação do ultra-som.

### 2.1.1 Velocidade de Propagação do Ultra-som no Meio

As ondas ultra-sônicas apresentam características semelhantes às ondas de pressão e fluxo no que se refere a sua propagação. Uma diferença de pressão entre dois pontos da matéria, seja ela ar, tecido humano ou metal, causa o deslocamento de átomos, que se movem a uma certa velocidade. Devido à existência de uma força elástica entre os átomos que constituem o meio físico, estes não se movem por longas distâncias, sendo a energia de um átomo transferida aos outros, propagando-se através da matéria a uma velocidade própria  $c_s$  (Aston, 1990). À medida que a energia ultra-sônica se propaga através do meio, as partículas que constituem esse meio sofrem oscilações (Geddes & Baker, 1989). A distância entre os pontos de máxima (ou mínima) amplitude é conhecido como comprimento de onda  $\lambda$  (Figura 2-1), que se relaciona com a velocidade de propagação  $c_s$  e a frequência  $f$  das oscilações através da Equação 2-1.

$$c_s = f \cdot \lambda$$

Equação 2-1

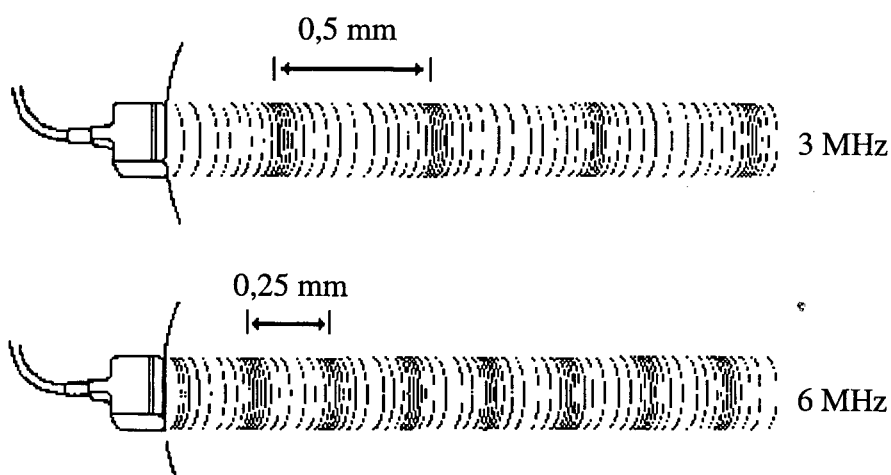


Figura 2-1 - Comprimentos de onda para as frequências de 3 MHz e 6 MHz (OMS, 1996)

A velocidade de propagação é determinada pela densidade e rigidez do meio. A densidade é a concentração de matéria (massa por unidade de volume) e a

rigidez caracteriza a resistência do material à compressão. A velocidade de propagação do ultra-som é diretamente proporcional à rigidez e inversamente proporcional à densidade do meio. No entanto, geralmente o meio mais denso é também o mais rígido, mas pelo fato de que as diferenças de rigidez entre os materiais geralmente são fatores dominantes em relação às diferenças de densidade, os meios de maior densidade apresentam velocidades de propagação ultra-sônica maior que meios menos densos (Kremkau, 1993).

Em um meio isotrópico<sup>3</sup>, a velocidade de propagação  $c_s$  é dependente tanto do meio como de sua temperatura, sendo determinada pelo atraso entre o movimento de partículas adjacentes. Esse atraso depende da elasticidade e da densidade do meio e, portanto, para uma dada densidade, a velocidade de propagação será maior em tecidos de baixa elasticidade (alta rigidez) como, por exemplo, os tecidos ósseos (Geddes & Baker, 1989).

### 2.1.2 Mecanismos de Atenuação do Ultra-som no Meio

À medida que a onda ultra-sônica atravessa o tecido biológico sua intensidade sofre um decaimento exponencial que é causado por três fatores principais:

- **Dispersão:** é o redirecionamento da onda ultra-sônica incidente. Ocorre quando a onda sonora atinge uma superfície refletora de dimensões menores que o comprimento de onda do feixe ultra-sônico (Peura, 1986) ou quando atinge uma superfície com irregularidades de dimensões semelhantes ao do comprimento de onda (Kremkau, 1993).

---

<sup>3</sup> Meio que apresenta as mesmas propriedades físicas em todas as direções.

A Figura 2-2 ilustra o fenômeno da dispersão.

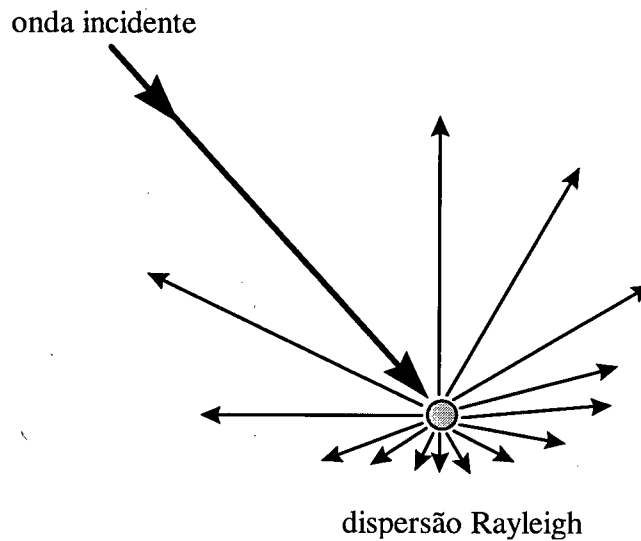


Figura 2-2 - Representação do fenômeno da dispersão (Peura, 1986)

- Divergência do feixe: ocorre principalmente em transdutores desprovidos de focalização acústica .
- Absorção: é a conversão da energia acústica em calor. Caracteriza o grau de dificuldade de transferência de energia entre as partículas do meio (Geddes & Baker, 1989), sendo dependente da frequência e de características intrínsecas ao meio. A absorção é, normalmente, o fator dominante da atenuação nos tecidos macios (Kremkau, 1993).

O coeficiente de atenuação  $\alpha$  é a medida utilizada para descrever a habilidade de uma substância uniforme de atenuar o ultra-som (Geddes & Baker, 1989), sendo descrita pela Equação 2-2.

$$\alpha = a \cdot f^b$$

Equação 2-2

onde  $a$  e  $b$  são coeficientes que dependem do meio e  $f$  é a frequência em MHz (Peura, 1986).

A atenuação varia quase sempre com o quadrado da frequência no ar e

nos líquidos. Nos tecidos macios é aproximadamente linear com a frequência dentro de uma faixa limitada (Geddes & Baker, 1989). A Figura 2-3 mostra o efeito da frequência sobre a atenuação da intensidade ultra-sônica.

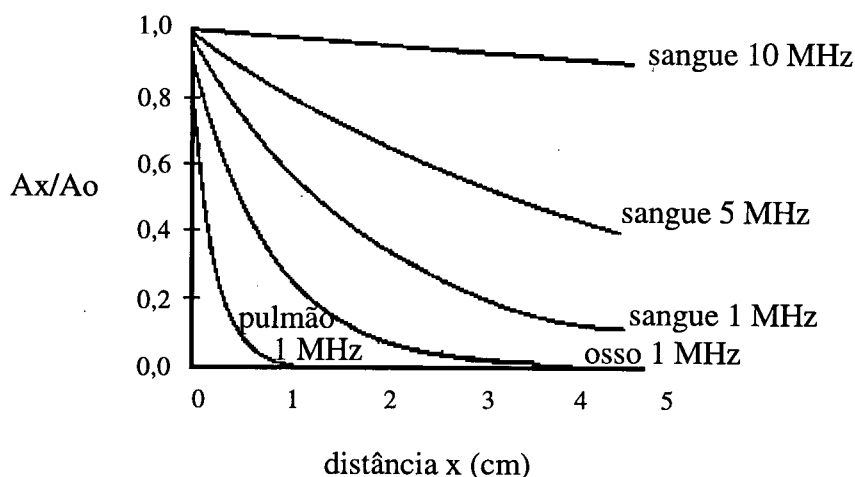


Figura 2-3 - Dependência da atenuação ultra-sônica com a frequência (Peura, 1986).

A profundidade de penetração é determinada pela frequência utilizada, já que o coeficiente de atenuação depende da frequência de operação, conforme a Equação 2-2. Em exames onde se requer maior profundidade, frequências da ordem de 2 MHz são utilizadas, ao passo que para abordagens mais superficiais, a utilização de frequências na faixa de 5 a 10 MHz propicia uma melhor resolução da imagem<sup>4</sup>. Resumidamente, quanto menor o comprimento de onda, maior é a frequência e melhor é a resolução, o que se traduz em uma imagem mais clara e em mais detalhes na tela do equipamento (OMS, 1996). Em contrapartida, quanto maior a frequência, maior é a atenuação e, portanto, a escolha da frequência deve satisfazer um compromisso entre resolução e profundidade.

A Tabela 2-1 mostra alguns parâmetros típicos em USD, supondo uma

<sup>4</sup> Este tópico será discutido no item "Resolução".



velocidade de propagação no tecido humano de 1540 m/s e uma atenuação média de 0,5 dB/cm/MHz.

Tabela 2-1 - Valores típicos de alguns parâmetros de USD (Kremkau, 1993)

Frequência $f$ (MHz)	Comprimento de onda $\lambda$ (mm)	Coefficiente de atenuação $\alpha$ (dB/cm)	Profundidade de imagem (cm)
2,0	0,77	1,0	30
3,5	0,44	1,8	17
5,0	0,31	2,5	12
7,5	0,21	3,8	8
10,0	0,15	5,0	6

### 2.1.3 Coeficiente de Reflexão

O princípio fundamental de operação de um equipamento de imagem ultra-sônico é o da reflexão das ondas incidentes, comumente conhecidos como ecos. Os tecidos biológicos se distinguem uns dos outros por apresentarem características diferentes quanto a suas propriedades acústicas de reflexão. Um parâmetro bastante importante na análise dessas características é a impedância acústica  $Z$ , uma propriedade física do meio atravessado pela onda ultra-sônica, definida como sendo o produto da densidade ( $\rho$ ) pela velocidade do som no meio ( $c_s$ ) (Aston, 1990), conforme Equação 2-3. Na condição de incidência perpendicular, caso a impedância acústica dos dois meios sejam iguais, não existe reflexão e a intensidade transmitida é igual à intensidade incidente (Kremkau, 1993).

$$Z = \rho \cdot c_s$$

Equação 2-3

Quando o feixe ultra-sônico que atravessa um meio de impedância acústica  $Z_1$  encontra um segundo meio de impedância acústica  $Z_2$ , ocorre o fenômeno da reflexão. A quantidade de energia refletida (eco) depende das impedâncias acústicas dos meios em questão (Geddes & Baker, 1989). Quanto maior a diferença entre as impedâncias

acústicas dos dois meios, maior é o coeficiente de reflexão (Geddes & Baker, 1989). A taxa da amplitude do eco refletido, quando este deixa a superfície refletora do pulso incidente, é chamada de coeficiente de reflexão de amplitude, dado pela expressão a seguir:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \quad \text{Equação 2-4}$$

A Tabela 2-2 ilustra alguns parâmetros físicos de alguns materiais.

Tabela 2-2 - Propriedades ultra-sônicas de alguns materiais (Peura, 1986)

Material	Velocidade de propagação (m/s)	Densidade (g/mL)	Impedância Acústica (kg/m <sup>2</sup> .s)	Coefficiente de absorção (dB/cm)	Coefficiente de absorção (dep. de f)
Ar	330	0,0012	0,0004	1,2	f <sup>2</sup>
Alumínio	6300	2,7	17	0,018	f
Água	1520	1,00	1,5	0,002	f <sup>2</sup>
Gordura	1460 - 1470	0,92	1,4	0,6	f
Chumbo	4000	7,7	30	nd <sup>5</sup>	nd
Músculo	1540 - 1630	1,07	1,7	1,5 - 2,5	f
Osso	2700 - 4100	1,38 - 1,81	3,7 - 7,4	10	f <sup>1,5</sup>
Polietileno	2000	0,92	1,8	nd	nd
Pulmão	650	0,40	0,26	40	f <sup>0,6</sup>
Sangue	1530	1,06	1,6	0,1	f <sup>1,3</sup>

O coeficiente de intensidade de reflexão é definido como o quadrado de  $R$ , representando a relação entre a intensidade da onda refletida pela onda incidente. Essas equações são válidas para um feixe ultra-sônico perpendicular à superfície refletora. Em situações clínicas isso é sempre verdadeiro, já que desvios angulares de poucos graus fornecem reflexões oblíquas incapazes de atingir o transdutor (Alloca, 1984). A porção de energia que não é refletida e continua sendo transmitida dentro do segundo meio, é chamada de energia refratada, de intensidade  $(I - R^2)$ . O ângulo de transmissão  $\theta$ , depende da velocidade do som nos dois meios onde ocorre a reflexão,

$$\text{sen}(\theta_t) = (c_{s1}/c_{s2}) \cdot \text{sen}(\theta_i)$$

Equação 2-5

onde  $c_{s1}$  é a velocidade do som no meio 1 e  $c_{s2}$  é a velocidade do som no meio 2 (Allôca, 1984). O ângulo de transmissão  $\theta_t$  é sempre maior que o ângulo de incidência  $\theta_i$  quando a velocidade de propagação no meio 2 é maior que a do meio 1, onde as variações são aproximadamente proporcionais. Por exemplo, caso haja um aumento de 10% na velocidade de propagação do ultra-som no meio 2 com relação ao meio 1, o ângulo de transmissão também é aumentado de aproximadamente 10% (Kremkau, 1993). A Figura 2-4 ilustra os fenômenos da reflexão e refração na interface entre dois meios de características acústicas diferentes.

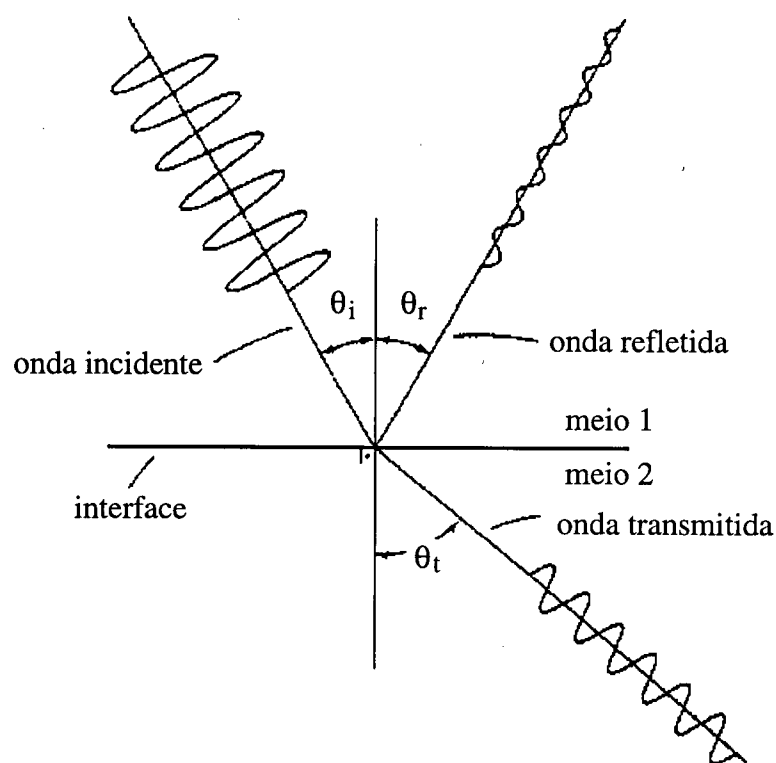


Figura 2-4 - Reflexão e refração do ultra-som (Peura, 1986)

<sup>5</sup> Informação não disponível.

## 2.2 MATERIAIS PIEZOELÉTRICOS

A técnica de geração de imagens por ultra-som mais eficiente utiliza o efeito piezoelétrico (piezo = pressão). Esse efeito, que foi descoberto em 1880 por Pierre e Jacques Curie, é a propriedade que algumas substâncias cristalinas apresentam de desenvolver potenciais elétricos ao longo de eixos cristalográficos em resposta a um movimento de carga resultante de uma deformação mecânica (Geddes & Baker, 1989). Uma condição necessária para a presença do efeito piezoelétrico é a ausência de um centro de simetria de distribuição de carga. Das 32 classes de cristais conhecidas, 21 não apresentam esse centro de simetria, sendo que dessas 21 restantes, apenas uma não apresenta o fenômeno piezoelétrico. Apesar de já se ter observado a propriedade piezoelétrica em cerca de 1000 substâncias cristalinas, informações quantitativas só estão disponíveis para apenas 100 destas, onde a magnitude do efeito tem valor prático apenas em 10 substâncias (Geddes & Baker, 1989). A Figura 2-5 mostra o método de designação de eixos cristalográficos em alguns cristais mais conhecidos.

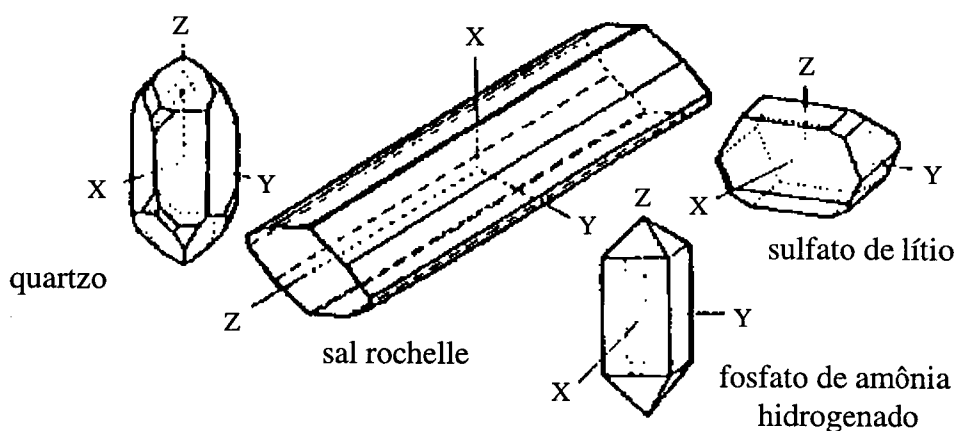


Figura 2-5 - Método de designação de eixos cristalográficos (Geddes & Baker, 1989)

Além dos cristais naturais, certas cerâmicas como o titanato de bário podem ser induzidas a adquirir a propriedade piezoelétrica. Com a aplicação de uma

voltagem elevada aos eletrodos em contato com o material, ocorre uma reorientação da estrutura cristalina que persiste mesmo depois da remoção da voltagem de polarização, onde esse processo é realizado mediante temperatura elevada. Além de produzir um material com uma alta constante piezoelétrica, essa técnica remove a orientação geométrica do eixo cristalográfico e torna possível a fundição de cristais piezoelétricos em diversos formatos (Geddes & Baker, 1989).

Um grupo de materiais artificiais que podem ser induzidos a apresentar fortes propriedades piezoelétricas são os conhecidos como ferroelétrico policristalino polarizado. Esses materiais têm suas unidades celulares organizadas em regiões ou domínios com momentos dipolares aleatórios. A polarização do material ferroelétrico é executada pelo seu aquecimento acima de seu ponto Curie<sup>6</sup>, seguido de um resfriamento lento na presença de um forte campo elétrico, tipicamente 20 kV/cm, aplicado na direção em que o efeito piezoelétrico é desejado. Esse processo tende a alinhar as cargas individuais ao longo da direção do campo polarizador, de maneira análoga à magnetização de materiais ferromagnéticos pela aplicação de um campo magnético (Wells, 1969).

Com exceção do quartzo, os cristais piezoelétricos naturais são cada vez menos utilizados na atualidade principalmente por causa de sua redução de performance quando em presença de alta umidade. Os elementos piezoelétricos cerâmicos são muito menos higroscópicos<sup>7</sup> e estão disponíveis em uma ampla variedade de formatos, tais

---

<sup>6</sup> Temperatura na qual o cristal sofre uma despolarização, perdendo suas propriedades piezoelétricas.

<sup>7</sup> Grande afinidade por vapor de água, sendo capaz de retirá-lo de uma atmosfera ou eliminá-lo de uma mistura gasosa.

como bastões, cilindros e discos.

Um cristal piezoelétrico necessita de uma torção mecânica muito pequena para que seja obtido um potencial fracional razoável, sendo por isso considerado como um eficiente transdutor isométrico. A rigidez desses elementos é extremamente alta, permitindo, assim, apenas pequenas deformações.

Os cristais piezoelétricos são dispositivos de impedância elevada e, por isso, só podem fornecer correntes muito baixas. Com a conexão de uma carga resistiva, ocorre uma redução acentuada tanto de sua voltagem quanto de sua constante de tempo. O prejuízo mais sério é que, por causa de sua baixa resistência interna, a voltagem não pode ser mantida quando em presença da aplicação de uma força constante e por isso os cristais piezoelétricos são apropriados apenas para a medição e geração de forças mecânicas alternadas. Estes podem desenvolver uma certa voltagem em resposta a alternâncias mecânicas em frequências que vão de poucos Hertz a vários Megahertz, onde o limite superior é determinado pela espessura do sistema em movimento. Por causa de sua alta rigidez e pequena massa, esses cristais são amplamente utilizados em sistemas de conversão de força em sinais elétricos e em dispositivos de geração de deslocamentos mecânicos mediante a aplicação de uma voltagem específica. Ambas as modalidades são utilizadas em várias aplicações de medidas ultra-sônicas, bem como em sistemas de imagens. Na primeira, as voltagens relativamente grandes produzidas, fazem dos elementos piezoelétricos dispositivos ideais para a conversão de eventos fisiológicos em sinais elétricos. Pelo fato de que os elementos piezoelétricos podem ser utilizados para a geração de ondas contínuas e ultra-som pulsado, eles são idealmente apropriados para a aplicação em tecidos vivos. Baixos níveis de energia são utilizados para técnicas de imagem, enquanto que altos níveis de energia são utilizados para

terapia por calor (Geddes & Baker, 1989).

### *2.2.1 Materiais Utilizados na Fabricação de Transdutores*

Os avanços significativos nas técnicas de imagem por ultra-som são resultantes da inovação tecnológica de materiais e processos de fabricação de transdutores. A seguir, são descritos alguns materiais utilizados na fabricação de transdutores de ultra-som.

#### **2.2.1.1 PZT**

Os materiais ferroelétricos exibem fortemente o efeito piezoelétrico e são ideais para o ultra-som médico. Durante muitos anos, o zirconato-titanato de chumbo (PZT), um material cerâmico ferroelétrico, tem sido amplamente utilizado na fabricação de transdutores de ultra-som por causa de sua elevada conversão eletromecânica e de suas baixas perdas intrínsecas. As propriedades do PZT podem ser alteradas pela modificação das proporções de zircônio e titânio e pela introdução de pequenas quantidades de outras substâncias, tais como o lântano (Goldberg & Smith, 1995).

O PZT apresenta uma elevada constante dielétrica quando comparada a vários outros materiais piezoelétricos. A cerâmica é mecanicamente forte e pode ser moldada em vários formatos e tamanhos. Outra característica importante desse composto é a de poder operar em temperaturas superiores a 100° C e ser estável sobre longos períodos de tempo. A Tabela 2-3 ilustra algumas propriedades do PZT-5H. Algumas desvantagens do PZT são sua alta impedância acústica ( $Z=30 \text{ MRayls}^8$ ),

---

<sup>8</sup> 1 rayl equivale a 1 kg/m<sup>2</sup>.s.

quando comparado com a o tecido humano ( $Z=1,5$  MRayls), e a presença de modos laterais<sup>9</sup>, sendo que uma ou mais camadas de acoplamento acústico podem compensar a diferença de impedância transdutor-tecido. O efeito dos modos laterais pode ser diminuído pela escolha de elementos de dimensões apropriadas ou pela subdivisão dos elementos.

Tabela 2-3 - Propriedades do PZT-5H (Goldberg &amp; Smith, 1995)

Parâmetro	Símbolo	Valor	Unidade
Densidade	$\rho$	7500	kg/m <sup>3</sup>
Velocidade do som	$c_s$	3970	m/s
Impedância acústica	$Z$	29,75	Mrayls
Constante dielétrica relativa	$\epsilon/\epsilon_0$	1475	----
Coefficiente de acoplamento eletromecânico	$k$	0,698	----
Tangente de perda mecânica	$\tan \delta_m$	0,015	----
Tangente de perda elétrica	$\tan \delta_e$	0,02	----

Outros materiais piezoelétricos são utilizados em várias aplicações como, por exemplo, compostos de PZT intercalados em uma matriz de epóxi<sup>10</sup> (Smith, 1992 *apud* Bronzino, 1995). Os modos laterais são reduzidos nesse tipo de composto por causa de sua estrutura não homogênea. Através da combinação de PZT com o epóxi em proporções e distribuições espaciais diferentes, as propriedades do composto podem ser direcionadas a diferentes aplicações.

### 2.2.1.2 PVDF

O difluorido de Polivinideno (PVDF) é um polímero ferroelétrico que tem sido utilizado amplamente em transdutores para frequências elevadas (Shear & Foster, 1989 *apud* Bronzino, 1995). Além disso, o co-polímero de PVDF com

<sup>9</sup> Irradiação ultra-sônica em direções diferentes da principal.

<sup>10</sup> Grupamento de dois átomos de carbono ligados a um átomo de oxigênio.



trifluoroetileno apresenta uma eficiência de conversão eletromecânica melhor que o PZT convencional.

### 2.2.1.3 Quartzo

A estrutura do cristal de quartzo pode ser descrita como sendo uma espira composta de um átomo de silício e dois de oxigênio ( $\text{SiO}_2$ ) que se alternam, em uma topologia hexagonal no cristal. Em um elemento existem três átomos de silício e seis átomos de oxigênio, onde este último é organizado em pares constituindo, assim, um formato hexagonal. Os átomos de silício contêm quatro cargas positivas, enquanto os de oxigênio contêm duas cargas negativas. Na Figura 2-6a, todas as cargas são compensadas e não há efeito externo.

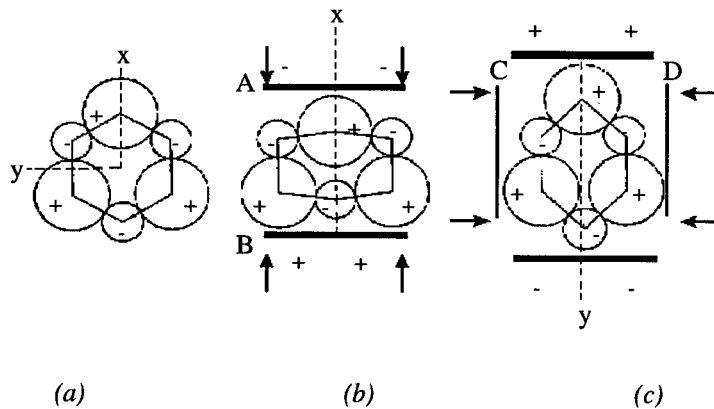


Figura 2-6 - Estrutura simplificada do cristal de quartzo (Neubert, 1963)

No entanto, caso uma força seja aplicada ao cristal na direção do eixo  $x$ , a estabilidade de cargas é perturbada e o elemento torna-se polarizado, gerando uma carga elétrica nas faces A e B (efeito longitudinal), conforme mostra a Figura 2-6b. Uma força na direção do eixo  $y$  provoca uma distorção e, conseqüentemente, uma polarização da célula cristalina que induz uma carga cuja polaridade é oposta ao caso anterior, nas mesmas faces A e B do cristal (efeito transversal). Pode ser observado, ainda, que uma inversão nas forças (tensão ao invés de compressão) produz cargas de sinais opostos

(Neubert, 1963).

A magnitude da carga gerada pela compressão longitudinal é proporcional ao grau de distorção da célula cristal  $e$ , assim, depende da pressão exercida. A carga gerada em uma dada área da face do cristal é também proporcional à área afetada pela pressão. A carga total efetiva é proporcional à força total aplicada ao cristal de quartzo, independentemente da área do cristal, sendo também independente da espessura do cristal na direção  $x$  desde que apenas as camadas das faces A e B produzam cargas livres. Para forças aplicadas na direção transversal as condições são diferentes, já que as faces A e B não são idênticas às faces pressionadas (C e D). Uma força aplicada ao cristal (maior na direção do eixo  $y$  que no eixo  $x$ ) produz uma carga maior, proporcional à razão da área  $A/C$  (Neubert, 1963).

#### 2.2.1.4 Coeficientes

Existem vários coeficientes usados para descrever a piezoelectricidade e outras propriedades mecânicas e elétricas relevantes do material piezoelétrico. A seguir, são descritos alguns dos mais significativos.

##### Coeficiente $d$

Este é o coeficiente piezoelétrico fundamental, sendo relacionado à direção da força aplicada com respeito aos eixos do cristal, indicado por duas subscrições que são derivadas da representação do tensor de esforço e deformação nos cristais.

O coeficiente  $d$  fornece a carga efetiva por unidade de força que entra (ou densidade de carga por unidade de pressão) sob condições de curto-circuito. No sistema

MKS<sup>11</sup> o coeficiente é medido em

$$\frac{\text{Coulombs}}{\text{Newton}} = \frac{\text{Coulombs} / \text{m}^2}{\text{Newton} / \text{m}^2} \quad (\text{efeito direto})$$

De maneira inversa, o coeficiente numérico se aplica também para o efeito piezoelétrico inverso, onde nesse caso, coeficiente  $d$  mede a deformação obtida por unidade de tensão aplicada sob condições de ausência de carga (m/V).

### Coeficiente $g$

O coeficiente  $g$  é obtido dividindo-se o coeficiente  $d$  pela constante dielétrica absoluta  $\epsilon_0=8,85 \cdot 10^{-12}$  (MKS) e representa o gradiente de força eletromotriz gerado por unidade de pressão de entrada. É o coeficiente mais conveniente no cálculo da voltagem efetiva de transdutores piezoelétricos quando a capacitância adicional de *shunt* não é considerada (Neubert, 1963). Sua dimensão é o (V/m) / (Newton/m<sup>2</sup>).

### Coeficiente $h$

Enquanto os coeficientes  $d$  e  $g$  estão relacionados às forças aplicadas, o coeficiente  $h$  é derivado de um dado valor de deformação no cristal. É obtido pela multiplicação do coeficiente  $g$  pelo módulo de *Young*<sup>12</sup>, válido para a orientação apropriada do cristal no material, medindo, assim, o gradiente da força eletromotriz por unidade de deformação mecânica (V/m).

### Coeficiente de acoplamento $k$

É obtido pela raiz quadrada do produto de  $h$  e  $d$ . Ele representa a raiz quadrada da razão da energia mecânica armazenada pela energia elétrica absorvida pelo

---

<sup>11</sup> Sistema métrico internacional onde as unidades de medida para distância, massa e tempo são respectivamente o metro, quilo e segundo.

crystal ou vice-versa, sendo uma medida da eficiência do cristal como conversor de energia. Ele é principalmente utilizado em conexões com transdutores piezoelétricos do tipo gerador onde o transdutor é empregado como um vibrador eletromecânico e em filtros do tipo cristal. A princípio, uma comparação dos fatores de acoplamento de diferentes materiais permite a avaliação de suas sensibilidades relativas (Neubert, 1963).

## 2.3 EXCITAÇÃO ELÉTRICA

Um cristal piezoelétrico, principal componente do transdutor, pode ser excitado eletricamente de duas formas: a excitação contínua é utilizada em aplicações Doppler sem seleção de faixa de profundidade<sup>13</sup>, fornecendo apenas informações sobre fluxo e movimento, enquanto a excitação pulsada (eco pulsado) é utilizada nas demais aplicações de USD (Doppler pulsado<sup>14</sup> e modos A, B e M<sup>15</sup>), possibilitando a obtenção de informações sobre posição e profundidade entre outras.

### 2.3.1 Excitação Contínua

Quando o circuito gerador de tensão aplica ao transdutor um tensão conforme a Equação 2-6, as ondas de pressão produzidas são contínuas e senoidais, propagando-se pelo cristal com uma velocidade de propagação  $c_s$ . Ao atingir as faces anterior e posterior do cristal, elas são refletidas proporcionalmente à diferença de impedância acústica entre o cristal e o material externo. Como geralmente a impedância

---

<sup>12</sup> Constantes de elasticidade e rigidez do material.

<sup>13</sup> Este assunto será discutido no item 3.2.1 (Equipamentos Doppler de Onda Contínua).

<sup>14</sup> Discutido no item 3.2.2 (Equipamentos Doppler de Onda Pulsada).

do material do transdutor é muito maior que a do ar, água ou do próprio tecido humano, o coeficiente de reflexão  $R$  fica próximo de  $-1$ , fazendo com que a pressão resultante nas duas interfaces seja aproximadamente zero, estabelecendo, assim, uma onda estacionária interna ao transdutor.

$$V = V_0 \cdot \text{sen}(\omega \cdot t) \quad \text{Equação 2-6}$$

Por razões que fogem aos propósitos desse trabalho, apenas alguns valores fixos de frequências de excitação (e portanto somente uma faixa discreta de comprimentos de onda) atendem às exigências necessárias à obtenção da pressão zero nas duas interfaces do cristal piezoelétrico. Tais frequências, conhecidas como frequências de ressonância do transdutor, são aquelas nas quais um número inteiro de meios comprimentos de onda é acomodado na cavidade do transdutor (Christensen, 1988). Por causa da mesma polaridade da excitação elétrica ao longo do elemento piezoelétrico (uma vez que o comprimento de onda da excitação elétrica é muito maior que a espessura do cristal), apenas múltiplos ímpares de meios comprimentos de onda produzem efetivamente o feixe ultra-sônico. Múltiplos pares de meios comprimentos de onda geram um número igual de regiões de fases opostas que se cancelam eletricamente, minimizando o campo ultra-sônico gerado (Christensen, 1988). A frequência mais baixa que satisfaz a condição de ressonância é chamada de frequência fundamental do cristal, onde nessa condição, apenas um único meio comprimento de onda é acomodado no cristal.

Para um transdutor de espessura  $d$ , o comprimento de onda  $\lambda$  associado à frequência  $f$  obedece à Equação 2-7:

---

<sup>15</sup> Discutido no item 3.1 (Equipamentos de Imagem).

$$\frac{\lambda}{2} = d \quad \text{Equação 2-7}$$

Como  $\lambda = c_s / f$ , onde  $c_s$  é a velocidade de propagação da onda ultrassônica, a frequência  $f$  pode ser representada pela Equação 2-8.

$$f = \frac{c_s}{2d} \quad \text{Equação 2-8}$$

A espessura do cristal necessária à utilização em frequências ultrassônicas típicas (1 MHz a 10 MHz) no modo fundamental pode ser bastante fina, tornando-os muito frágeis conforme mostra a Tabela 2-4.

Tabela 2-4 - Espessura do cristal para várias frequências de operação<sup>16</sup> (Kremkau, 1993)

Frequência (MHz)	Espessura (mm)
2,0	1,0
3,5	0,6
5,0	0,4
7,5	0,3
10,0	0,2

Nas proximidades da frequência de ressonância, o transdutor apresenta respostas diferentes à tensão aplicada a ele. A curva de ressonância (Figura 2-7) é caracterizada pela frequência fundamental e pela faixa de frequências onde a densidade de potência se mantém acima da metade de seu valor total, onde esse quociente é conhecido como fator de qualidade  $Q$ , descrito pela Equação 2-9.

<sup>16</sup> Supondo-se uma velocidade de propagação no material de 4 mm/μs.

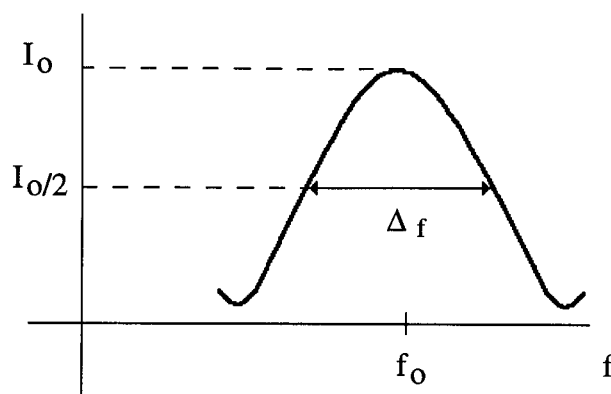


Figura 2-7 - Curva de ressonância de um transdutor de frequência central  $f_0$  (Christensen, 1988)

Pode ser notado que, quanto maior o fator de qualidade do cristal, menor será sua resposta em frequência e vice-versa. A magnitude de  $Q$  é determinada pelas perdas intrínsecas (absorção e transmissão) referentes ao transdutor, onde a mais relevante delas é, sem dúvida, a transmissão da potência acústica, já que os materiais utilizados atualmente na fabricação de transdutores apresentam perdas internas bastante pequenas.

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f}$$

Equação 2-9

Obviamente o transdutor é projetado para irradiar potência acústica, sendo desejável que parte dessa potência seja transmitida por uma das faces do cristal. Para isso, um gel de acoplamento é utilizado, reduzindo os espaços de ar entre o transdutor e o tecido humano, viabilizando, assim, a máxima transmissão de potência dentro do tecido. Essa redução na diferença entre as impedâncias e a conseqüente transmissão de potência, reduz drasticamente o fator de qualidade do cristal, aumentando, assim, sua resposta em frequência.

### 2.3.2 Excitação Pulsada

Quando a entrada elétrica do transdutor é alimentada por impulsos de

tensão, as ondas de pressão geradas apresentam-se sob a forma senoidal com um decaimento exponencial. Nessa situação, o cristal ressona em sua frequência fundamental, onde o envelope de decaimento ondulatório é proporcional às perdas (internas e de transmissão) do transdutor, sendo, portanto, dependente de  $Q$  (Christensen, 1988). A duração do pulso é o tempo necessário para a ocorrência do pulso, sendo numericamente igual ao período multiplicado pelo número de ciclos presentes no pulso. Geralmente, pulsos de 1 a 3 ciclos são utilizados em transdutores de USD (Kremkau, 1993). O comprimento espacial de pulso (CEP) é a distância na qual ocorre o pulso, sendo numericamente igual ao comprimento de onda multiplicado pelo número de ciclos presentes.

A velocidade de propagação dos pulsos é a mesma da onda contínua em um determinado meio, mas as frequências componentes dos pulsos não. Uma onda contínua é descrita por apenas uma frequência, ao passo que os pulsos apresentam em sua composição uma faixa de frequências que vai além de sua frequência nominal de operação. Quanto menor o pulso, maior será sua largura de banda, onde a frequência dominante presente no pulso é semelhante ou igual à frequência fundamental da onda contínua.

O circuito gerador de pulsos produz a tensão elétrica necessária à excitação do transdutor. Como resposta, o transdutor gera ondas de pressão ultra-sônicas que são difundidas no tecido biológico que se pretende examinar. A taxa de repetição de pulso (TRP) varia de 1 a 10 kHz, dependendo da frequência de operação do transdutor e conseqüentemente da profundidade de exploração permitida. Para que a informação seja rapidamente processada e apresentada no monitor do equipamento, é necessário a utilização de uma alta TRP. No entanto, existe um valor ótimo da TRP para que não



haja perda de informação ou geração de artefatos<sup>17</sup> na imagem, uma vez que o segundo pulso só deve ser gerado quando todas as reflexões do pulso anterior já tiverem cessado (Christensen, 1988). Como exemplo, para a utilização de um transdutor de 5 MHz (onde de acordo com a Tabela 2-1 a máxima profundidade de exploração é 12 cm), uma TRP de 6,4 kHz é utilizada. O tempo gasto por um pulso ultra-sônico para percorrer uma distância de 1 cm (ida e volta) no tecido macio supondo uma velocidade de 1540 m/s é de 13  $\mu$ s e, portanto, de 156  $\mu$ s para percorrer 12 cm. Assim, o segundo pulso só pode ser gerado após 156  $\mu$ s (período de repetição de pulso - PRP), o que leva a uma TRP de aproximadamente 6,4 kHz. Se a TRP fosse maior, o PRP seria menor, resultando na emissão do segundo pulso antes que os ecos provenientes de profundidades maiores fossem recebidos, o que causaria o aparecimento de artefatos na imagem. A TRP é ajustada para evitar esse problema e, portanto, altos valores de TRP são utilizados para imagens superficiais enquanto que baixos valores de TRP são utilizados para imagens de maior profundidade (Kremkau, 1993).

## 2.4 TRANSDUTORES

O transdutor é o componente que, quando conectado ao equipamento de ultra-sonografia, gera e emite a onda ultra-sônica através do tecido humano, recebendo as reflexões (ecos) que são utilizadas na formação das imagens da região que se pretende examinar (Alloca, 1984). O principal componente do transdutor é o cristal piezoelétrico, que varia de formato quando excitado por um campo elétrico. As vibrações mecânicas do cristal produzem ondas de pressão formadas por regiões

---

<sup>17</sup> Quaisquer imagens que não representem a realidade anatômica ou de fluxo da região examinada.

alternadas de compressão e relaxamento que se propagam pelo meio através da vibração provocada (Peura, 1986). Por razões já mencionadas, o cristal é cortado de maneira que sua espessura seja um múltiplo ímpar da metade do comprimento de onda na frequência nominal de operação do transdutor. Isso faz com que ele entre em ressonância naquela frequência e forneça a máxima potência de saída (Aston, 1990).

Para que a energia ultra-sônica se propague apenas na direção do tecido biológico, um material atenuador é colocado na região interna do transdutor de modo a impedir sua transmissão na direção oposta ao tecido (Aston, 1990). Esse material tem ainda a função de amortecer as vibrações do cristal após a aplicação do impulso elétrico, reduzindo, assim, o comprimento espacial de pulso (CEP), o que melhora a resolução axial ( $R_A$ ) do sistema de diagnóstico (Kremkau, 1993). O campo elétrico necessário à excitação do cristal piezoelétrico é obtido através da colocação de placas metálicas nas extremidades do cristal, formando, assim, um capacitor de placas paralelas (Aston, 1990). O elemento piezoelétrico apresenta uma alta rigidez mecânica e tem uma impedância acústica cerca de 20 vezes maior que a dos tecidos macios (Kremkau, 1993). Sem a devida compensação de impedância, isso poderia causar cerca de 90% de reflexão da intensidade incidente na interface com a pele, fazendo com que grande parte da energia acústica não penetrasse o corpo humano. O mesmo efeito ocorreria com os ecos resultantes de reflexões internas, o que inviabilizaria a utilização do ultra-som a baixos níveis de potência acústica. Para resolver esse problema, uma camada de acoplamento de impedância de valor intermediário é colocada na face do transdutor que entra em contato com o paciente. Isso reduz a reflexão na interface transdutor-pele, melhorando a transmissão do ultra-som através do tecido (Kremkau, 1993). A espessura ótima dessa camada de acoplamento é de um quarto do comprimento de onda na

frequência de operação. Os principais componentes do transdutor são mostrados na Figura 2-8.

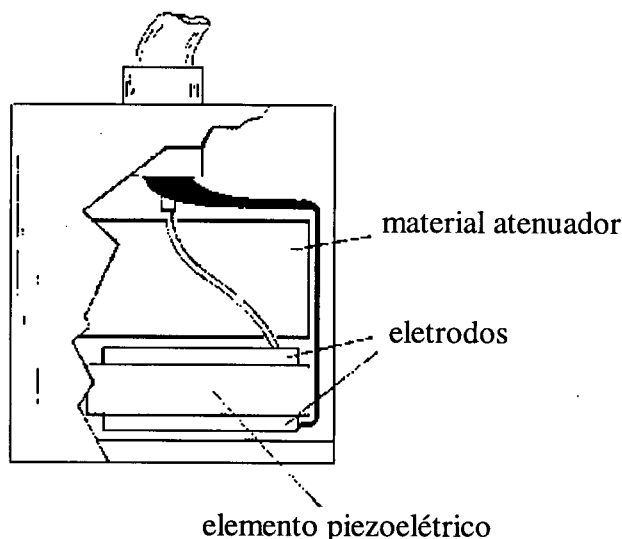


Figura 2-8 - Principais componentes do transdutor (Peura, 1986)

O circuito equivalente de um transdutor piezoelétrico é representado pela Figura 2-9, onde  $R_d$  representa as perdas no cristal,  $C_0$  é a capacitância entre os dois eletrodos,  $R_m$  é a resistência de fricção mecânica,  $C_m$  é a capacitância equivalente (inversamente proporcional à constante de rigidez),  $L_m$  é a indutância equivalente (proporcional à massa de movimentação) e  $R_L$  é a carga acústica a qual o cristal está acoplado. A potência absorvida por  $R_L$ , no circuito equivalente, corresponde à potência propagada como energia acústica.

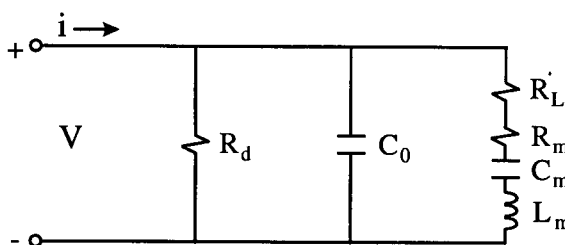


Figura 2-9 - Circuito equivalente para um transdutor piezoelétrico carregado (Seara, 1980)

A máxima eficiência na transformação eletromecânica é conseguida maximizando-se a potência sobre  $R_L$ , que, para uma tensão constante de excitação,

ocorre na ressonância série. A frequência que corresponde à espessura de meio comprimento de onda é chamada de frequência fundamental de ressonância do transdutor. A condição de ressonância também ocorre quando a frequência de excitação é um múltiplo inteiro ímpar de meios comprimentos de onda (Hueter & Bolt, 1966 *apud* Seara, 1980). A Figura 2-10 ilustra o circuito equivalente do transdutor na condição de ressonância.

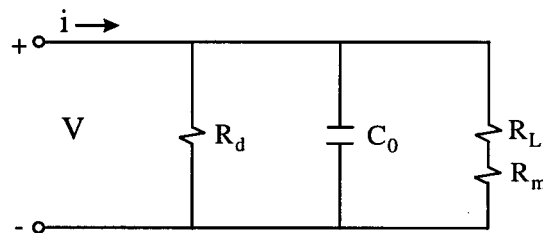


Figura 2-10 - Circuito equivalente do transdutor na condição de ressonância (Seara, 1980)

Um transdutor ultra-sônico produz zonas distintas quanto ao campo gerado: zona de Fresnel ou campo próximo ao transdutor, onde as ondas sonoras longitudinais são essencialmente paralelas; zona de Fraunhofer ou campo distante, onde a resolução lateral se torna pobre e os objetos parecem ser maiores por causa da divergência do feixe (Figura 2-11). Uma maneira de se atenuar o problema da divergência em transdutores não-focalizados é através da colocação de lentes acústicas, conseguindo-se, assim, a focalização das ondas ultra-sônicas (Peura, 1986).

A extensão  $l$  do campo ultra-sônico é dada pela Equação 2-10.

$$l = \frac{r^2}{\lambda}$$

Equação 2-10

onde  $r$  é o raio do transdutor,  $\lambda$  é o comprimento de onda. O ângulo de divergência do feixe no campo distante é dado pela Equação 2-11.

$$\theta = \arcsen\left(\frac{0,61 \cdot \lambda}{r}\right)$$

Equação 2-11

Quanto aos mecanismos de geração do ultra-som, os transdutores são divididos em duas categorias: mecânicos e eletrônicos.

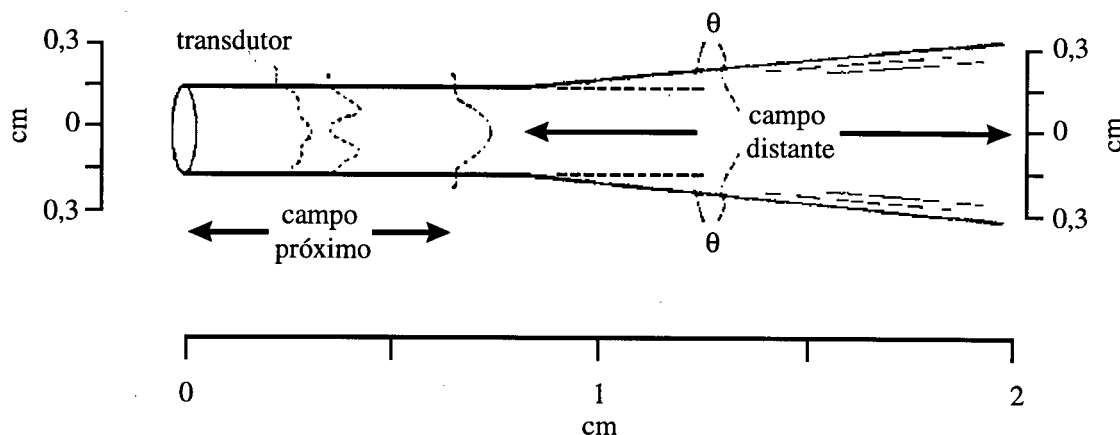


Figura 2-11 - Configuração do campo ultra-sônico (Peura, 1986)

#### 2.4.1 Transdutores Mecânicos

São aqueles onde a rápida varredura da direção do feixe ultra-sônico é feita de maneira mecânica, possibilitando uma rápida taxa de varredura do feixe sem a movimentação do conjunto completo (Kremkau, 1993). Na maioria dos transdutores mecânicos, os componentes rotativos responsáveis pela variação da direção feixe ultra-sônico ficam imersos em um líquido de acoplamento acústico dentro do encapsulamento do transdutor. A Figura 2-12 ilustra como o feixe ultra-sônico pode ser variado através da rotação de três cristais piezoelétricos, onde o feixe é irradiado através de uma abertura no encapsulamento do transdutor (Christensen, 1988).

#### 2.4.2 Transdutores Eletrônicos

Neste tipo de transdutor, a varredura do feixe ultra-sônico é feita eletronicamente, propiciando um movimento mais rápido e mais flexível e sem

vibrações mecânicas. Esses transdutores eletrônicos utilizam elementos vetoriais (seqüência de vários cristais agrupados formando uma unidade completa) como fonte geradora de ultra-som. Os transdutores eletrônicos são ainda subdivididos em duas categorias distintas: os lineares e os fásicos.

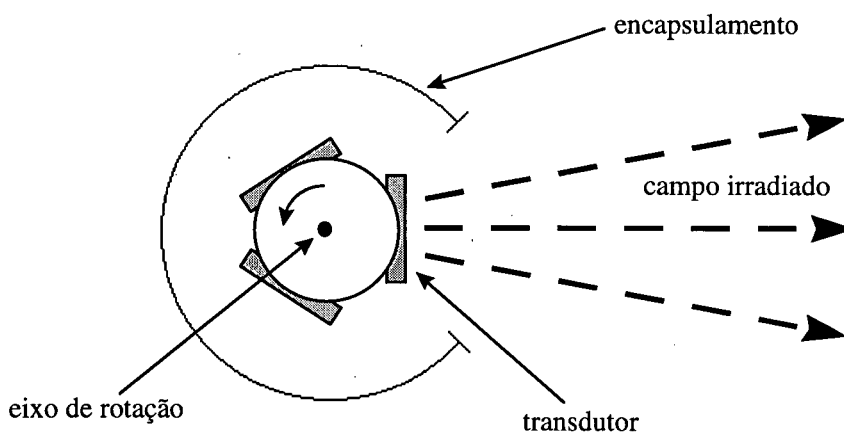


Figura 2-12 - Exemplo de transdutor mecânico (Christensen, 1988)

#### 2.4.2.1 Lineares

Nessa configuração os elementos vetoriais são excitados seqüencialmente, produzindo um padrão retangular de imagem (Christensen, 1988). A Figura 2-13 ilustra um transdutor com sete elementos vetoriais excitados seqüencialmente. Essa topologia vetorial desfragmentada (excitação individual de cada elemento) produz um campo ultra-sônico de grande divergência e baixa resolução. Em alguns sistemas, para se reduzir esse problema, utiliza-se o artifício de se excitar grupos distintos de elementos e não apenas um por vez (Peura, 1986), o que estende o campo próximo, diminuindo a divergência e propiciando uma melhor capacidade de focalização (Christensen, 1988). Cada grupo de elementos age como um elemento maior, movendo o feixe ultra-sônico através da face do transdutor, produzindo o mesmo efeito de uma varredura manual linear efetuada por um único elemento. Isso possibilita

uma rápida varredura eletrônica sem o envolvimento de partes móveis. A abertura é o tamanho do grupo de elementos energizados para a produção de um pulso. A largura da imagem é aproximadamente igual ao comprimento do vetor, onde a imagem linear consiste de linhas paralelas produzidas pelos pulsos originados em diferentes pontos da superfície vetorial (Kremkau, 1993). Alguns transdutores comerciais apresentam 128 elementos vetoriais excitados em grupos de quatro, o que resulta em 125 linhas de resolução de imagem. Os transdutores lineares são utilizados especialmente em aplicações abdominais e obstétricas.

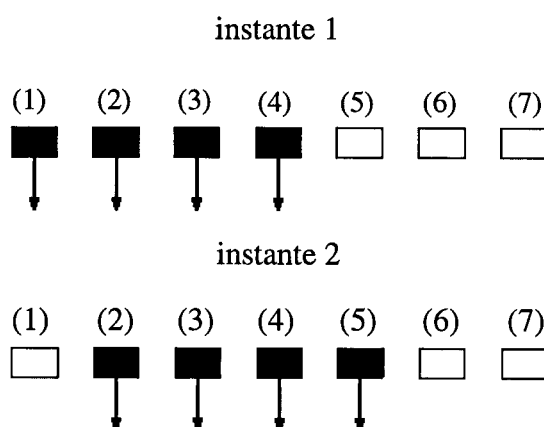


Figura 2-13 - Excitação sequencial de um transdutor linear

#### 2.4.2.2 Fásicos

Nessa configuração os elementos vetoriais são excitados simultaneamente, mas com uma relação de fase controlada entre eles (menos de  $1 \mu\text{s}$ ), fazendo com que o pulso ultra-sônico resultante seja enviado em direções específicas, possibilitando a varredura setorial do feixe em várias angulações, bem como sua focalização (Christensen, 1988). Se as mesmas diferenças de tempo fossem utilizadas, o feixe seria sempre irradiado em apenas uma direção, no entanto, os atrasos de tempo variam continuamente de modo a promover a varredura setorial no transdutor

(Kremkau, 1993). Outra característica dessa técnica é a de focalização do feixe através do aumento da curvatura nos atrasos, movendo a região focal para mais próximo do transdutor, ao passo que uma diminuição na curvatura provoca o afastamento da região focal (Kremkau, 1993). Essa topologia de excitação pulsada em fase permite uma maior resolução lateral que no modo linear (Geddes & Baker, 1989). A Figura 2-14 ilustra algumas variações possíveis do feixe ultra-sônico quanto a focalização e varredura.

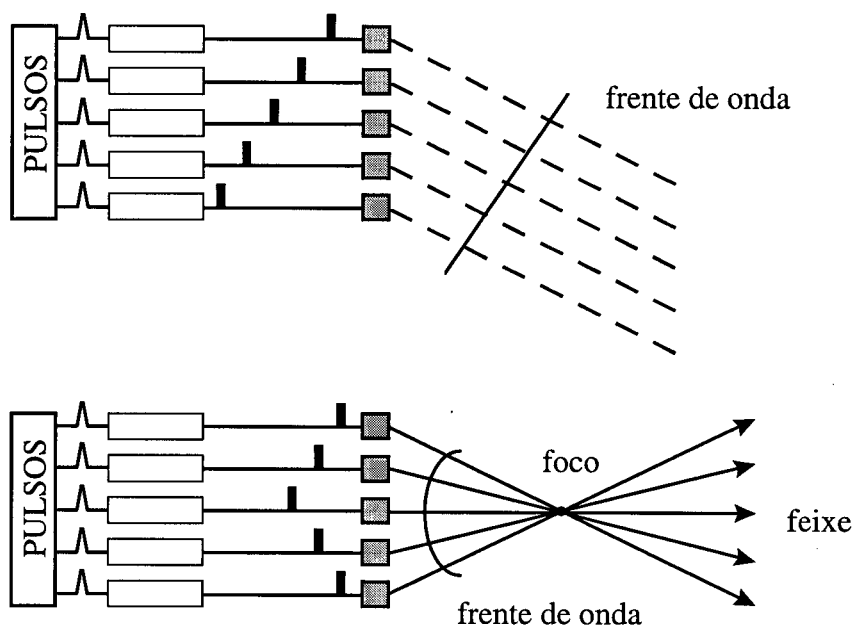


Figura 2-14 - Possíveis variações do feixe ultra-sônico de transdutores físicos (Peura, 1986)

## 2.5 RESOLUÇÃO

A resolução do equipamento reflete a capacidade deste em distinguir objetos próximos, tanto no plano longitudinal como no plano perpendicular à propagação. Embora seja uma característica intrínseca do transdutor, a resolução depende ainda de vários componentes eletrônicos do equipamento de ultra-sonografia, tais como o circuito gerador de pulso, memória, circuito amplificador e vídeo.



### 2.5.1 Resolução Axial

A resolução axial ( $R_A$ ) do equipamento é a habilidade deste em distinguir duas interfaces distintas que estão muito próximas na direção axial ou longitudinal do instrumento (Goldberg & Smith, 1995), sendo a mínima separação necessária entre as superfícies refletoras, ao longo do eixo de propagação, para que estas produzam ecos distintos (Kremkau, 1993). A  $R_A$  do equipamento é a metade de seu comprimento espacial de pulso (CEP), conforme Equação 2-12.

$$R_A = \frac{CEP}{2} \quad \text{Equação 2-12}$$

Quando duas interfaces estão separadas na direção axial, de uma distância igual ou superior à  $R_A$  do equipamento, estas podem ser visualizadas separadamente na tela do equipamento como refletoras distintas. Caso estejam muito próximas, seus ecos são misturados e aparecem como apenas uma superfície refletora (Christensen, 1988). A Figura 2-15 ilustra a situação onde a  $R_A$  do equipamento não é suficiente para produzir ecos distintos das duas superfícies. As linhas mais grossas representam a sobreposição dos ecos. A Figura 2-16 mostra a situação onde a  $R_A$  do equipamento é suficiente para produzir ecos distintos das duas superfícies.

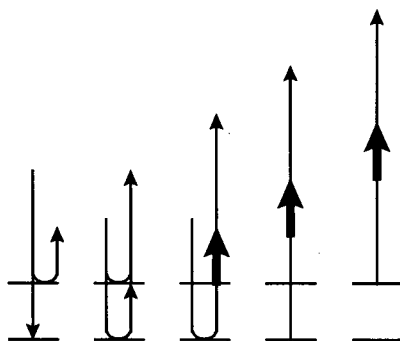


Figura 2-15 - Resolução axial insuficiente para produzir ecos distintos (Kremkau, 1993)

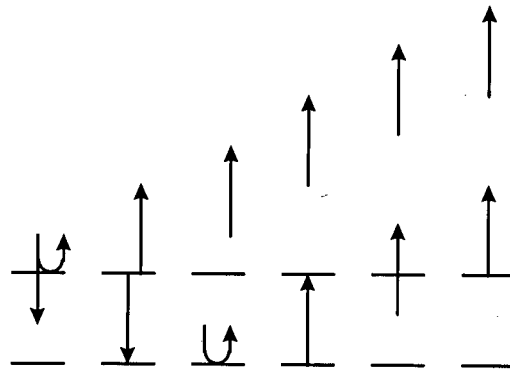


Figura 2-16 - Resolução axial adequada para a produção de ecos distintos (Kremkau, 1993)

Para excitações contínuas, é desejável que o fator de qualidade  $Q$  seja tão alto quanto a transmissão na interface do tecido permita. Em aplicações pulsadas, é desejável que o fator de qualidade do transdutor seja pequeno, já que a resolução axial do instrumento é dependente do comprimento dos pulsos (Christensen, 1988). A medida de profundidade das interfaces examinadas pelo equipamento de excitação pulsada é determinada pela medida do tempo total de trânsito dos pulsos refletidos e, portanto, quanto mais preciso esse tempo for medido, mais precisa será a medida de profundidade. A resolução axial se relaciona com o comprimento de onda através da Equação 2-13.

$$RA = \frac{Q \cdot \lambda}{4} \tag{Equação 2-13}$$

Portanto, quanto menor o comprimento de onda (maior a frequência) do feixe ultra-sônico, melhor será sua resolução axial. A Tabela 2-5 mostra a dependência da resolução axial com outros parâmetros.

Tabela 2-5 - Dependência da resolução axial com outros parâmetros (Kremkau, 1993)

comprimento espacial de pulso ↑	resolução axial ↑ (piora)
número de ciclos por pulso ↑	resolução axial ↑ (piora)
freqüência de operação ↑	resolução axial ↓ (melhora)

Por exemplo, os exames de ecocardiografia realizados em adultos

normalmente utilizam transdutores de 2,25 MHz, como compromisso entre resolução e profundidade. O mesmo exame realizado em crianças, aplicação pediátrica, utiliza geralmente transdutores da ordem de 5 MHz para que a resolução seja melhorada, já que a distância até o coração é menor em crianças e, portanto, uma maior atenuação por unidade de medida é permitida (Christensen, 1988). A Tabela 2-6 fornece alguns valores de resolução axial para profundidades específicas de imagem.

Tabela 2-6.- Profundidade de imagem e resolução axial para pulsos de dois ciclos (Kremkau, 1993)

Freqüência (MHz)	Profundidade (cm)	Resolução axial (mm)
2,0	30	0,77
3,5	17	0,44
5,0	12	0,31
7,5	8	0,20
10,0	6	0,15

### 2.5.2 Resolução Lateral

A resolução lateral ( $R_{LAT}$ ) é a mínima separação (na direção perpendicular à direção de propagação) entre duas superfícies refletoras, necessária à produção de ecos distintos quando o feixe ultra-sônico varre as duas superfícies. A resolução lateral é igual à largura do feixe ultra-sônico no plano perpendicular à propagação (Kremkau, 1993) e, portanto, quanto mais estreito o feixe, menor é a resolução lateral do equipamento. Conforme mostra a Figura 2-17, a uma determinada distância as duas superfícies refletoras produzem ecos distintos porque o feixe, na região do foco, é mais estreito que a separação entre as duas superfícies. Portanto, uma maneira de melhorar (diminuir) a resolução lateral é através da focalização, que consiste na alteração da configuração dos campos próximo e distante.

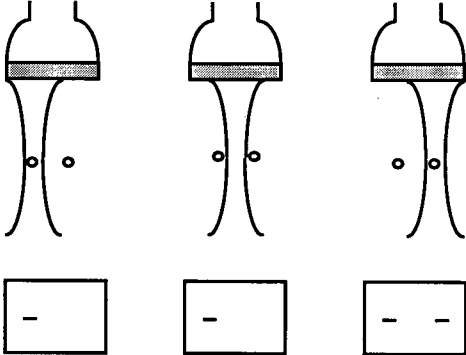


Figura 2-17 - Representação da resolução lateral de um transdutor focalizado (Kremkau, 1993)

## **Capítulo 3 - Modos de Operação**

---

---

### 3. MODOS DE OPERAÇÃO

Quanto às características operacionais, os equipamentos de USD podem ser classificados em dois grupos distintos: imagem e Doppler, sendo usual a combinação dessas modalidades para a obtenção de diagnósticos mais eficientes<sup>18</sup>.

Este capítulo descreve os diversos modos de operação disponíveis nos equipamentos de USD, bem como algumas de suas aplicações na medicina.

#### 3.1 EQUIPAMENTOS DE IMAGEM

##### 3.1.1 Modo A

O modo A, raramente utilizado, envolve simplesmente a apresentação do eco recebido na forma de amplitude *versus* tempo de chegada (Frizzell, 1993). Esse modo utiliza a técnica de eco pulsado, onde o tempo total de trânsito entre a transmissão do pulso e a recepção do eco é proporcional à profundidade da interface examinada, já que a velocidade de propagação do ultra-som no tecido é conhecida. O modo A pode ser entendido como modo amplitude, pois, a intensidade do sinal de retorno modula a amplitude do sinal na tela do equipamento, como mostra a Figura 3-1. No início da varredura, o transdutor se encontra em estado de reverberação do pulso inicial e também recebe fortes ecos de estruturas próximas à superfície. Essa grande perturbação inicial recebida pelo transdutor é conhecida como o *bang* inicial, que serve como delimitação (no monitor) da superfície do corpo (Christensen, 1988).

O tempo  $t_1$  gasto para que o pulso transmitido no meio de impedância  $Z_1$  seja refletido pela interface com o meio de impedância  $Z_2$  e chegue ao receptor é dado pela Equação 3-1.

$$t_1 = 2 \cdot \left( \frac{l_1}{c_s} \right) \quad \text{Equação 3-1}$$

onde  $l_1$  é a distância total percorrida pelo feixe ultra-sônico dentro do meio de impedância  $Z_1$  e  $c_s$  é a velocidade de propagação média do ultra-som (1540 m/s) para tecidos humanos.

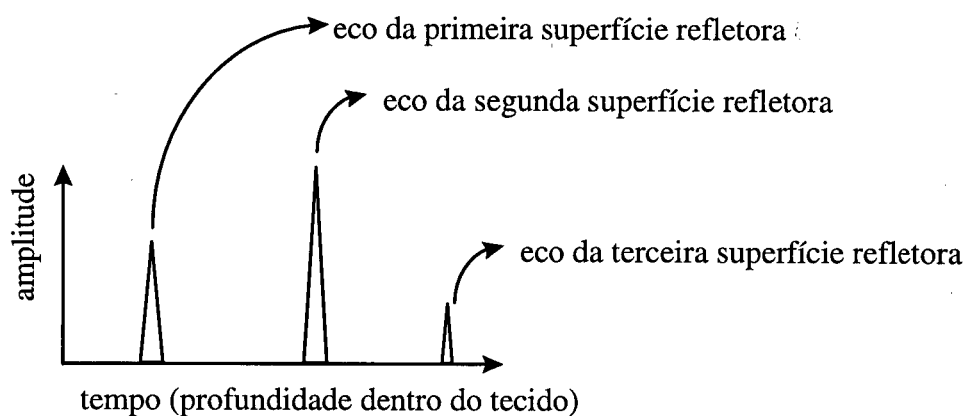


Figura 3-1 - Representação da informação no modo A (Frizzell, 1993)

A taxa de repetição de pulso (TRP) aplicada pelo circuito transmissor é limitada apenas pela exigência que todas as reflexões possíveis do pulso anterior tenham cessado antes que o pulso seguinte seja transmitido, evitando, assim, a sobreposição, fator este que depende da profundidade da região a ser analisada. Para imagens do tórax, por exemplo, onde a profundidade máxima primária necessária é de aproximadamente 20 cm, os ecos, incluindo os ecos múltiplos, podem ser desconsiderados após 2 vezes o tempo de chegada do último eco primário (Christensen, 1988).

<sup>18</sup> O Anexo B mostra alguns modelos de equipamentos de USD.

$$t = \frac{(2 \cdot 2 \cdot 20\text{cm})}{(1,54 \cdot 10^5 \text{ cm / s})} = 0,52\text{ms}$$

Assim, a máxima taxa de repetição de pulso é de aproximadamente 2 kHz. A principal vantagem do modo A é de fornecer informações sobre posição com um mínimo de sofisticação do equipamento.

### 3.1.1.1 Aplicações

#### Ecoencefalografia de linha média

A posição da linha média do cérebro é determinada em relação aos ecos de referência das interfaces do crânio. Em um cérebro saudável as estruturas da linha média são posicionadas no centro do crânio, no plano sagital médio. Se essas estruturas são deslocadas significativamente para um dos lados desse plano, por exemplo, por uma lesão em expansão (tumor cerebral) ou uma hemorragia, a assimetria pode ser facilmente identificada pelo modo A (Geddes, 1989). Apesar da baixa qualidade da imagem, com o posicionamento adequado do transdutor a intensidade do sinal é suficientemente boa para detectar assimetrias.

#### Exames oftalmológicos

São realizadas satisfatoriamente no modo A devido ao pequeno tamanho do transdutor comparado aos outros transdutores dos outros métodos. Medidas de tamanho e padrões de crescimento são possíveis através do uso dessa técnica, bem como a detecção de tumores ou outras patologias e a localização de corpos estranhos, tais como fragmentos metálicos, para posterior remoção cirúrgica (Geddes, 1989). Devido à pequena profundidade de penetração exigida, é viável a utilização de frequências entre 5 e 15 MHz com boa resolução (Christensen, 1988).





### 3.1.2.1 *Scanners* Manuais

São utilizados na obtenção de imagens de estruturas fixas, ou seja, que naturalmente não se movem periodicamente. Na obtenção de imagens de estruturas móveis, tais como o coração, a varredura setorial desse tipo de *scanner* não pode ser completada dentro do pequeno período de tempo necessário para o congelamento da imagem do movimento associado ao órgão. Como um ciclo cardíaco típico dura menos de 1 segundo, uma varredura setorial completa deve ser obtida em frações de segundo para se evitar que os detalhes da imagem, tais como a posição das paredes e as válvulas, apareçam borradas (Christensen, 1988).

### 3.1.2.2 *Scanners* de Tempo Real

São divididos em duas categorias: mecânicos e eletrônicos. As taxas de varredura possíveis com esses equipamentos variam de poucos setores por segundo até centenas de setores por segundo, dependendo do método empregado, da profundidade, largura e densidade de linhas escolhido para o setor. Desse forma, os setores são obtidos suficientemente rápidos, justificando, assim, a denominação tempo real, diferenciando-se da, relativamente lenta, técnica manual (Christensen, 1988).

### 3.1.2.3 Aplicações

#### Obstetrícia

Utilizado na avaliação da taxa de crescimento fetal, localização de placenta, verificação de multiplicidade fetal e localização apropriada para a retirada de líquido amniótico.

### Ginecologia

Utilizado na nocalização de cistos no ovário e de tumores, entre outros.

### Exames abdominais

Utilizado na localização de tumores e análise através de imagens de órgãos, tais como fígado, vesícula, baço e rins.

### Cardiologia

Utilizado na visualização do movimento das paredes do coração e suas válvulas (transdutores de tempo real).

### **3.1.3 Modo M**

Essa configuração (M - movimento) é utilizada para uma análise tanto qualitativa quanto quantitativa dos movimentos das estruturas do corpo como, por exemplo, as válvulas do coração. O modo M é na verdade um modo híbrido com algumas características dos modos A e B. Como no modo B, a intensidade do brilho das linhas do monitor são moduladas de acordo com as amplitudes dos ecos recebidos. A semelhança com o modo A reside no fato de que os ecos são coletados em apenas uma dimensão ao longo da direção do feixe. Esses sinais são apresentados no eixo horizontal do monitor (Christensen, 1988).

A deflexão vertical do monitor de vídeo é controlada por uma rampa de tensão linear de variação lenta de modo que as linhas são escritas em ordem progressiva de cima para baixo na tela do monitor. Qualquer movimento do objeto ao longo do caminho do feixe é mostrado como um deslocamento horizontal do eco desse objeto pelas linhas sucessivas e aparece como ondulações nas posições dos pontos dos ecos correspondentes (Christensen, 1988).

O tempo de varredura horizontal é o mesmo dos modos A e B, que é de

13  $\mu$ s para cada centímetro de profundidade explorado, ao passo que a varredura vertical é muito mais lenta, cerca de 2 a 3 s, necessários para cobrir a tela toda, sendo possível a apresentação de vários ciclos cardíacos. Como o monitor é calibrado em função da profundidade do eixo horizontal, o deslocamento espacial líquido do objeto em movimento pode ser medido diretamente da tela. Esse é uma poderosa ferramenta na determinação da extensão total do movimento das folhas das válvulas cardíacas (Christensen, 1988). A Figura 3-3 ilustra o diagnóstico da estenose mitral, uma patologia caracterizada pelo estreitamento da válvula mitral<sup>19</sup>, onde o sangue flui com bastante dificuldade (Guyton, 1988), através da ultra-sonografia de modo M. O alargamento do pulso EF caracteriza a estenose mitral. A Figura 3-3 mostra ainda o padrão normal das ondas de ECG e de movimento da válvula. O eixo vertical é dado em unidades de tempo (segundos) e, por isso, a velocidade do objeto pode também ser medida quantitativamente na tela do monitor, em mm/s (Geddes, 1989).

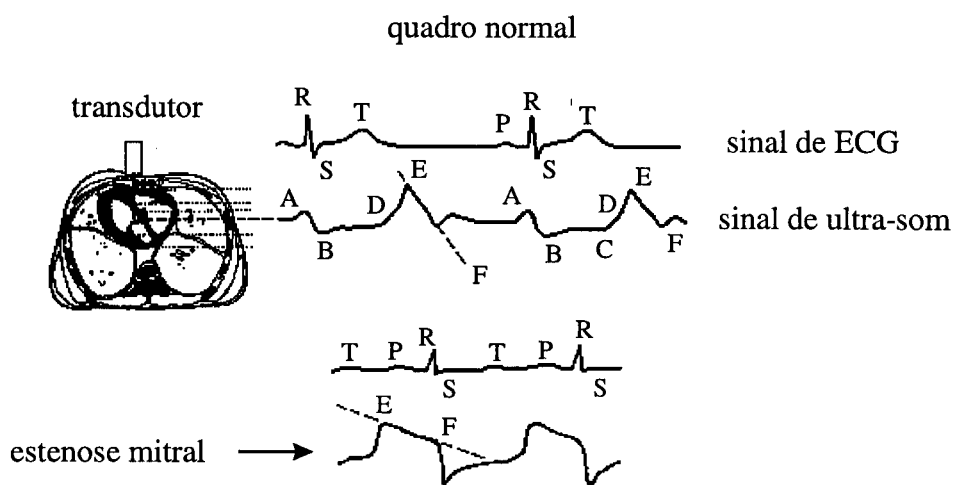


Figura 3-3 - Diagnóstico da estenose mitral através do modo M (Geddes & Baker, 1989)

<sup>19</sup> Válvula cardíaca cuja função é impedir o refluxo do ventrículo esquerdo para o átrio esquerdo.

O armazenamento permanente da informação pode ser feito digitalmente, através da conversão analógico / digital e posterior armazenamento em memória, fotograficamente, com o uso do videotape ou através da exposição óptica de um papel especial de revelação instantânea, via cabo óptico, do monitor ao gravador. Muitos *scanners* de aplicações cardíacas (modo B), dotados de transdutores de tempo real, apresentam a facilidade de mostrar simultaneamente a imagem bidimensional original e a imagem de modo M, gerada a partir de uma das linhas do setor, selecionada pelo operador. O tempo de atualização da linha no modo M é menor que o tempo total de varredura do setor, aumentando, assim, a velocidade de resolução do modo (Christensen, 1988).

### 3.2 EQUIPAMENTOS DOPPLER

Uma aplicação ultra-sônica de relevante importância para o diagnóstico médico é a medida de alguns parâmetros físicos de fluidos móveis dentro do corpo humano, tais como a velocidade do sangue nas veias e artérias ou o fluxo de ar no sistema respiratório. A análise de tais parâmetros relacionados ao fluxo sanguíneo constitui uma importante ferramenta na avaliação de doenças cardiovasculares.

O procedimento mais utilizado na medição de velocidade através de princípios acústicos é baseado no efeito Doppler, onde as ondas refletidas de partículas móveis são deslocadas em frequência de um valor proporcional à velocidade dessas partículas (Figura 3-5). Para uma aproximação relativa entre fonte e alvo, a onda refletida retorna com uma frequência superior àquela transmitida. Quando ocorre um afastamento relativo entre fonte e alvo, a frequência da onda refletida retorna com um valor inferior à da onda transmitida. A diferença  $f_d$  entre a frequência do sinal original  $f_i$

(transmissão) e a frequência do sinal recebido  $f_r$  (recepção) é chamada de variação Doppler, que se relaciona com a velocidade de propagação do som no meio  $c_s$  (m/s), frequência de operação  $f$  (MHz) e velocidade da superfície refletora  $v$  (m/s) através da seguinte equação:

$$f_d = f_t - f_r = \frac{2 \cdot f \cdot v \cdot \cos(\theta)}{c_s} \quad \text{Equação 3-2}$$

onde  $\theta$  é o ângulo formado entre a direção de propagação do ultra-som e a direção do movimento da superfície refletora, sendo conhecido como ângulo Doppler, conforme mostra a Figura 3-4.

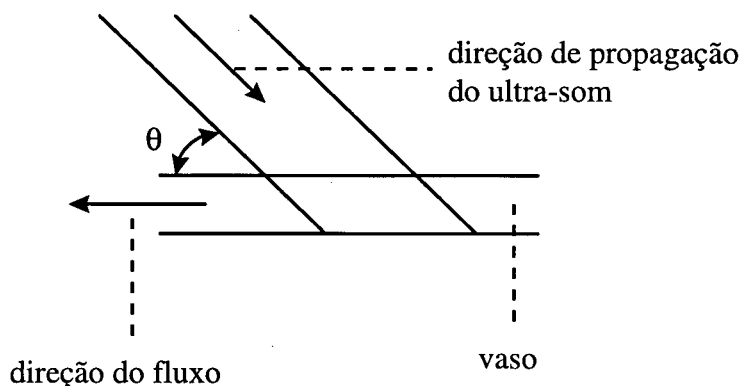


Figura 3-4 - Representação do ângulo Doppler (Kremkau, 1993)

Assim, uma vez conhecidos os valores de  $\theta$  e  $c_s$ , pode-se determinar a velocidade do objeto refletor que, nos exames de fluxo sanguíneo, são os eritócitos (glóbulos vermelhos que compõem o sangue) (Christensen, 1988). Quanto maior o ângulo, menor é a variação Doppler para uma determinada velocidade de fluxo. É importante ressaltar que a velocidade sanguínea calculada depende do ângulo  $\theta$  e, portanto, a precisão de  $v$  depende da capacidade do equipamento em estimar esse ângulo. Em uma imagem de seção transversal das paredes arteriais, o ultra-sonografista pode ajustar o indicador de direção de fluxo de modo que, quando combinado com o indicador de direção do feixe, o ângulo Doppler possa ser estimado (Kremkau, 1993).

Os instrumentos Doppler, portanto, respondem aos refletores móveis através da detecção da variação Doppler. Essa informação é convertida em som audível e imagem (fluxo  $\times$  tempo ou representação bidimensional codificada em cores), possibilitando o diagnóstico de patologias associadas ao sistema cardiovascular em geral. Na maioria das aplicações, a representação gráfica das informações de fluxo é combinada à representação bidimensional anatômica equivalente (Kremkau, 1993). Os instrumentos Doppler são classificados em três categorias:

- onda contínua;
- onda pulsada;
- codificação colorida de fluxo.

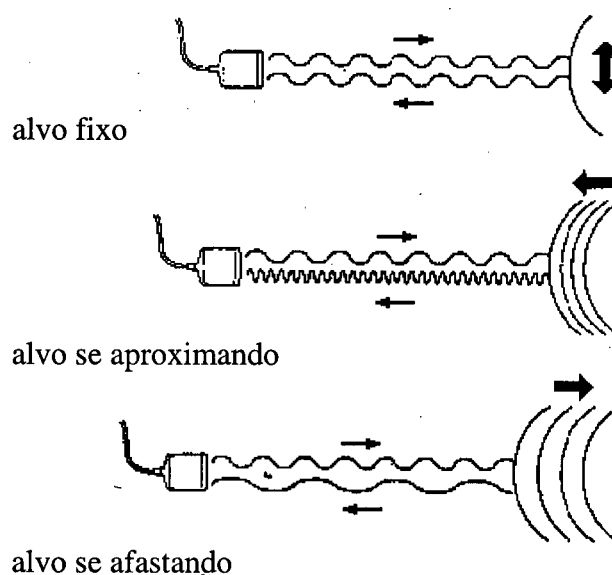


Figura 3-5 - Ilustração do efeito Doppler (OMS, 1996)

### 3.2.1 Equipamentos Doppler de Onda Contínua

O equipamento Doppler de onda contínua opera através da transmissão contínua do feixe ultra-sônico e, por isso, o transdutor possui um elemento de transmissão e outro de recepção conforme mostra a Figura 3-7. A Figura 3-6 ilustra o

diagrama de blocos da configuração geral do equipamento.

O gerador de tensão produz continuamente uma tensão alternada que excita o elemento transmissor do transdutor. Uma onda alternada de tensão é gerada pelo elemento receptor em resposta à conversão eletromecânica dos ecos refletidos no cristal piezoelétrico, (Kremkau, 1993). O circuito receptor detecta a diferença nas frequências entre os sinais recebido e transmitido através de um circuito misturador, onde o sinal captado pelo receptor é multiplicado, em um dispositivo não linear, com parte do sinal originalmente transmitido. Nessa configuração as componentes da frequência de saída do circuito de demodulação (receptor) irão conter todas as combinações possíveis de soma e diferença do espectro de frequências dos sinais de entrada do circuito multiplicador e, portanto, através do circuito receptor pode-se extrair o espectro de frequências Doppler desejado após a passagem do sinal por um filtro passa-banda centrado em torno da faixa de frequências Doppler estimada. A característica do filtro, no que se refere à frequência de corte inferior (usualmente entre 30 e 100 Hz), deve ser a mais abrupta possível, evitando, assim, atenuações em sinais provenientes de fluxos de baixa velocidade, bem como a presença de artefatos gerados pelos movimentos das paredes das veias e artérias (Christensen, 1988).

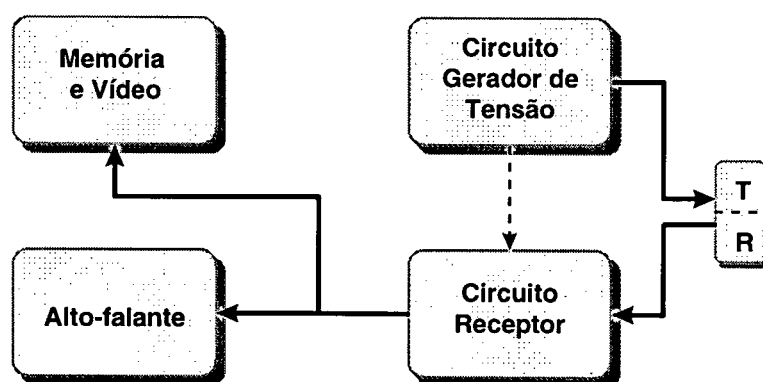


Figura 3-6 - Diagrama de blocos de um equipamento Doppler de onda contínua (Kremkau, 1993)



A resolução espacial na direção axial (profundidade) não é boa porque existe um grande volume de sobreposição do feixe ultra-sônico devido à grande faixa de possíveis profundidades de dispersão. A resolução lateral pode ser melhorada com a utilização de transdutores focalizados. Apesar disso, esses instrumentos encontram uma melhor aplicação na produção de imagens de vasos superficiais localizados em planos paralelos à superfície da pele, como por exemplo algumas regiões da nuca onde estão os maiores vasos cerebrais tais como as artérias carótida interna, comum e externa e a veia jugular. Nesses casos a visualização ultra-sônica pode fornecer informações qualitativas sobre o fluxo em casos de suspeita de estenose ou oclusão (Christensen, 1988).

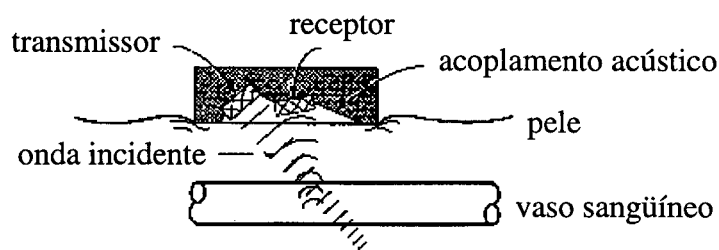


Figura 3-7 - Transdutor do equipamento Doppler de onda contínua (Geddes, 1989)

### 3.2.1.1 Saída Audível

O espectro filtrado pode ser simplesmente amplificado e conectado a um alto-falante. Nesse caso, a informação Doppler é apresentada como um som dentro da faixa audível. Isso ocorre devido ao fato de que a faixa de frequências Doppler para a maioria das taxas de fluxo do corpo humano, para frequências incidentes entre 2 e 10 MHz, encontra-se dentro do espectro audível, situando-se entre 20 Hz e 10 kHz (Christensen, 1988). O espectro Doppler apresenta um som característico que tem seu instante de pico durante a sístole e decresce em frequência durante a diástole e, por isso, a variação na frequência ouvida durante o ciclo cardíaco está relacionada com a mudança na velocidade sanguínea nas artérias. Nas veias, o som do espectro apresenta

uma intensidade muito menor e mais constante, como um pequeno rugido, devido ao fluxo mais lento e uniforme característico desses vasos sanguíneos (Christensen, 1988).

### 3.2.1.2 Aplicações

Uma aplicação bastante difundida é o exame de vasos periféricos na busca de regiões parcialmente ou completamente obstruídas. Quando ocorre a vasoconstrição em uma pequena extensão de uma veia, a lei da conservação do fluxo atesta que a velocidade local do sangue deve aumentar à medida que se acentua a compressão na região estenótica. Isso pode ser facilmente detectado como um aumento da frequência Doppler no momento que o instrumento se encontra sobre o local do estreitamento. Em casos mais severos de oclusão, a ausência de qualquer retorno Doppler detectável pode evidenciar a perda de fluxo sanguíneo na região. Nesse caso, o mapeamento arterial e venoso do local deve ser levantado para uma melhor avaliação do problema. Na obstetrícia, equipamentos Doppler operando em baixas frequências fornecem informações do útero durante a gravidez, monitorando, assim, o fluxo sanguíneo e o batimento cardíaco do feto. Outra aplicação bastante importante é a avaliação dos movimentos das válvulas do coração em pacientes cardíacos.

### 3.2.1.3 Medidores de Fluxo Bidirecionais

A reversão da direção do fluxo sanguíneo pode ocorrer no interior do vaso nas diferentes fases do ciclo cardíaco ou mesmo simultaneamente em pontos de diâmetros variados do mesmo vaso durante o período de transição entre sístole e diástole. Medidores de fluxo bidirecionais permitem a distinção entre fluxo reverso e fluxo direto, lembrando que a direção do fluxo é resultado de uma codificação da frequência original do sinal de retorno quanto ao deslocamento Doppler sofrido por este,

podendo ser um acréscimo ou decréscimo em relação à frequência de transmissão  $f_i$ . Caso o sinal recebido seja multiplicado pelo próprio sinal transmitido, o espectro Doppler será composto de valores positivos e negativos de frequência, já que as componentes da frequência de saída do circuito misturador conterão todas as combinações possíveis de soma e diferença do espectro de frequências dos sinais de entrada do mesmo circuito. Desse maneira, após o processamento do sinal, não é possível distinguir a direção do fluxo. Isso pode ser evitado se o espectro Doppler for multiplicado a um sinal proveniente de um oscilador local de frequência  $f_{OL} = f_i - f_{if}$ , onde  $f_{if}$  é muito menor que  $f_i$  mas está ainda acima da maior variação Doppler estimada. O resultado dessa operação é um espectro Doppler centrado nas imediações de  $f_{if}$  e não da frequência nula. Dessa forma o espectro apresentará duas porções Doppler bem distintas (Figura 3-8), deslocadas acima e abaixo de  $f_{if}$ , sendo possível separá-las através da utilização de dois filtros passa-banda (Christensen, 1988). Cada porção separada deve ser submetida a um circuito detector de cruzamento de zero individual, fornecendo, assim, os sinais analógicos referentes aos fluxos direto e reverso. Esses filtros devem apresentar características de corte bem definidas com o propósito de evitar atenuações dos sinais provenientes de fluxos pequenos e de rejeitar o ruído gerado pelos movimentos das paredes dos vasos (Christensen, 1988).

#### 3.2.1.4 Aplicações

Os instrumentos Doppler bidirecionais têm sido amplamente utilizados na avaliação de doenças vasculares periféricas, bem como no exame de artérias das regiões da nuca e da cabeça, como por exemplo as carótidas. Nesses procedimentos o formato do sinal analógico é analisado cuidadosamente buscando modificações nas formas de onda das porções sistólicas e diastólicas que caracterizem oclusões,

endurecimento das paredes arteriais ou mesmo circulações colaterais. Formas de onda anormais podem ser cadastradas em um banco de dados de sinais patológicos, onde a identificação através de padrões pode auxiliar o especialista na detecção de patologias associadas (Christensen, 1988).

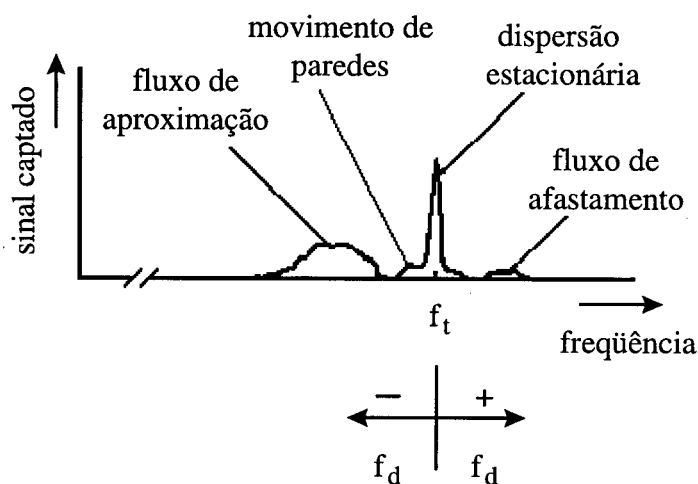


Figura 3-8 - Representação da variação Doppler bidirecional (Christensen, 1988)

### 3.2.2 Equipamentos Doppler de Onda Pulsada

Os medidores de fluxo Doppler de onda contínua proporcionam apenas informações espaciais relativas às posições das partículas móveis. Como os dois transdutores são geralmente apontados aproximadamente na mesma direção, apenas com uma pequena diferença angular entre eles, o volume coincidente e a conseqüente ambigüidade de posição pode ser grande (Christensen, 1988).

Existem várias situações onde se faz necessária a separação das informações de fluxo de mais de um vaso ou mesmo a seleção de regiões específicas dentro do mesmo vaso (Kremkau, 1993). Nesses casos o equipamento deve apresentar uma resolução espacial mais precisa e a opção de seletividade de faixa. Por exemplo, em uma ramificação arterial ou em outro local onde mais de um vaso possa estar no campo de visualização ao mesmo tempo, é importante separar espacialmente as contribuições

de fluxo individuais. Além disso, nos casos de suspeita de estenose, uma imagem espacial do fluxo lateralmente estreitado combinado com o espectro Doppler de frequências, ajudam a confirmar o diagnóstico (Christensen, 1988). Adicionalmente, caso sejam obtidas imagens do vaso sanguíneo bem como de sua orientação, a incerteza angular pode ser substancialmente reduzida.

Os equipamentos Doppler de onda pulsada (também conhecidos como eco pulsado) propiciam informações de profundidade bem como a possibilidade de seleção de faixa da qual a informação Doppler é gerada (Kremkau, 1993). A Figura 3-9 mostra o diagrama de blocos do equipamento. Esta técnica utiliza pulsos de ultra-som de curta duração com o propósito de melhorar a resolução na direção axial, possibilitando uma correlação da informação sobre a velocidade com a profundidade de penetração através da detecção do tempo de chegada do eco refletido em combinação com a mudança de frequência no eco devido ao efeito Doppler (Christensen, 1988).

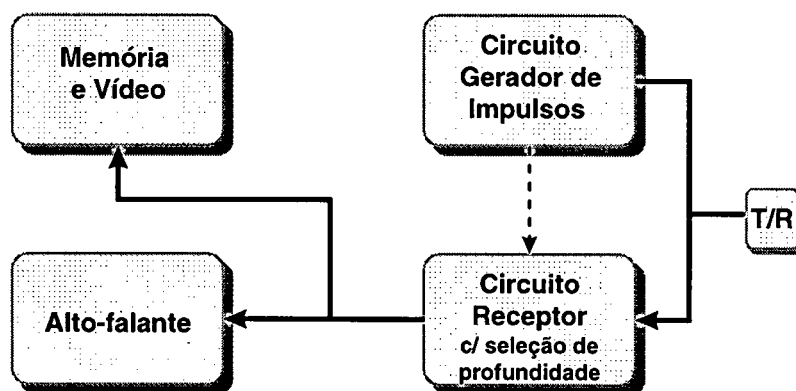


Figura 3-9 - Diagrama de blocos de um equipamento Doppler de onda pulsada (Kremkau, 1993)

O circuito gerador de tensão produz impulsos de tensão de vários ciclos (superiores àqueles utilizados para imagem), excitando eletricamente o transdutor, que também recebe a energia refletida, não sendo necessários cristais distintos para transmissão e recepção, como ocorre no modo contínuo. O circuito receptor detecta e processa a informação Doppler, no entanto, permite a seleção eletrônica de

profundidade dos ecos da região desejada. As demais etapas são idênticas aos sistemas de onda contínua (Kremkau, 1993).

Além da informação audível, as frequências que compõem o sinal podem ser separadas através de um processo conhecido como análise espectral, onde o sinal é processado digitalmente através de técnicas computacionais como a Transformada Rápida de Fourier, uma poderosa ferramenta matemática (Kremkau, 1993). A análise espectral possibilita a obtenção de informações mais ricas do que aquelas proporcionadas por um simples sinal analógico no que se refere aos padrões de fluxo sanguíneo. Isso proporciona ao usuário uma melhor visualização da largura, posição e formato do vaso sanguíneo, bem como a dinâmica de retorno durante um ciclo cardíaco completo (Christensen, 1988). Uma vez disponível o espectro, parâmetros como velocidade média de fluxo, velocidade máxima e velocidade de difusão podem ser facilmente calculados. A partir daí, gráficos são gerados com informações quantitativas sobre a dinâmica de fluxo. Na Figura 3-10, o eixo vertical do gráfico é proporcional a velocidade (frequência Doppler), incluindo a região abaixo do eixo para fluxo reverso, ao passo que o eixo horizontal mostra o período de tempo durante um ou mais ciclos cardíacos. A amplitude do espectro é mostrada como variações nas cores da tela, variando desde a ausência de cor (energia nula), passando por tonalidades de vermelho e amarelo até atingir a coloração branca (máximo da energia) (Christensen, 1988).

A magnitude do efeito Doppler é mostrada na tela como um valor de velocidade na posição de profundidade apropriada. Devido à pequena relação entre as velocidades do sangue e do som ( $v/c_s$ ), a variação de frequência Doppler  $f_d$  é apenas uma pequena porcentagem da frequência incidente  $f_i$ , assim, durante o pequeno período de cada pulso necessário para se obter uma boa resolução (alguns ciclos de  $f_i$ ), a mudança

na frequência do eco é quase imperceptível. Por isso, é necessária a utilização de vários pulsos em cada posição para que seja possível a obtenção de informação suficiente para a reconstrução precisa do valor de  $f_d$  (Christensen, 1988). Tipicamente são emitidos de 7 a 20 pulsos para que a variação Doppler seja determinada, o que torna a apresentação na tela mais lenta (menos quadros por segundo) (Kremkau, 1993).

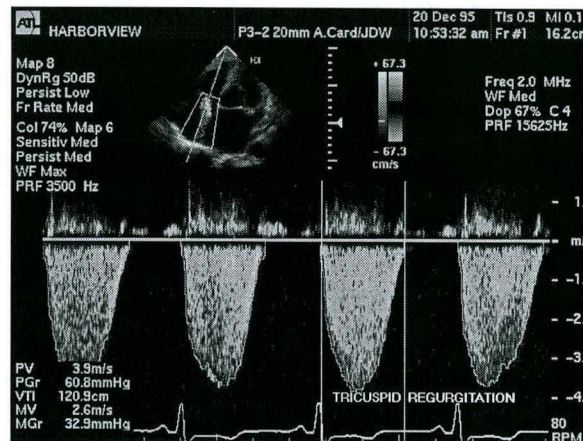


Figura 3-10 - Análise espectral da regurgitação da válvula tricúspide (ATL internet)

A tecnologia Doppler aliada à técnica de imagens (equipamentos Duplex) possibilita informações referentes à localização da fonte de sinal Doppler. Nesse tipo de equipamento, além do espectro Doppler, uma imagem de seção transversal da superfície anatômica é apresentada na tela (Kremkau, 1993).

### 3.2.3 Equipamentos Doppler com Codificação Colorida de Fluxo

Este processo é análogo à ultra-sonografia de modo B, onde as informações (ecos) provenientes de uma seção transversal no tecido examinado são armazenadas na memória e apresentadas na tela sob a forma de variações de brilho. No modo B, os parâmetros principais necessários à formação da imagem são a localização do eco e sua intensidade, ao passo que nos equipamentos Doppler com codificação colorida de fluxo, a localização (profundidade) do eco bem como sua variação Doppler

são os parâmetros principais. Nesse tipo de equipamento a variação Doppler é codificada em cores e superposta à imagem bidimensional de escala cinza em tempo real. São normalmente utilizadas cores que vão desde o vermelho ao azul, passando pelo amarelo, ciano, branco e outras (Kremkau, 1993). A cor vermelha indica uma variação Doppler positiva (fluxo na direção de aproximação do transdutor) ao passo que a cor azul indica uma variação Doppler negativa (fluxo na direção de afastamento do transdutor), onde a intensidade de cada cor está associada à velocidade de fluxo em cada instante. Por exemplo, uma codificação em vermelho escuro representa uma variação Doppler, e portanto uma velocidade de fluxo, maior que àquela associada à codificação de cor vermelho claro. A combinação de cores e a escala de cinza possibilita a representação simultânea, na mesma imagem, de informações sobre fluxo e anatomia respectivamente (Kremkau, 1993). Essa tecnologia é particularmente útil para exames cardiológicos, abdominais e pélvicos<sup>20</sup>.

A utilização dessa tecnologia permite localizar mais facilmente os vasos pélvicos e abdominais, bem como o reconhecer áreas de fluxo anormal, especialmente em cardiologia. Com isso, o tempo total de exposição pode ser reduzido, uma vez que a informação necessária ao diagnóstico é obtida mais facilmente (ECURS, 1996a).

Embora o fluxo sanguíneo seja codificado em cores, a localização e a correta interpretação acerca das anormalidades de fluxo exigem uma habilidade considerável por parte do ultra-sonografista, bem como um sólido entendimento da anatomia vascular e dos princípios Doppler (ECURS, 1996a). Além disso, a tecnologia de imagens com codificação colorida de fluxo apresenta algumas limitações

---

<sup>20</sup> Relativo ou localizado próximo à pélvis.



tecnológicas:

- A informação de fluxo colorido é predominantemente qualitativa. As características de fluxo são baseadas na média das velocidades, não sofrendo correção do ângulo Doppler (ECURS, 1996a);
- A direção de fluxo mostrada nas imagens coloridas é arbitrária, uma vez que a direção mostrada pode ser invertida simplesmente pela rotação do transdutor (ECURS, 1996a);
- O fluxo sanguíneo pode não ser visualizado e pode, aparentemente, parecer ausente em vasos cujo alinhamento com a direção do feixe ultra-sônico formem um ângulo de  $90^\circ$  (ECURS, 1996a);
- As várias etapas de processamento de sinal, necessárias à geração da imagem codificada em cores, podem forçar a diminuição da frequência de repetição de pulsos (FRP) e da taxa de atualização de quadros, degradando, assim, a qualidade da imagem (ECURS, 1996a).

### 3.2.4 Escolha da Frequência

A escolha da frequência ótima para uma profundidade adequada depende de dois fatores conflitantes:

- Para uma boa penetração sem alta absorção, frequências baixas são preferíveis, haja vista que a atenuação do tecido aumenta consideravelmente com a frequência.
- Para uma alta dispersão de potência nos glóbulos vermelhos, altas frequências são preferíveis, já que cada célula (glóbulo) dispersa uma quantidade de potência que é, aproximadamente, proporcional a  $f^4$

(Christensen, 1988).

Para vasos próximos à superfície da pele, frequências entre 4 e 10 MHz são geralmente empregadas, enquanto que para aplicações de maior profundidade, por exemplo a sondagem abdominal, frequências de cerca de 2 MHz são utilizadas.

## **Capítulo 4 - Funcionalidade em Ultra-Sonografia Diagnóstica**

---

---

## 4. FUNCIONALIDADE EM ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA

A ultra-sonografia diagnóstica é um processo interativo envolvendo o ultra-sonografista, paciente, transdutor e equipamento. Para a obtenção de resultados satisfatórios, a harmonia entre esses componentes é imprescindível, buscando-se sempre maximizar a qualidade dos exames. A funcionalidade em USD pode ser definida como a otimização do conjunto de variáveis e fatores envolvidos desde a percepção das necessidades acerca de aplicações específicas, passando pela aquisição, gerenciamento e manutenção do equipamento, até a emissão do diagnóstico por parte do ultra-sonografista. Como o ciclo da qualidade está centrado no equipamento, este deve ser periodicamente avaliado visando garantir a confiabilidade das informações por ele emitidas, bem como a segurança direta do paciente, onde o objetivo principal é o diagnóstico confiável.

Todo equipamento, seja ele eletromédico ou não, está diretamente associado a um ciclo cronológico básico, compreendendo planejamento, aquisição, operação e substituição, conforme mostra a Figura 4-1. O correto encadeamento dessas etapas propicia um melhor desenvolvimento das atividades em USD através da redução dos custos associados, bem como a renovação periódica da tecnologia utilizada, trazendo benefícios tanto ao corpo clínico quanto aos pacientes. Sob a ótica do paciente, a funcionalidade ótima do processo depende da combinação desses fatores aliados à habilidade do ultra-sonografista quanto à emissão de diagnósticos.

Este capítulo pretende abordar alguns aspectos importantes sobre a funcionalidade global de equipamentos de USD, tais como aquisição, custo do ciclo de vida e contratos de manutenção, além de relacionar alguns testes de avaliação de

desempenho indispensáveis à preservação das condições adequadas de operação desses equipamentos. É realizada ainda uma sistematização de informações referentes às configurações típicas de sistema necessárias à realização dos principais procedimentos diagnósticos.

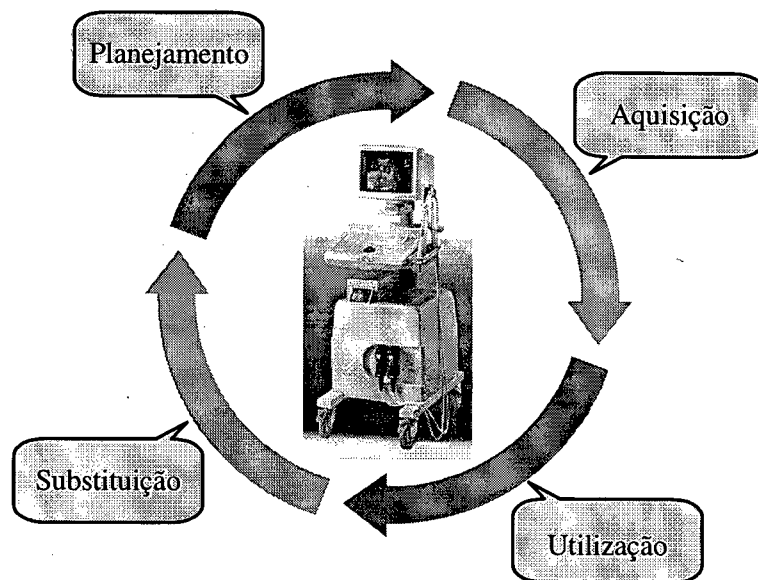


Figura 4-1 - Ciclo cronológico básico da tecnologia

#### 4.1 AQUISIÇÃO DO EQUIPAMENTO

Os custos iniciais de aquisição dos equipamentos de ultra-sonografia não refletem precisamente os custos totais associados à vida útil desses equipamentos, uma vez que despesas operacionais e de manutenção devem ser consideradas no cômputo geral do investimento. No atual mercado competitivo, existem, em geral, poucas diferenças técnicas entre os *scanners* mais sofisticados desenvolvidos pelos principais fabricantes. No entanto, a decisão da compra deve ser baseada em fatores como o custo do ciclo de vida (CCV) do equipamento, assistência técnica local, benefícios incluídos na aquisição, preço e padronização com os equipamentos já existentes na clínica ou hospital envolvido no processo de compra (ECRI, 1995c).

Devido à grande concorrência no mercado de ultra-som, descontos substanciais podem ser obtidos na aquisição. Esses descontos dependem da habilidade de negociação por parte do comprador, configuração e modelo do equipamento em questão, relacionamento prévio com o vendedor e número de concessões oferecidas pelo vendedor como, por exemplo, extensão da garantia e prefixação de preços para contratos de manutenção anuais.

Outro ponto importante é a inclusão, no preço de aquisição, do treinamento necessário à operação do equipamento, já que alguns vendedores oferecem módulos de treinamento, internos ou externos, como pacotes opcionais. Deve-se ainda considerar o número e os tipos de exames ultra-sonográficos realizados pela instituição antes de se optar por uma determinada configuração, evitando, assim, a compra de pacotes tecnológicos desnecessários. Supondo, por exemplo, a necessidade de aquisição de três *scanners* para finalidades distintas (obstétrico/ginecológico, cardiológico e radiologia geral), a aquisição a partir de um mesmo vendedor pode trazer um série de benefícios, tais como descontos maiores, um maior poder de negociação em aquisições futuras, além da padronização dos equipamentos, que facilita o treinamento e simplifica a reposição e aquisição de peças.

#### *4.1.1 Análise de Custo do Ciclo de Vida*

A análise de custo do ciclo de vida (CCV) consiste na avaliação do impacto financeiro dos custos iniciais de aquisição e custos de operação dentro de um período determinado de tempo, sendo bastante útil na comparação de alternativas que envolvam diferentes montantes de dinheiro e na totalização dos custos relativos à aquisição do equipamento. Pode ser utilizada na comparação de alternativas de alto custo, na avaliação de viabilidade de uma alternativa específica ou mesmo na

justificativa acerca de pequenos acréscimos no investimento inicial visando uma economia significativa dos custos operacionais a médio e longo prazo. Os hospitais ou clínicas podem, por exemplo, utilizar técnicas de análise CCV na avaliação de operações como *leasing*<sup>21</sup>, locação ou compra direta do equipamento, optando pela alternativa mais vantajosa (ECRI, 1995d). Em condições normais de operação e segurança, que incluem manutenções preventivas periódicas, manutenções corretivas, atualizações de *software* e aquisição de acessórios, o investimento inicial no equipamento propriamente dito é uma parcela do custo global associado à vida útil do equipamento, que depende, obviamente, do período considerado.

#### 4.1.2 Contratos de Manutenção

Quanto aos contratos de manutenção, estes podem ser oferecidos em duas modalidades distintas:

- Contrato de serviço: o hospital ou clínica, por intermédio de um contrato mensal ou anual, paga ao prestador do serviço uma quantia fixa, tendo direito à assistência técnica dedicada, independentemente das peças de reposição necessárias e tempo de mão-de-obra envolvidos na manutenção.
- Contrato eventual: o valor pago ao prestador do serviço pelo hospital ou clínica depende das peças de reposição necessárias e tempo de mão-de-obra envolvidos na manutenção.

---

<sup>21</sup> Operação financeira onde a aquisição do bem é condicionada a um contrato de aluguel com possibilidade de compra ao término deste.

A opção pelo contrato de serviço deve ser profundamente analisada, já que, devido à alta confiabilidade das últimas gerações dos equipamentos de USD, em muitos casos o período de garantia do equipamento se expira sem nenhuma ocorrência de falha, tornando, assim, mínimos os riscos financeiros inerentes à ausência desse tipo de contrato. No entanto, em alguns casos essa modalidade contratual pode ser justificada por motivos determinantes (ECRI, 1995b):

- Durante a vigência do contrato, vários representantes promovem atualizações de *software*, o que melhora o desempenho do *scanner*. Além disso, esses procedimentos são acumulativos, ou seja, para a incorporação de recursos relativos à última atualização, o *software* deve ser previamente atualizado pela versão anterior.
- O contrato de serviço assegura também, pelo menos em tese, que as manutenções preventivas sejam executadas em intervalos regulares, eliminando a possibilidade de custos inesperados com manutenção corretiva.

Como os transdutores e os dispositivos de registro de imagem (*videoprinters*) são os componentes do sistema mais suscetíveis a falhas, estes devem ser obrigatoriamente incluídos nos contratos de serviço. O contrato de serviço oferecido pelo representante ou vendedor deve ser cuidadosamente estudado antes da aquisição do equipamento, sendo um fator determinante no processo da compra. Como recomendação do ECRI, o custo de referência típico para contratos integrais de serviço anuais não deve ultrapassar a 8% do valor nominal de aquisição do equipamento. Deve-se ainda incluir no contrato uma cláusula de não-obsolescência, onde o vendedor se compromete em não introduzir modificações tecnológicas em um período determinado



de tempo e, caso seja necessário, que isso não implique em gastos adicionais (ECRI, 1995b).

## 4.2 ANÁLISE DE DESEMPENHO

Atualmente existem no mercado vários equipamentos destinados à avaliação de parâmetros referentes à qualidade e segurança envolvidos nos procedimentos de USD. Basicamente estão divididos em dois grupos específicos: avaliação de precisão de imagem e medida de potência acústica do equipamento.

### 4.2.1 Avaliação de Precisão de Imagem

Consiste na avaliação do conjunto eletrônico quanto a sua capacidade de gerar imagens representativas da realidade. A avaliação de desempenho dos equipamentos de USD pode ser realizada utilizando-se simuladores de tecido (*phantoms*) e objetos de teste, dependendo do parâmetro de desempenho que se deseja analisar.

O *phantom* é um invólucro acrílico que apresenta em seu interior, partículas de grafite (as quais atuam como dispersoras do ultra-som) imersas em um gel aquoso. Essa substância reproduz os parâmetros físicos dos tecidos como dispersão, velocidade e atenuação, permitindo uma simulação bastante razoável do comportamento acústico dentro do corpo humano. A Figura 4-2 mostra um *phantom* multiparâmetro utilizado na avaliação de desempenho. Algumas características desejáveis no *phantom* são: velocidade de propagação ultra-sônica de  $1540 \pm 10$  m/s, coeficiente de atenuação

entre 0,5 e 0,7 dB/cm/MHz e ecogenicidade<sup>22</sup> e textura de imagem semelhantes às do fígado (Goodsitt *et al.*, 1997). Um problema ocorre porque vários desses *phantoms* são fabricados à base de água e, por isso, com o passar do tempo sofrem um processo de desidratação, resultando em variações na velocidade de propagação do som e no coeficiente de atenuação (Kremkau, 1993), merecendo cuidados especiais em sua armazenagem. Os *phantoms* tipicamente apresentam regiões anecóicas<sup>23</sup> (simulação de cistos) de vários diâmetros e linhas finas de náilon (cerca de 0,2 mm de diâmetro) necessárias às avaliações de detalhe de resolução e precisão de distância (Kremkau, 1993). Além disso, alguns *phantoms* apresentam regiões hiperecóicas<sup>24</sup> e hipoeecóicas<sup>25</sup> com relação ao material predominante, utilizadas nos testes de contraste de resolução (Kremkau, 1993).

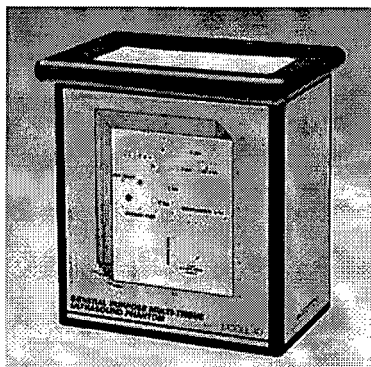


Figura 4-2- Instrumento multiparâmetro de avaliação de desempenho, *phantom* (CIRS, 1997)

Os objetos de teste são utilizados na avaliação de parâmetros de desempenho específicos do equipamento, tais como configuração espacial e dimensão

---

<sup>22</sup> Característica acústica do tecido quanto à sua capacidade de reflexão.

<sup>23</sup> Superfície ou região caracterizada por uma alto coeficiente de absorção, não havendo reflexão.

<sup>24</sup> Região caracterizada por um baixíssimo coeficiente de absorção, havendo grande reflexão.

<sup>25</sup> Região caracterizada por um alto coeficiente de absorção, havendo pouca reflexão.

lateral do feixe ultra-sônico, não simulando características acústicas dos tecidos.

Além dos objetos de teste e *phantoms*, utilizados na avaliação de desempenho anatômico de imagens, existem ainda instrumentos de avaliação para sistemas Doppler. Esses instrumentos avaliam os parâmetros de velocidade a partir da variação Doppler verificada pelo ultra-som em um alvo que se movimenta a uma velocidade  $v$  conhecida ou através da circulação de um fluido com velocidade e características acústicas semelhantes às do sangue (Kremkau, 1993).

Embora os equipamentos modernos de ultra-sonografia sejam bastante confiáveis e dificilmente apresentem falhas, os ensaios funcionais são a garantia direta de segurança do paciente. Os procedimentos de controle de qualidade de imagem devem ser executados em equipamentos de ultra-sonografia modo B visando avaliar a precisão da imagem anatômica gerada pelo equipamento, uma vez que a geração de imagens não condizentes com a realidade pode implicar em diagnósticos errôneos. A seguir, são descritos alguns dos testes que devem ser realizados, em tese, a cada seis meses, visando a garantia de qualidade da imagem.

#### 4.2.1.1 Determinação da Linha de Base

O primeiro passo é a determinação da linha de base, que representa o pico de desempenho para um indicador particular de qualidade de imagem. Variações na qualidade da imagem podem ser detectadas através da comparação com os valores dos indicadores da linha de base. Esses valores estabelecem a configuração para a qual o equipamento deve ser ajustado quando da execução dos testes periódicos de qualidade de imagem, devendo ser extraídos imediatamente após a aceitação e instalação do equipamento (Goodsitt *et al.*, 1997).

Um *phantom* de boa qualidade deve ser utilizado na obtenção das imagens ajustando-se os parâmetros intrínsecos do equipamento de ultra-sonografia, tais como faixa dinâmica, nível de potência acústica, nível de ganho e TGC (*time gain compensation*), ou compensação de ganho, de modo a se conseguir uma imagem ótima sob o ponto de vista clínico. Deve-se ainda ajustar os controles de brilho e contraste do monitor de vídeo de acordo com as condições de luminosidade do ambiente (que devem ser mantidas para todos os testes do mesmo equipamento), onde essas informações devem ser registradas de maneira que possam ser reproduzidas em testes posteriores. Em alguns casos é possível registrar todas essas informações em um arquivo digital no próprio equipamento, facilitando, assim, a recuperação da configuração preestabelecida (Goodsitt *et al.*, 1997).

A seguir, são descritos alguns testes funcionais de avaliação de desempenho que podem ser implementados com a utilização de *phantoms* comerciais. Todos os testes devem ser primeiramente realizados na instalação do equipamento para a obtenção da linha de base e, posteriormente, repetidos para a avaliação do parâmetro em questão.

#### 4.2.1.2 Ensaio de Uniformidade de Imagem

A uniformidade é definida como a habilidade do equipamento em mostrar os ecos de mesma intensidade e profundidade com um mesmo nível de brilho na tela (CIRS, 1997). A não-uniformidade da imagem é um sério problema porque pode mascarar as variações súbitas de textura do tecido, aumentando o risco de falsos negativos. As não-uniformidades podem ser causadas por problemas de *hardware*, tais como mau funcionamento dos cristais do transdutor e mau contato nos cabos ou nas placas de circuito impresso. Falhas no circuito responsável pelo processamento da

imagem e erros de *software* também podem causar problemas de uniformidade (Goodsitt *et al.*, 1997).

Através da varredura de uma região uniforme do *phantom*, a uniformidade de imagem pode ser avaliada pela identificação dos desvios na suavidade de textura do tecido em relação à imagem esperada. O *phantom*, ou seção correspondente, utilizado na avaliação deve apresentar características de textura similares às encontradas no fígado e ser livre de filamentos de teste ou cistos simulados (Goodsitt *et al.*, 1997)

#### 4.2.1.3 Ensaio de Resolução de Campo Próximo

Utilizado na avaliação da zona morta<sup>26</sup> do transdutor, que ocorre porque o sistema de ultra-sonografia não pode enviar e receber as informações simultaneamente (CIRS, 1997). Outro problema ocorre devido ao desacoplamento elétrico (diferença de impedância elétrica) entre o transdutor e o circuito gerador de pulsos, que faz com que os pulsos de excitação produzidos pelo gerador sejam refletidos pelo transdutor. Os sinais refletidos voltam ao circuito gerador de pulsos e são interpretados como informações úteis, sendo um fator dependente do equipamento (Goodsitt *et al.*, 1997). A zona morta é inversamente proporcional à frequência de operação, ou seja, à medida que a frequência é aumentada, a zona morta é diminuída.

A avaliação da zona morta é realizada através dos alvos de campo próximo do *phantom*, que consistem de fios de náilon horizontais e paralelos de aproximadamente 0,1 mm de diâmetro, igualmente espaçados de uma distância  $d$  na

---

<sup>26</sup> Distância entre a superfície de contato do transdutor e o eco identificável mais próximo.

direção horizontal e localizados a diferentes profundidades. Portanto, a distância vertical entre o centro de cada alvo e a superfície do transdutor varia em incrementos  $x$  de valores iguais. A Figura 4-3 mostra, em corte, os alvos de campo próximo de um modelo comercial de *phantom* (CIRS, 1997).

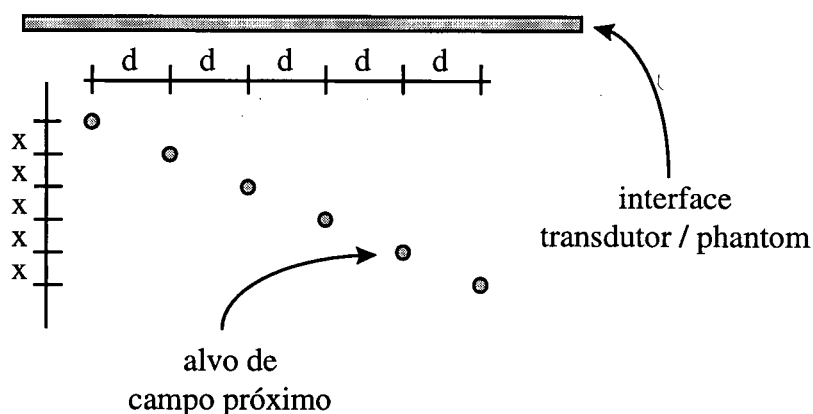


Figura 4-3 - Vista em corte dos alvos de campo próximo de um *phantom*

Variações na extensão da zona morta evidenciam problemas no transdutor, circuito gerador de pulsos ou ambos (CIRS, 1997). Especificamente os acréscimos na distância da zona morta podem ser atribuídos a aumentos do comprimento espacial de pulsos (CEP) resultantes da quebra de cristais, perda do material atenuador<sup>27</sup>, quebra nas lentes ou mesmo pulsos de excitação muito longos, ao passo que artefatos nessa região podem ser indicativos de flutuação da potência de entrada (Goodsitt *et al.*, 1997).

A Tabela 4-1 apresenta alguns valores de frequência de operação do transdutor e suas respectivas zonas mortas.

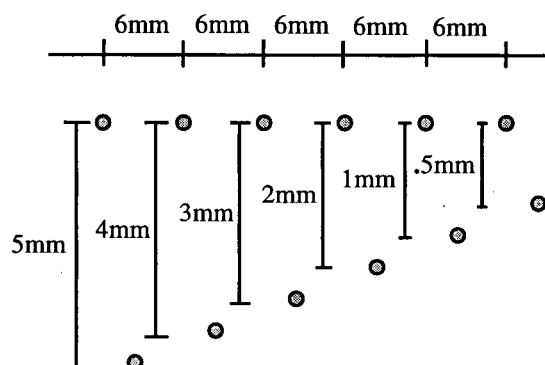
<sup>27</sup> Ver item "Transdutores" no capítulo 2.

Tabela 4-1 - Frequências de operação e respectivas distâncias de zona morta (Goodsitt et al., 1997)

Frequência f (MHz)	Zona morta (mm)
$\leq 3$	$< 7$
$3 < f < 7$	$< 5$
$\geq 7$	$< 3$

#### 4.2.1.4 Ensaio de Resolução Axial

A resolução axial é a capacidade do *scanner* em detectar e apresentar na tela do equipamento, objetos próximos na direção de propagação do feixe ultra-sônico. Pode ser determinada pela avaliação de um conjunto de filamentos dispostos na direção axial que podem ser identificados separadamente na imagem, conforme mostra a Figura 4-4. Dois objetos são considerados separados quando uma linha escura aparece entre eles (Goodsitt *et al.*, 1997).

Figura 4-4 - Possível configuração dos filamentos necessários à avaliação da  $R_A$  (CIRS, 1997)

#### 4.2.1.5 Ensaio de Resolução Lateral

A resolução lateral ( $R_{LAT}$ ) é a capacidade do equipamento de USD em distinguir pequenas estruturas próximas na direção perpendicular à propagação do feixe, sendo aproximadamente igual à sua largura. A  $R_{LAT}$  varia com a profundidade, características de focalização do transdutor, número de linhas da imagem, ganho e

sensibilidade<sup>28</sup> adotadas (Goodsitt *et al.*, 1997).

A avaliação da  $R_{LAT}$  pode ser realizada através de seções específicas do *phantom* dotadas de filamentos dispostos paralelamente a uma mesma profundidade. Para a avaliação da resolução nos campos próximo e distante, vários conjuntos de fios separados por distâncias conhecidas (Figura 4-5) e localizados a profundidades específicas são utilizados.

#### 4.2.1.6 Ensaio de Profundidade de Penetração

A profundidade de penetração depende diretamente da sensibilidade do equipamento. A máxima profundidade de visualização é limitada pela frequência do transdutor, atenuação da região analisada e da configuração do equipamento (potência de saída, ganho, TGC, distância focal e ruído eletrônico intrínseco gerado) (CIRS, 1997). Pode ser determinada através da medida, no *phantom*, da profundidade na qual as informações provenientes dos ecos são perdidas. Isso pode ser conseguido com a utilização de um *phantom* provido de várias estruturas anecóicas cilíndricas de diversos diâmetros distribuídas em camadas ao longo do mesmo (Goodsitt *et al.*, 1997).

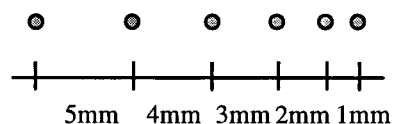


Figura 4-5 - Possível configuração dos filamentos necessários à avaliação da  $R_{LAT}$  (CIRS, 1997)

#### 4.2.1.7 Ensaio de Precisão de Distância

Nesse teste é avaliada a precisão das distâncias medidas na direção

---

<sup>28</sup> Representa o menor nível de sinal que pode ser detectado pelo equipamento.



principal do feixe ultra-sônico (horizontal) e perpendicular a este (vertical), sendo determinada pela comparação entre a distância medida entre os filamentos do *phantom* e o valor exato conhecido (Goodsitt *et al.*, 1997). A seção do *phantom* necessária à esse tipo de teste deve ser constituída por uma coluna e uma linha de filamentos igualmente espaçados. A Figura 4-6 mostra uma possível configuração suficiente à implementação dos testes.

O *phantom* deve apresentar alta precisão quanto à velocidade de propagação do som ( $c_s$ ), uma vez que distorções desse parâmetro acarretam naturalmente erros de medida. Os erros de distância vertical podem ser causados por problemas nos circuitos temporizadores internos do sistema, raramente ocorrendo. As imprecisões de distância horizontal podem ser resultado de rachaduras no transdutor, principalmente em transdutores mecânicos de tempo real (incluindo os anulares), onde o desgaste do motor<sup>29</sup> pode afetar a precisão da imagem (Goodsitt *et al.*, 1997). Para o registro preciso da distância vertical, o transdutor não deve exercer nenhuma pressão sobre a membrana do *phantom* durante o processo de varredura (CIRS, 1997).

Imprecisões nas medidas de distância podem acarretar cálculos errôneos acerca da idade do feto em procedimentos obstétricos, implicando em falsos diagnósticos. Considera-se aceitável uma faixa de erro de até no máximo 2% em uma medida de 10 cm (ECRI, 1995b).

---

<sup>29</sup> Ver item “Transdutores Mecânicos”, no capítulo 2.

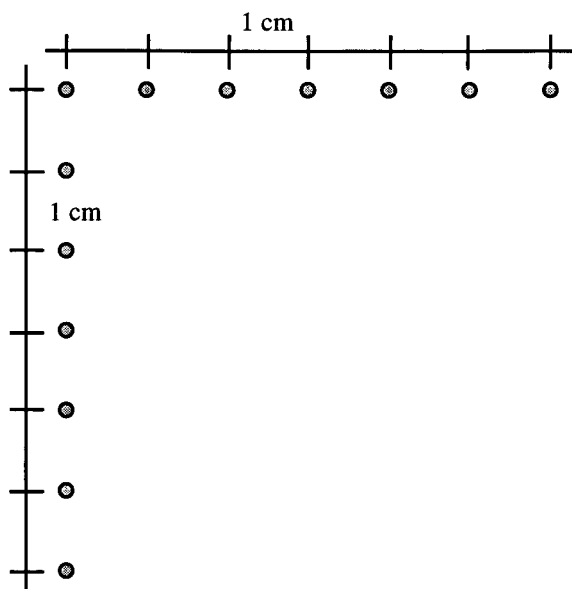


Figura 4-6 - Exemplo de arranjo de filamentos para os testes de precisão de distância

#### 4.2.2 Medição de Potência Acústica

Consiste na avaliação do circuito gerador de pulsos e transdutor quanto aos níveis de potência acústica emitidos por esses componentes. O devido conhecimento acerca dos níveis de exposição dos equipamentos de ultra-sonografia utilizados na prática médica é necessário na estimativa dos efeitos biológicos potenciais que, por ventura, possam ser associados à utilização desses equipamentos (Patton *et al.*, 1994). A manutenção desses níveis de potência dentro de faixas biologicamente aceitáveis, de extrema relevância sob o ponto de vista da segurança, é a exigência básica para um exame seguro e eficiente (ECURS, 1994a).

Os parâmetros do campo ultra-sônico considerados mais relevantes quanto aos aspectos de segurança na prática médica da ultra-sonografia são:

- Pressão acústica espacial de pico temporal ( $p^+$  e  $p^-$ );
- Potência total irradiada;
- Intensidade de pico espacial temporal média ( $I_{SPTA}$ ).

A pressão sonora e a potência total podem ser medidas diretamente, ao passo que a intensidade  $I_{SPTA}$ , que é utilizada nas estimativas de elevação de temperatura no tecido exposto ao ultra-som, é derivada dos valores de pressão acústica medidos (ECURS, 1994a).

Patton *et al.* (1994) realizou um estudo dividindo 64 equipamentos de USD, de diferentes fabricantes, em sete classes distintas: modo B (uso geral); modo M (uso geral); modo B (transvaginal); modo M (transvaginal); Doppler pulsado (uso geral); Doppler pulsado (periférico/vascular) e Doppler colorido. Nesse estudo, foram levantados parâmetros importantes referentes à potência acústica irradiada, intensidade localizada ( $I_{SPTA}$ ) e pico de pressão acústica de rarefação. As variações desses parâmetros, medidos entre equipamentos de classes semelhantes, porém de diferentes fabricantes, são mostradas no anexo D.

#### 4.2.2.1 Métodos de Medição

Vários equipamentos podem medir a potência acústica do sistema de USD mas, no entanto, estes são utilizados por profissionais como engenheiros, técnicos e físicos e não pelo próprio operador do equipamento (Kremkau, 1993). Excetuando-se os procedimentos de medição utilizados nos grandes institutos de pesquisa, a medida de campo ultra-sônico é geralmente realizada em um tanque de água por um instrumento conhecido como hidrofone<sup>30</sup>, que funciona baseado no efeito piezoelétrico. Para que a pressão acústica seja determinada, o hidrofone deve ser devidamente calibrado. A calibração é realizada por equipamentos sofisticados, sendo restrita a grandes institutos

---

<sup>30</sup> Elemento piezoelétrico de alta sensibilidade utilizado na medida de potência acústica.

de pesquisa (ECURS, 1994a). Existem atualmente, dois tipos de hidrofones, conforme ilustra a Figura 4-7:

- **Tipo sonda:** Consiste de um pequeno disco de material piezoelétrico acoplado à uma cavidade na extremidade de uma agulha, conforme mostra a Figura 4-8. O disco é geralmente afixado a um material atenuador e possui diâmetro que pode variar entre 0,2 a 1 mm (ECURS, 1994a).

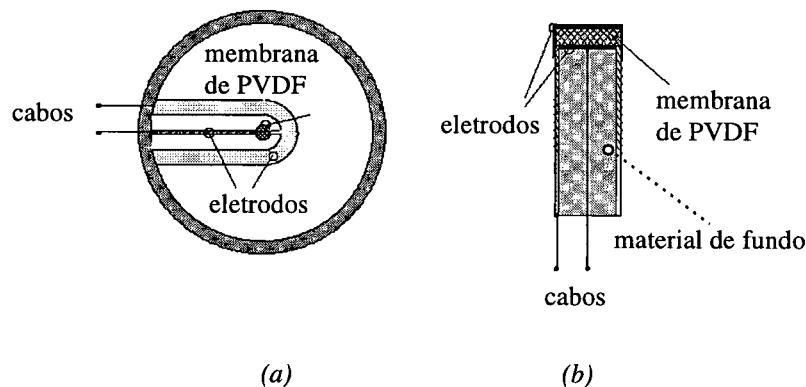


Figura 4-7 - Representação esquemática dos dois tipos de hidrofone: membrana (a) e sonda(b)

- **Tipo membrana:** Consiste de uma fina membrana piezoelétrica (espessura inferior a 30  $\mu\text{m}$ ) montada em uma estrutura similar a uma moldura, onde o diâmetro interno é maior que o diâmetro do campo a ser medido (ECURS, 1994a). A membrana apresenta ainda eletrodos metálicos em ambos os lados do elemento ativo. A Figura 4-8 mostra um hidrofone do tipo membrana disponível no mercado.

A região de interesse do campo ultra-sônico irradiado, geralmente a zona focal e imediações, é varrida com o hidrofone devidamente calibrado. Isso é feito em um tanque de água especial, com o propósito de se determinar a distribuição temporal e espacial de pressão com alta resolução. O hidrofone é movido segundo direções

predeterminadas no campo ultra-sônico, onde as reflexões indesejadas são eliminadas através da utilização de materiais absorventes apropriados. A água utilizada é degaseificada, evitando, assim, a formação de bolhas que podem distorcer o campo (ECURS, 1994a).

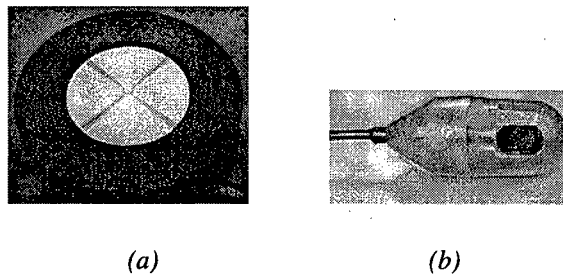


Figura 4-8 - Hidrofonos comerciais: tipo membrana(a); tipo sonda (b)

#### 4.2.2.2 Estimativa de Intensidade Localizada

Devido às limitações tecnológicas atuais, as medições do campo ultra-sônico são realizadas em água. Embora forneçam informações úteis quanto às características de segurança sobre a potência acústica irradiada, os parâmetros de risco biológico podem ser mais realisticamente avaliados caso possam ser estimados nos tecidos. Em função disso o FDA, órgão americano responsável pela avaliação técnica dos equipamentos de ultra-som naquele país, incluiu, em sua última revisão do 510(k)<sup>31</sup>, a avaliação da estimativa de pior caso de intensidade *in situ* originada de medidas realizadas em água (FDA, 1985). O cálculo é realizado baseado na suposição de que a intensidade decai exponencialmente no tecido biológico. Assim, a intensidade estimada *in situ*, a uma distância  $x$  da superfície irradiante, pode ser expressa pela Equação 4-3,

---

<sup>31</sup> Publicação do FDA intitulada “Guide for measuring and reporting acoustic output of diagnostic ultrasound medical devices”.

$$I_{tec} = I_{AGUA} \cdot \exp(-0,23 \cdot \alpha \cdot f \cdot x) \quad \text{Equação 4-3}$$

onde  $I_{tec}$  é a intensidade estimada no tecido,  $I_{AGUA}$  é a intensidade medida na água,  $\alpha$  é o coeficiente de atenuação (dB/cm/MHz),  $f$  é a frequência (MHz),  $x$  é a distância (cm) e 0,23 é uma fator necessário à adequação das unidades. Em virtude da complexidade das propriedades do tecido biológico, a estimativa pode não refletir exatamente a realidade, embora a aproximação propicie uma base significativa para a comparação sob diferentes condições de exposição (FDA, 1985). Os valores estimados são obtidos de cada medida de intensidade de pico espacial e informados, juntamente com os valores originais medidos em água, ao FDA.

A legislação americana obriga os fabricantes e importadores de equipamentos a emitirem relatórios técnicos que incluam as medidas estimadas de intensidade, bem como quaisquer alterações nos modelos existentes no mercado (*scanners*, transdutores, *softwares*, etc.) 90 dias antes de sua efetiva entrada no mercado. Tais relatórios são analisados pelo FDA, que avalia a segurança e eficiência do equipamento, aprovando ou não sua entrada no mercado (FDA, 1985).

### 4.3 CARACTERÍSTICAS FUNCIONAIS

Nesta seção procura-se traçar o perfil operacional dos equipamentos de USD, divididos em categorias segundo suas aplicações clínicas. É realizada ainda uma abordagem introdutória sobre os exames a que se destinam<sup>32</sup>.

---

<sup>32</sup> O Anexo B mostra alguns modelos de equipamentos de USD.

### 4.3.1 Exames Vasculares, de Partes Pequenas e Intravasculares

Os *scanners* para aplicações vasculares e para partes pequenas estão disponíveis no mercado desde o início da década de 80, enquanto que os *scanners* intravasculares foram introduzidos comercialmente em 1990. Os *scanners* vasculares são utilizados em exames vasculares periféricos na análise de obstruções, oclusões, patologias e disfunções através de imagens bidimensionais de tempo real dos órgãos ou vasos, além da caracterização do perfil de velocidade sanguínea da região em questão. Em alguns casos, esses exames evidenciam a necessidade de técnicas como arteriografia contrastada, que requer a injeção de substâncias de contraste e exposição à radiação ionizante. A ultra-sonografia de partes pequenas é utilizada em exames dos rins, vesícula, tireóide, derme, próstata, além de aplicações pediátricas. Os *scanners* ultrassônicos intravasculares utilizam pequenos transdutores de altas frequências montados na extremidade do cateter<sup>33</sup> para produzir imagens de seção transversal em 360° de vasos sanguíneos, utilizados em aplicações diagnósticas e terapêuticas, tais como a identificação de placas e lesões arteriais, estenose arterial e no cálculo das dimensões de vasos (ECRI, 1995c).

A configuração típica do sistema necessário à realização desses exames consiste do *scanner*, *software* apropriado, transdutores multifrequenciais (5 a 10 MHz), um transdutor especial para aplicações intravasculares (15 a 30 MHz), um videocassete, uma impressora colorida e recursos como mapeamento de fluxo codificado em cores

---

<sup>33</sup> Dispositivo médico tubular utilizado em inserções dentro de veias, artérias ou outras cavidades para permitir a injeção e retirada de fluidos ou simplesmente para manter o canal aberto.

(Doppler colorido), modo M e função cine<sup>34</sup>. Opcionalmente podem ser adquiridos *softwares* específicos de análise como, por exemplo, para urologia (ECRI, 1995c).

#### 4.3.2 Exames Gerais, Abdominais, Obstétricos e Ginecológicos

É a família de equipamentos mais antiga presente comercialmente no mercado. A maioria dos *scanners* apresenta um projeto modular, podendo ser facilmente atualizados quanto à incorporação de funções especializadas. Isso é bastante desejável, uma vez que a tecnologia de imagens por ultra-som passa constantemente por inovações tecnológicas. Os *scanners* para propósitos gerais fornecem imagens bidimensionais de tecidos macios em exames abdominais, obstétricos e ginecológicos. São freqüentemente utilizados nos departamentos de radiologia dos hospitais como complemento de outros métodos de imagem bem como em clínicas particulares especializadas. Alguns sistemas apresentam transdutores adicionais com o propósito de realização de procedimentos diagnósticos mais especializados como, por exemplo, aplicações cardíacas, vasculares, endovaginais e endoretais (ECRI, 1995d).

A configuração típica do sistema consiste do *scanner*, *software*, transdutor multifrequencial (3 a 5 MHz), um videocassete, uma impressora colorida, e recursos como Doppler colorido, modo M, função cine e *software* específico para cálculos obstétricos (ECRI, 1995d).

---

<sup>34</sup> Recurso incorporado aos equipamentos mais sofisticados que permite o armazenamento, em memória digital, de uma determinada seqüência de quadros de imagem para posterior visualização.



### 4.3.3 Exames Cardiológicos

Os *scanners* utilizados na realização desses exames são sistemas de processamento de imagens projetados especificamente para a obtenção de imagens em tempo real de estruturas cardíacas. O exame é não-invasivo e é realizado para detectar condições patológicas como estenose mitral e aórtica, determinar a magnitude de seqüelas decorrentes de um infarto do miocárdio bem como diagnosticar disfunções cardíacas congênitas. O ultra-som cardiológico pode ainda ser utilizado na monitoração da função ventricular de pacientes em UTI em substituição à cateterização cardíaca. A maioria dos equipamentos pode ser adaptada à realização de outros procedimentos, bastando a aquisição de transdutores apropriados (ECRI, 1995a).

Introduzida no mercado em 1990, a ecocardiografia transesofágica é utilizada na avaliação e monitoração cardíaca. Nesse procedimento, um transdutor ultrassônico é montado em um gastroscópio<sup>35</sup> e introduzido no esôfago, de onde são obtidas imagens anatômicas bidimensionais, Doppler e de mapeamento de fluxo colorido, que são relativamente livres de artefatos (ruídos) devido à proximidade entre esôfago e coração. Esse tipo de ecocardiografia é comumente realizada em procedimentos cirúrgicos na detecção da isquemia<sup>36</sup> do miocárdio<sup>37</sup> e na monitoração da saída cardíaca. Além disso, estudos recentes demonstram que a ecocardiografia transesofágica é um método mais sensível que a eletrocardiografia na detecção de movimentos anormais das paredes cardíacas e isquemia do miocárdio (ECRI, 1995a).

---

<sup>35</sup> Endoscópio utilizado na visualização do interior do estômago.

<sup>36</sup> Suspensão ou baixa, localizada, de irrigação sangüínea, devida à má perfusão circulatória arterial.

<sup>37</sup> Camada média, e mais espessa, da parede do coração, formada por músculo cardíaco.

A configuração típica do sistema consiste do *scanner*, dois transdutores (2 e 3,5 MHz), uma sonda transesofágica, *software* de análise cardíaca, recursos como Doppler, modo M e mapeamento de fluxo codificado em cores, além de um videocassete e uma impressora colorida para a armazenagem permanente dos registros (ECRI, 1995a).

#### 4.3.4 Utilização dos Transdutores

Vários são os modelos de transdutores<sup>38</sup> utilizados nos exames de USD. A seguir, são descritas algumas características dos principais transdutores utilizados nos procedimentos de ultra-sonografia.

##### 4.3.4.1 Convexos

Os transdutores convexos eletrônicos propiciam um amplo campo visual com boa resolução de campo próximo. São apropriados para exames abdominais (fígado, bexiga urinária, rins, pâncreas, baço), obstétricos e aplicações ginecológicas. A Figura 4-9 mostra alguns tipos de transdutores eletrônicos convexos.



Figura 4-9 - Alguns tipos de transdutores eletrônicos convexos

---

<sup>38</sup> O Anexo C apresenta um conjunto de possíveis configurações de transdutores em um sistema de USD.

Existem ainda os transdutores chamados de microconvexos, que operam em frequências mais elevadas e apresentam uma qualidade de imagem superior, sendo utilizados na visualização da artéria carótida, tireóide e mama.

#### 4.3.4.2 Lineares

Os transdutores lineares eletrônicos são indicados para exames obstétricos, abdominais e de pequenas partes. São disponíveis em diversos tamanhos de abertura, dependendo da aplicação em questão. Suas frequências de operação são geralmente 3,5 MHz, 5,0 MHz e 7,5 MHz, de acordo com a profundidade do exame. A Figura 4-10 mostra alguns tipos de transdutores eletrônicos lineares.

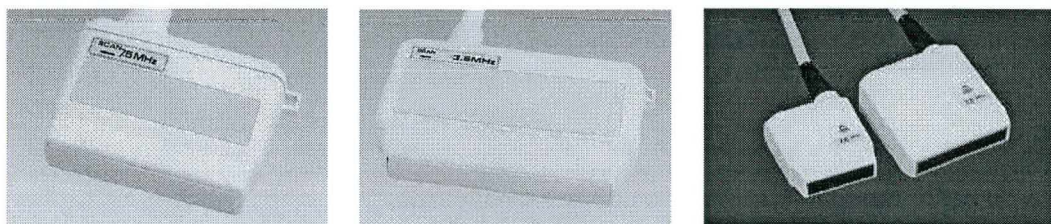


Figura 4-10 - Exemplos de transdutores eletrônicos convexos

#### 4.3.4.3 Setoriais

Este tipo de transdutor é caracterizado por sua pequena superfície de contato com o paciente. Apresenta boa resolução de campo distante<sup>39</sup>, sendo utilizado em aplicações pediátricas e cardiológicas, permitindo a exploração de regiões intercostais<sup>40</sup>. A imagem gerada tem o formato setorial com a extremidade (região de contato entre transdutor e paciente) pontiaguda. A Figura 4-11 mostra alguns

---

<sup>39</sup> Ver item "Transdutores", no capítulo 2.

<sup>40</sup> Localizadas entre as costelas.

transdutores setoriais.

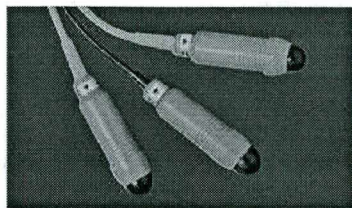
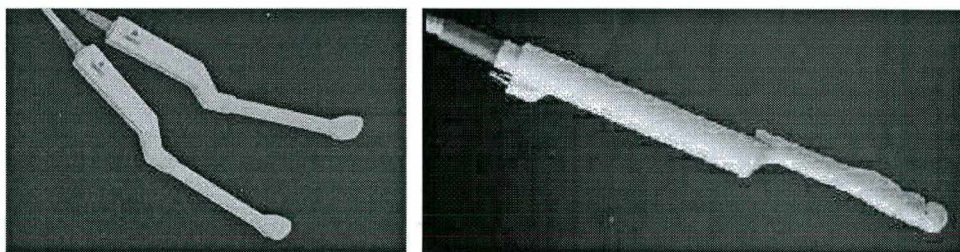


Figura 4-11 - Exemplo de transdutores setoriais

#### 4.3.4.4 Endocavitários

Estes transdutores, também conhecidos como sondas, são utilizados em procedimentos obstétricos, ginecológicos e urológicos. As sondas transvaginais são ideais para avaliações obstétricas e exames de estruturas pélvicas, enquanto que as transretais são utilizadas em procedimentos urológicos e na avaliação da próstata. A frequência de operação é geralmente 5,0 ou 6,5 MHz, podendo variar quanto ao ângulo de visibilidade (transvaginal) e abertura (transretal). A Figura 4-12 ilustra dois tipos de sondas endocavitárias.



(a)

(b)

Figura 4-12 - Sondas endocavitárias: (a) transvaginal; (b) transretal

## **Capítulo 5 - Segurança em Ultra-Sonografia Diagnóstica**

---

---

## 5. SEGURANÇA EM ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA

O ultra-som diagnóstico tem se caracterizado ao longo das últimas três décadas como uma importante ferramenta de auxílio à prática médica. Sua aparente inocuidade tanto para pacientes quanto para operadores tem difundido bastante sua aplicação, tornando-o um dos principais métodos de imagem utilizados atualmente na medicina. Contudo, os freqüentes avanços na qualidade das imagens e na melhoria da caracterização dos aspectos quantitativos têm sido acompanhados por aumentos substanciais nos níveis de potência acústica dos equipamentos de ultra-sonografia, especialmente nas aplicações Doppler pulsado (Duck & Martin, 1991).

Como em qualquer técnica de diagnóstico amplamente utilizada, a palavra segurança é de importância fundamental no que se refere à consolidação do método quanto a ausência de efeitos biológicos adversos. Embora vários estudos epidemiológicos já tenham sido realizados, resultados objetivos não puderam ser extraídos, sendo necessário recorrer-se a evidências coletadas de estudos *in vivo* e *in vitro* de laboratório. Diversos efeitos de significância clínica potencial têm sido relatados de vários sistemas biológicos submetidos ao ultra-som, tanto contínuo como pulsado (AIUMBC, 1988), mas as pesquisas mais aprofundadas não atestam a veracidade de tais efeitos ou mesmo apresentam resultados conflitantes.

A preocupação por parte da comunidade científica com a proteção radiológica em geral, antes restrita às radiações ionizantes, vem levantando questões controvertidas e polêmicas quanto à utilização do ultra-som na medicina. Embora não existam resultados comprobatórios, a proteção radiológica avança no sentido de se definir variáveis que, quando controladas, permitam atingir um nível mínimo de

segurança durante a utilização desse método de diagnóstico por imagens.

Este capítulo discute alguns aspectos de segurança envolvidos nos exames de USD. Primeiramente, uma abordagem sobre os principais efeitos biológicos decorrentes da interação do ultra-som com o tecido é realizada. A seguir, a proteção radiológica é enfocada no âmbito global, buscando subsídios ao entendimento acerca da definição de variáveis dosimétricas, utilizadas como indicadores biofísicos. Embasados na proteção radiológica, posteriormente são descritos alguns procedimentos de segurança envolvidos em aplicações específicas, além de procedimentos gerais de segurança aplicáveis à USD em geral.

## 5.1 EFEITOS BIOLÓGICOS

Ao atravessar o tecido biológico, o ultra-som desencadeia dois efeitos distintos: elevação de temperatura e cavitação acústica, ambos decorrentes de transformações físicas internas sofridas pelo tecido quando em presença do fenômeno ondulatório.

### 5.1.1 Elevação de Temperatura

As elevações de temperatura no corpo humano podem estar associadas a dois fatores: febre e hipertermia<sup>41</sup> (Barnett *et al.*, 1994). A diferença básica entre esses dois fatores é que a febre é resultado de um mecanismo de termoregulação, provocando uma elevação da temperatura normal do corpo humano, enquanto a hipertermia pode ser proveniente de uma exposição prolongada a fontes geradoras de calor. A febre age como

---

<sup>41</sup> Excessiva elevação de temperatura no organismo.

uma reação adaptativa a infecções virais ou bacteriais, sendo eficiente porque muitos agentes infecciosos não podem suportar certas elevações de temperatura. Ela é provocada pela produção de uma substância conhecida como pirogênio, liberada pelos leucócitos, alterando o termostato natural do corpo e causando uma elevação da temperatura. A hipertermia, por ser um processo externo, não leva à produção dessa substância, mas quando a temperatura excede um certo nível limite pode induzir o choque de proteínas (Barnett *et al.*, 1994). A Tabela 5-1 mostra a temperatura normal média de alguns mamíferos.

Tabela 5-1 - Temperatura média de alguns mamíferos (Barnett *et al.*, 1994)

Espécie	Temperatura °C
Humano	37,0
Macaco	38,0
Rato	38,5
Cachorro	39,0
Coelho	39,5
Bode	40,0

Em contraste com a hipertermia induzida, a absorção da energia ultrassônica conduz a um relativamente rápido aumento de temperatura nas imediações atravessadas pelo feixe. Essa absorção, que aquece rapidamente a região de incidência, pode ser suficientemente rápida para que os possíveis mecanismos de termo-proteção desencadeados pelo choque de proteínas não entrem em ação. Tais mecanismos necessitam de alguns minutos de exposição a elevadas temperaturas (15 minutos acima de 42°C) para que sejam ativados (Walsh *et al.*, 1987 *apud* Barnett *et al.*, 1994). No ser humano, a reação devido ao aumento de temperatura até 40,5°C é reversível (Barnett *et al.*, 1994). As alterações fisiológicas resultantes variam para organismos diferentes, mas em geral são como mostradas na Tabela 5-2.

A manutenção de temperaturas acima de 41,5°C oferece um baixo grau



de compatibilidade com a vida. Longos períodos de exposição acima de 42°C podem reduzir a taxa de sobrevivência celular, onde a magnitude do efeito varia com a duração da exposição. As células são mais sensíveis ao calor durante a mitose e, portanto, caso esse processo em neurônios seja acompanhado por um aumento transiente de temperatura durante o desenvolvimento embrionário, o déficit neural resultante pode não ser restaurado, embora o feto mantenha seu desenvolvimento e pareça morfológicamente normal (Edwards *et al.*, 1974 *apud* Barnett *et al.*, 1994). Em temperaturas acima de 45°C as proteínas perdem sua estrutura terciária e as enzimas não são mais capazes de realizar reações químicas vitais, culminando na morte celular. Estudos comprovam que elevações de temperatura excedendo a 6°C resultam em morte celular e que elevações menores podem causar efeitos biológicos significativos (Barnett *et al.*, 1994). No caso de embriões e fetos, esses efeitos dependem do estágio de desenvolvimento em que se encontram e do nível e duração da elevação. De modo geral a fase embrionária é mais suscetível a seqüelas biológicas do que a fase fetal (Barnett *et al.*, 1994).

Tabela 5-2 - Reações reversíveis associadas à elevação da temperatura (Barnett *et al.*, 1994)

Parâmetro	Resposta
Metabolismo	Aumento de 7% para cada 0,5°C
Pele	Vasodilatação, aumento da sudorese
Coração	Aumento da frequência cardíaca
Intestino	Vasoconstrição
Cérebro	Maior susceptibilidade a crises epilépticas

Durante um exame de ultra-som diagnóstico, os tecidos atravessados pelo feixe ultra-sônico são bombardeados por picos localizados de energia, sendo que a magnitude do aquecimento resultante da absorção dessa energia depende tanto de suas propriedades acústicas quanto biológicas. Estruturas ósseas, dentes e lentes ópticas apresentam elevados coeficientes de absorção acústica e, conseqüentemente, são mais

aquecidos que os demais tecidos (Barnett *et al.*, 1994). Estudos realizados em tecidos desprovidos de perfusão sanguínea mostram que alguns equipamentos utilizados para diagnóstico Doppler apresentam um potencial de produção de elevação de temperatura biologicamente significativa, especialmente nas interfaces entre estrutura óssea e tecido macio (WFUMB, 1992 *apud* Barnett *et al.*, 1994).

Vários estudos são realizados com o propósito de quantificar a elevação de temperatura produzida pelo ultra-som diagnóstico nos tecidos biológicos, mas esses cálculos são dificultados por dois fatores significantes:

- Os equipamentos de ultra-som diagnóstico são bastante diversificados, podendo variar quanto ao tamanho e formato dos transdutores, número e configuração dos elementos ativos responsáveis pela emissão ultra-sônica, frequência, modo de operação, incluindo frequência de repetição de pulso, leitura ultra-sônica e focalização dinâmica (AIUMBC, 1988).
- O meio de propagação é diversificado, já que consiste de uma parte específica do corpo do paciente que está sendo exposta à radiação ultra-sônica. Além disso, os vários tipos de tecidos no caminho do feixe têm características acústicas particulares (AIUMBC, 1988).

Não se sabe qual é o parâmetro biológico mais relevante quanto a produção de efeitos adversos (valor absoluto  $\times$  elevação) e, por isso, não existe ainda um consenso claro sobre a questão, onde a unanimidade é de se evitar temperaturas acima de 38,5°C. A influência de possíveis fatores potenciais devem ser considerados e cuidados especiais devem ser tomados durante exames de gestantes febris (Barnett *et al.*, 1994). Os efeitos biológicos diretos decorrentes do aquecimento de pequenas áreas

em curtos intervalos de tempo necessitam de maiores estudos experimentais até que resultados mais objetivos possam ser obtidos (Barnett *et al.*, 1994).

### 5.1.2 Cavitação Acústica

A cavitação acústica é definida como sendo a formação ou atividade de gás ou vapor em um meio exposto ao campo ultra-sônico (ter Haar, 1986 *apud* Barnett *et al.*, 1994), descrevendo as interações desse campo com os corpos gasosos presentes no meio de propagação. Uma condição necessária para que ocorra a cavitação é a preexistência de regiões dotadas de pequenos núcleos gasosos estáveis (AIUMBC, 1988). As pesquisas realizadas até hoje apontam para a confirmação da presença de tais núcleos gasosos nos tecidos dos mamíferos, mas muito pouco é conhecido sobre sua localização, condições nas quais ocorrem ou mesmo propriedades físicas como, por exemplo, tamanho, composição química ou propriedades elásticas dos materiais nos quais esses se estabilizam. Um conjunto considerável de incertezas dão ao fenômeno da cavitação um caráter aleatório, sendo possível encontrar disparidades quanto aos resultados sobre efeitos biológicos (AIUMBC, 1988).

Quando expostos a campos ultra-sônicos de pequena amplitude, os corpos gasosos oscilam similarmente a sistemas mecânicos lineares ressonantes. O diâmetro dos corpos gasosos, para o qual ocorre a ressonância em frequências típicas, é da ordem de micrômetros. Ainda com relação ao diâmetro de ressonância, corpos gasosos de diâmetros ligeiramente inferiores podem crescer sob influência do campo ultra-sônico em um processo conhecido por difusão retificada (AIUMBC, 1988). A oscilação causada por um campo ultra-sônico de baixa frequência e pequena amplitude faz com que os corpos gasosos se expandam e se contraiam linearmente com uma relação inversa entre pressão e volume. A magnitude das oscilações depende da

amplitude de pressão acústica e, para valores fixos de pressão e frequência, depende também do tamanho dos corpos gasosos, sendo atingido o valor máximo na condição de ressonância (AIUMBC, 1988).

Esse tipo de cavitação, também conhecida como cavitação estável, é caracterizada por oscilações contínuas dos corpos gasosos em resposta à alternância das pressões positivas e negativas do campo ultra-sônico (Barnett *et al.*, 1994). Nessa condição, o raio desses corpos gasosos varia em torno de um valor de equilíbrio, desencadeando um processo localizado de fadiga no líquido que os envolve e produzindo um movimento de fluido chamado de microcorrenteza (Barnett *et al.*, 1994). Esse movimento pode causar deformações nas membranas das estruturas celulares próximas, podendo levar ao rompimento de corpos citoplasmáticos. A força média temporal aplicada à membrana, bem como a velocidade média da correnteza citoplasmática induzida, estão diretamente associadas à intensidade média temporal (AIUMBC, 1988). Embora a não linearidade das oscilações deva ser considerada, a intensidade média temporal melhor caracteriza a ocorrência da cavitação estável (AIUMBC, 1988).

Em situações onde a pressão acústica é da ordem de 1 ATM ou maior, as oscilações dos corpos gasosos assumem características altamente não lineares (AIUMBC, 1988). Para a apropriada combinação de parâmetros como amplitude de pressão, frequência e tamanho, os corpos gasosos podem se expandir e entrar em colapso violentamente. Isso pode ocorrer durante o período de um ou mais ciclos, dependendo da pressão acústica aplicada e das propriedades intrínsecas do meio de propagação. Nesse tipo de cavitação, conhecida como inercial ou transiente, as pressões nas cavidades gasosas podem atingir milhares de atmosferas, conduzindo a um processo

de choque ondulatório e à fadiga mecânica (Barnett *et al.*, 1994). Durante esse período, as temperaturas da ordem de milhares de graus Celsius atingidas pelos gases dão origem a uma grande variedade de substâncias químicas, onde algumas dessas substâncias são potencialmente tóxicas. Deve ser ressaltado que essas condições produzidas são altamente localizadas, restritas a regiões da ordem de  $1 \mu\text{m}^3$  (Barnett *et al.*, 1994).

O processo de cavitação inercial pode ser produzido por pulsos de duração da ordem de microsegundos, similares àqueles gerados por equipamentos para diagnóstico. No entanto, as exigências quanto à magnitude das pressões acústicas e da existência de regiões onde estejam presentes corpos gasosos de diâmetro apropriado para o início do processo são mais severas para exposições pulsadas que contínuas (AIUMBC, 1988). É pouco provável que esses pequenos pulsos possam causar cavitação estável, haja vista que os corpos gasosos devem se comportar como osciladores não lineares. No entanto, alguns equipamentos de Doppler pulsado apresentam amplitudes de pressão suficientemente altas, aliadas a períodos e taxas de repetição de pulso capazes de manter oscilações estáveis de alta amplitude em corpos gasosos de diâmetros incompatíveis com o processo de colapso inercial (Barnett *et al.*, 1994).

Supondo a existência de corpos gasosos propícios, os limites de intensidade para a ocorrência da cavitação inercial ou transiente mediante aplicação de pulsos da ordem de microsegundos variam de 1 a  $10 \text{ W/cm}^2$  (Carstensen & Flynn, 1982 *apud* AIUMBC, 1988). A ocorrência da cavitação inercial está mais diretamente ligada à intensidade do pulso do que à intensidade média temporal e, por isso, caso a amplitude de pressão exceda o valor limite, o fenômeno pode ocorrer mesmo com baixas taxas de repetição de pulso. Portanto, mesmo para intensidades médias temporais mais elevadas,

a cavitação inercial não é iniciada se as amplitudes de pressão forem mantidas abaixo do valor limite (AIUMBC, 1988).

As evidências claras de efeitos destrutivos a nível celular indicam nitidamente a vulnerabilidade do tecido humano aos efeitos da cavitação quando exposto a irradiações ultra-sônicas onde os limites acústicos são atingidos. A dificuldade na identificação dos efeitos da cavitação nos mamíferos reside no fato de que, para exposições semelhantes, os efeitos térmicos freqüentemente mascaram os efeitos cavitacionais (Barnett *et al.*, 1994).

## 5.2 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A dosimetria, que antigamente era restrita aos estudos sobre radiação ionizante, evoluiu no sentido das aplicações universais, sendo utilizada atualmente na formulação de estratégias de proteção radiológica concernentes ao eletromagnetismo, óptica e som (IRPA, 1983 *apud* FDA, 1985). Nesse contexto situa-se a proteção radiológica no campo da ultra-sonografia, buscando a definição de variáveis que possam ser manipuladas visando a criação de indicadores de segurança, os quais devem ser utilizados na monitoração da probabilidade de ocorrência de efeitos biológicos adversos.

### 5.2.1 Definição das Variáveis

No tocante à proteção radiológica acústica, mais precisamente o ultra-som médico, é conveniente definir algumas variáveis que podem ser classificadas dentre três categorias distintas (FDA, 1985):

1. Variáveis radiométricas: utilizadas na descrição de características físicas do campo ultra-sônico. Incluem termos utilizados na

especificação dos parâmetros livres de campo do equipamento. Devem ser suficientemente consistentes para considerar, em suas definições, a complexidade das formas de onda espaciais e temporais presentes no ultra-som médico. Pressão acústica, ciclo de trabalho, intensidade, distância focal, campo distante, frequência de repetição de pulso (FRP), intensidade média espacial, entre outros, são exemplos de variáveis radiométricas;

2. Coeficientes de interação: utilizados na avaliação da interação do campo ultra-sônico com o tecido biológico. Geralmente dependem de propriedades como compressibilidade e densidade. Mais precisamente quanto ao fenômeno ondulatório ultra-som, a atenuação, absorção e dispersão descrevem as interações internas aos tecidos, enquanto a reflexão e refração caracterizam as interações nas interfaces;
3. Variáveis dosimétricas: utilizadas na caracterização adequada da exposição de material biológico à radiação não-ionizante. Geralmente incluem parâmetros como dose absorvida, expressa em unidades de energia por unidade de massa (W/kg), podendo incluir parâmetros específicos intrínsecos à exposição como, por exemplo, a intensidade *in situ*.

A premissa básica da proteção radiológica é a necessidade de desenvolvimento de indicadores de risco através da quantificação dos agentes nocivos e suas interações com o tecido biológico. Conceitualmente, a dosimetria envolve o estudo da transformação de variáveis radiométricas em dosimétricas sob a influência dos coeficientes de interação, o que propicia a criação dos indicadores de risco (FDA, 1985),

conforme ilustra a Figura 5-1.

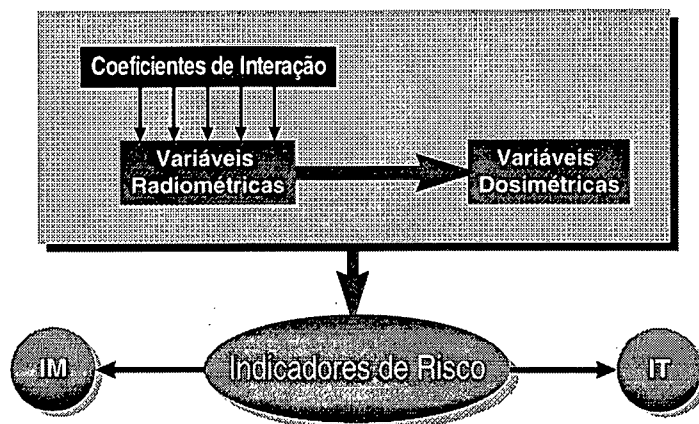


Figura 5-1 - Representação conceitual da proteção radiológica

A avaliação dos riscos é realizada conhecendo-se o efeito biológico associado à determinada variável dosimétrica. Essa relação também pode ser definida utilizando-se o conceito de transformação, embora seja mais complexo, uma vez que deve ser considerado o estado inicial do organismo bem como qualquer processo reparatório ou homeostático que possa ser estimulado pela radiação. Geralmente as alterações biológicas induzidas são separadas por uma longa cadeia de processos físicos, químicos, bioquímicos e fisiológicos. No entanto, uma ampla faixa de respostas biológicas podem ser classificadas para os propósitos de proteção radiológica em quatro categorias de efeitos: ausentes, funcionais retardados, funcionais-imediatos morfológicos-retardados e morfológicos imediatos (Sarvazyan, 1983 *apud* FDA, 1985).

A escolha da unidade dosimétrica adequada é o obstáculo mais difícil a ser enfrentado pelos profissionais responsáveis pelo desenvolvimento de procedimentos relativos à proteção radiológica (FDA, 1985). Uma publicação do Comitê Internacional de Radiações Não-ionizantes expressa a importância de tal tarefa através da seguinte afirmação (IRPA, 1983 *apud* FDA, 1985):



*A descrição quantitativa de uma exposição à radiação, para propósitos de formulação de procedimentos padrão de proteção, exige a utilização de variáveis adequadas, onde 'adequadas' significam, em primeiro lugar, que essas variáveis devem representar, no melhor possível, os processos físicos que estejam intimamente relacionados aos efeitos biológicos da radiação. Uma questão importante no tocante à radiação não-ionizante é se essas variáveis podem ser simplesmente relacionadas ao total de energia fornecida ao tecido, tal como no caso da radiação ionizante, ou se outras variáveis, tais como intensidade de campo, são mais adequadas.*

Sendo o ultra-som um agente físico, qualquer parâmetro descritivo acerca da fadiga mecânica, deformação ou movimento pode ser considerado uma variável dosimétrica. Assim, variáveis como pressão, tensão, fadiga de torção, expansão, compressão, velocidade e aceleração, bem como a combinação desses parâmetros, como, por exemplo, intensidade, que é o produto vetorial entre pressão e velocidade, podem ser enquadradas como dosimétricas.

Na formulação de procedimentos relativos à proteção radiológica aplicada ao ultra-som, uma variável dosimétrica apropriada é a intensidade *in situ*, onde sua escolha é justificada por três considerações:

- a maioria das variáveis radiométricas é expressa por intensidades;
- pode ser estimada utilizando-se a literatura sobre coeficientes de atenuação nos tecidos;
- pode ser correlacionada à teoria da mecânica sobre interação dos tecidos, responsável por alguns efeitos biológicos já observados.

A manipulação da intensidade *in situ* propicia a formulação de bases concretas acerca da estimativa da probabilidade de cavitação acústica no tecido. Já na

quantificação de efeitos térmicos, a dose absorvida melhor caracterizaria a estimativa de elevação de temperatura mas, infelizmente, não é possível se determinar tal variável em exposições ultra-sônicas (FDA, 1985). À medida que as pesquisas e os métodos de medição avançam, mais informações são adicionadas às atuais, tornando possível a adoção de novos parâmetros dosimétricos. Um exemplo disso é a utilização dos indicadores biofísicos IT e IM.

### 5.2.2 Indicadores Biofísicos

Nos últimos anos tem-se dado uma maior ênfase à maneira como são apresentadas as informações sobre exposição ao ultra-som. Nesse contexto, indicadores biofísicos estão sendo utilizados com o propósito de fornecer informações mais representativas sobre a segurança dos pacientes. Os mecanismos biofísicos, referentes à passagem do feixe ultra-sônico em tecidos que têm recebido mais atenção são o aquecimento e a cavitação. Dessa forma, dois tipos de indicadores foram desenvolvidos visando a monitoração desses dois mecanismos, sendo eles respectivamente o índice térmico (IT) e o índice mecânico (IM) (ECURS, 1996d), ficando a cargo do operador do equipamento a avaliação sobre a segurança do procedimento diagnóstico.

Os sistemas que utilizam os indicadores biofísicos são descritos com mais detalhes pelo Instituto Americano de Ultra-som em Medicina (AIUM) em um documento conhecido como *Output Display Standard*, comumente chamado de ODS. Esse documento apresenta as equações particulares para os cálculos dos índices térmico e mecânico (AIUM/NEMA, 1992).

A princípio, a utilização desses indicadores deveria fornecer aos operadores maiores condições de avaliação dos aspectos relativos à segurança com um razoável grau de precisão, mas alguns fatores tornam a análise complexa. A validade das

suposições acerca dos cálculos realizados na previsão de efeitos relativos à temperatura necessita ser melhor explorada. As evidências experimentais de danos mecânicos nos tecidos macios ocasionados por equipamentos de ultra-som diagnóstico não são satisfatórias, não sendo possível, ainda, a atribuição de um valor particular de IM a um efeito biológico específico, com uma possível exceção quanto à hemorragia pulmonar (ECURS, 1996d). Como a validade dos indicadores ainda é questionável, os operadores dos equipamentos devem considerar em suas avaliações sobre segurança, as limitações implícitas na elaboração dos mesmos.

Os modelos de tecidos empregados nos cálculos são bastante simplificados, apresentando um coeficiente de atenuação de 0,3 dB/cm/MHz. No cálculo específico do índice térmico de tecidos ósseos (ITO), supõe-se ainda uma superfície bastante absorvente perpendicular ao feixe ultra-sônico (ECURS, 1996d), sendo, portanto, uma aproximação que não reflete a real complexidade dos tecidos mas que evita que os parâmetros térmicos e cavitacionais sejam subestimados.

A seleção do índice a ser mostrado na tela do equipamento depende de um conhecimento prévio por parte do operador quanto ao grau de dominância referente aos índices biofísicos em cada aplicação particular. Em aplicações no modo B, onde os mecanismos cavitacionais são mais relevantes, apenas o valor de IM é mostrado. Já no caso das modalidades Doppler pulsado, M e Doppler colorido, onde os mecanismos térmicos se mostram mais significativos, só o valor de IT é mostrado. Nesses modos, a seleção entre as três alternativas de índices térmicos depende do tipo de exame a que se submete o paciente. Como já descrito anteriormente, o potencial de aquecimento de estruturas ósseas é bem maior que o de tecidos macios e, por isso, o valor de ITO será sempre superior com relação ao ITM mas, em aplicações onde a região óssea é exposta

incidentalmente (exames mamários e oftalmológicos), a seleção de ITM é mais adequada, haja vista que esses são exames essencialmente de tecido macio (ECURS, 1996d). De acordo com o ODS, os valores de IT/IM superiores a 0,4 devem ser mostrados sempre que, para determinadas condições de operação do equipamento, esses possam exceder a 1,0 (AIUM/NEMA, 1992).

### 5.2.2.1 Índices Térmicos

Os valores dos índices térmicos auxiliam os operadores na avaliação do potencial de aquecimento dos tecidos enquanto submetidos à exploração ultra-sônica sob condições particulares de configuração do equipamento. Esses índices são definidos como sendo a razão entre a potência acústica emitida e a potência necessária para elevar a temperatura de um tecido específico em 1°C, permitindo que o equilíbrio térmico seja estabelecido (NCRP, 1992 *apud* ECURS, 1996d). Por se tratar de uma razão de potências, esses índices podem, em um primeiro momento, serem considerados como adimensionais, mas algumas modificações nas equações envolvidas no cálculo dos mesmos permitiram que fossem caracterizados como uma estimativa localizada de pior caso no que se refere à elevação de temperatura, sendo expressos em graus Celsius (ECURS, 1996d).

Os modelos de índices térmicos são subdivididos em três categorias distintas (ECURS, 1996d):

- ITM (Índice Térmico de tecidos Macios): utilizado no cálculo do aquecimento de tecidos macios;
- ITO (Índice Térmico de tecidos Ósseos): utilizados quando estruturas ósseas se encontram próximas ao foco do feixe;

- ITT (Índice Térmico Transcraniano): utilizado em aplicações transcranianas, onde ocorre o aquecimento de estruturas ósseas próximas ao transdutor.

Em cada caso as equações utilizadas consideram três fatores primordiais:

- O potencial do feixe aquecer o tecido: é o ponto central da definição do índice térmico, sendo dependente da potência acústica total (ECURS, 1996d);
- A energia absorvida pelo tecido: é calculada assumindo-se um valor de absorção proporcional à frequência para o tecido. Para regiões ósseas, é suposto que uma fração constante dessa energia seja absorvida independentemente da frequência de operação (ECURS, 1996d);
- A perda de calor do tecido: depende de suas propriedades térmicas e da largura do feixe (ECURS, 1996d).

Basicamente, o ITM pode ser definido pela Equação 5-1, onde a constante  $k_1$  engloba as suposições já descritas anteriormente. No cálculo de ITO, o modo de cálculo é o mesmo, excetuando-se que nesse índice não existe dependência da frequência de operação, como indicado na Equação 5-2. O cálculo de ITT é análogo ao de ITM, diferindo apenas no valor da constante utilizada (ECURS, 1996d).

$$ITM = W \cdot f \cdot k_1 \quad \text{Equação 5-1}$$

$$ITO = W \cdot k_2 \quad \text{Equação 5-2}$$

Uma aplicação prática dos índices é na previsão da região onde ocorre a maior elevação de temperatura. Na maioria dos casos essa elevação é verificada nos

tecidos localizados nas imediações do transdutor e, por isso, o valor apresentado de IT, nessas condições, representa a elevação de temperatura nessa região e não daquela na qual se pretende obter imagens. Nos equipamentos de modo M e Doppler pulsado, a maior elevação de temperatura geralmente ocorre dentro dos ossos próximos ao foco. Essa situação também é verdadeira para tecidos macios submetidos a feixes ultra-sônicos provenientes de grandes transdutores (ECURS, 1996d).

### 5.2.2.2 Índice Mecânico

O índice mecânico IM propicia aos operadores de equipamentos, condições de avaliação dos possíveis mecanismos cavitacionais experimentados pelos tecidos enquanto submetidos à exploração ultra-sônica sob condições particulares de operação. Esse índice é calculado através da relação entre os valores de pico de pressão negativa medidos na água (atenuado por um coeficiente de 0,3 dB/cm/MHz) e a raiz quadrada da frequência de operação (ECURS, 1996d), como sugere a Equação 5-3.

$$IM = \frac{\bar{p}}{\sqrt{f}}$$

Equação 5-3

O valor de IM é diretamente proporcional à amplitude dos pulsos ultra-sônicos e, portanto, como existe um limite de pressão para o qual o processo de cavitação se inicia, esse índice fornece condições iniciais de se controlar o fenômeno a partir da monitoração direta de parâmetros que estão sob o alcance do operador. Não são considerados no cômputo desse índice, parâmetros como largura de pulso e ciclo de trabalho, os quais podem influir inversamente no limite máximo de pressão no qual a cavitação é detectada (Barnett *et al.*, 1994).

### 5.3 PROCEDIMENTOS DE SEGURANÇA

As elevações de temperatura resultantes da exposição ultra-sônica variam de acordo com o tipo de tecido exposto. Tecidos dotados de baixas taxas de perfusão sanguínea (estruturas ósseas altamente calcificadas) são mais suscetíveis a essas elevações, uma vez que essas regiões são caracterizadas por uma maior absorção da energia ultra-sônica. Quando são consideradas as implicações térmicas de uma determinada exposição, torna-se necessário considerar não apenas a elevação de temperatura nas estruturas no caminho do feixe ultra-sônico, mas também a sensibilidade dessas estruturas quanto à ocorrência de efeitos indesejados (ECURS, 1995). A seguir, são descritos alguns procedimentos de segurança relativos a algumas aplicações particulares, além de procedimentos gerais comuns a todas as aplicações.

#### 5.3.1 Gerais

Alguns procedimentos gerais de segurança devem ser obedecidos para quaisquer tipos de equipamentos e exames. A seguir, são descritos alguns desses procedimentos, subdivididos em grupos específicos.

##### 5.3.1.1 Instalação

A observação de alguns cuidados na instalação do equipamento pode reduzir, ou mesmo eliminar, pequenos problemas decorrentes de ações indevidas (GE, 1993):

- O operador deve certificar-se sobre todas as conexões elétricas. Caso plugues adaptadores (3 / 2 pinos) estiverem sendo utilizados, deve-se verificar se o aterramento do equipamento está corretamente ligado;

- O equipamento não deve ser instalado em lugares próximos a fontes geradoras de calor nem expostos à umidade excessiva ou a produtos químicos, devendo ser instalado em uma superfície plana e livre de vibrações;
- Outros equipamentos, localizados nas imediações, que produzam altas tensões ou irradie energia eletromagnética podem causar interferência na operação sendo, portanto, aconselhável evitar-se tal situação;
- A operação ou conexão simultânea com outros equipamentos pode resultar em erros de diagnóstico ou riscos ao paciente e operador, devendo ser evitada;
- As rodas frontais do equipamento devem ser travadas, mantendo-o sempre imobilizado.

### 5.3.1.2 Ambiente

O ambiente no qual será instalado o equipamento deve ser propício a seu bom funcionamento, o que significa que a umidade e temperatura devem ser mantidas dentro da tolerância especificada pelo fabricante. A Tabela 5-3, a seguir, exemplifica as faixas limite para o RT-4600, da GE.

Tabela 5-3 - Faixas de operação do RT-4600 da GE: temperatura, umidade e pressão (GE, 1993)

Temperatura ambiente	10 a 40°C
Umidade relativa	30 a 85%
Pressão atmosférica	700 a 1060 mm Hg

O equipamento não deve ser submetido a variações súbitas de temperatura e umidade, o que pode ocasionar a condensação, provocando falhas em sua



operação.

### 5.3.1.3 Manuseio dos Transdutores

O transdutor é a parte mais requisitada do aparelho e, por isso, alguns cuidados devem ser tomados em sua utilização (GE, 1993):

- Deve-se evitar qualquer tipo de choque mecânico;
- Os cabos não devem ser puxados ou dobrados excessivamente. Isso pode causar o rompimento das conexões internas e, conseqüentemente, a degradação da imagem adquirida;
- Após sua utilização, deve-se remover os resíduos de gel na superfície do transdutor. Caso necessário, deve-se limpar a superfície do transdutor com um pano umedecido em água morna;
- Os fabricantes especificam as regiões do transdutor que podem entrar em contato direto com água. Essas recomendações devem ser rigidamente observadas, visando a garantia da segurança elétrica e o bom funcionamento deste;
- Na presença de qualquer defeito, o transdutor deve ser colocado fora de operação imediatamente;
- O processo de esterilização ou desinfecção deve ser realizado conforme as recomendações do fabricante, evitando-se métodos de fervura ou mesmo a utilização de autoclave<sup>42</sup>. Esses métodos provocam danos ao transdutor.

---

<sup>42</sup> Aparato para esterilização que utiliza vapor superaquecido sob alta pressão.

### 5.3.2 Segurança em Aplicações Doppler Pulsado

No que se refere aos efeitos térmicos provenientes da utilização da técnica Doppler pulsado, alguns procedimentos de segurança devem ser observados:

- Para cada novo exame deve-se ajustar, quando possível, a potência de saída no mínimo e o ganho do receptor ao máximo, atingindo-se o ponto ótimo durante a realização do exame;
- Manter os tempos de exposição e níveis de potência no mínimo consistente à boa qualidade do exame, avaliando a região de exploração utilizando-se o modo B. Quando possível, ajustar a janela Doppler utilizando ainda a imagem bidimensional de modo B antes de acionar o feixe ultra-sônico Doppler (ECURS, 1995);
- O operador deve saber se o equipamento continua emitindo potência acústica mesmo quando a imagem é congelada. Em caso afirmativo, a sonda ou transdutor deve ser removida do paciente quando da avaliação de tais imagens por parte do ultra-sonografista durante o exame. Antes da reutilização do transdutor, sua temperatura deve ser verificada, uma vez que alguns transdutores apresentam características de superaquecimento intoleráveis quando operam em contato com o ar (ECURS, 1995);
- Em aplicações onde estruturas ósseas estejam presentes dentro do campo ultra-sônico, cuidados especiais devem ser tomados visando a monitoração da elevação de temperatura, uma vez que o rápido aquecimento pode ocasionar efeitos biológicos adversos (ECURS, 1995). O paciente deve ser encorajado a relatar qualquer mal-estar

proveniente do aquecimento ósseo;

- Em aplicações pediátricas, cuidados adicionais devem ser tomados visando-se minimizar a exposição ao Doppler pulsado, uma vez que os tecidos mais sensíveis à elevação de temperatura encontram-se muito próximos dos ossos como, por exemplo, o cérebro do neonato. Uma situação que também merece cautela é a exposição ao Doppler pulsado, das imediações da epífise<sup>43</sup> em fase de desenvolvimento (ECURS, 1995);
- Para aplicações obstétricas, tendo em vista a possibilidade de uma elevação significativa de temperatura nos tecidos que se encontram no caminho do feixe ultra-sônico, exames de rotina utilizando-se a técnica Doppler pulsado não são considerados prudentes, principalmente no primeiro trimestre. Exames onde os objetos de investigação sejam, por exemplo, os vasos da parede uterina e, portanto, não implicam em irradiação ultra-sônica direta ao embrião, podem ser executados sem maiores problemas. As últimas pesquisas apontam para fortes evidências acerca da ocorrência de aquecimentos localizados à medida que a gravidez avança do segundo para o terceiro trimestre, uma vez que essa etapa é caracterizada pela mineralização da estrutura óssea do feto, o que aumenta sua absorção acústica (ECURS, 1995).

---

<sup>43</sup> Estrutura óssea que se ossifica separadamente, tornando-se posteriormente parte da estrutura principal.

Quanto aos mecanismos cavitacionais de produção de efeitos biológicos, por serem essencialmente dependentes da amplitude de pressão do pulso ultra-sônico, devem ser monitorados através do índice mecânico (IM), já discutido anteriormente, e do conhecimento prévio do ultra-sonografista acerca da ocorrência de tais efeitos.

### *5.3.3 Segurança em Ultra-sonografia Transvaginal*

Essa modalidade de ultra-sonografia consiste na introdução da sonda (transdutor) dentro da vagina. Tem por objetivo a visualização dos órgãos pélvicos e estruturas próximas, minimizando a interação com o tecido macio e estruturas intestinais, que normalmente fazem parte do caminho do ultra-som em explorações abdominais (ECURS, 1994b). Ao contrário da ultra-sonografia abdominal, esse tipo de exame não requer que a bexiga esteja cheia. Técnicas como modo B, mapeamento de fluxo colorido e doppler pulsado são comumente utilizadas, propiciando ao ultra-sonografista um leque de ferramentas poderoso no que se refere ao diagnóstico.

Nesse tipo de aplicação, a distância envolvida na transmissão e recepção do ultra-som é bem menor do que aquela associada a aplicações abdominais, o que permite a utilização de uma potência acústica inferior, além de frequências mais elevadas, resultando em uma melhor resolução de imagem. Além disso, os transdutores empregados nesse tipo de exame produzem feixes ultra-sônicos mais estreitos (devido ao formato do transdutor) que, adicionado aos recursos de focalização dinâmica<sup>44</sup>, propiciam uma sensível melhoria na visualização do campo próximo e uma conseqüente melhora na resolução lateral e axial (ECURS, 1994b). Quanto à segurança, isso se

---

<sup>44</sup> Recurso que permite variar a profundidade de foco do equipamento.

traduz em um tempo menor do exame e, conseqüentemente, uma exposição menor.

As informações disponíveis até o momento quanto à potência acústica de saída de equipamentos comerciais e aos cálculos de exposição para embriões não mostram nenhuma contra-indicação da ultra-sonografia transvaginal quando clinicamente indicada. No entanto, para exames no início da gravidez (primeiro trimestre), a falta de estudos mais detalhados sobre a exposição ao ultra-som sugere que esse tipo de exame seja realizado em situações onde, comprovadamente, haja algum benefício para a mãe ou para o feto, devendo o nível de intensidade de potência acústica ser mantido o mais baixo possível (ECURS, 1994b).

Os níveis de exposição e intensidades inerentes aos sistemas Doppler pulsado são geralmente maiores que aquelas encontradas no equipamentos de modo B, ficando os sistemas de codificação colorida de fluxo em uma posição intermediária. Tendo em vista a possibilidade de ocorrência de uma significativa elevação de temperatura no útero, os exames de rotina envolvendo técnicas doppler pulsado e de codificação colorida de fluxo não são aconselháveis, uma vez que a fase embrionária constitui a etapa de desenvolvimento de maior vulnerabilidade biológica (ECURS, 1994b).

A sonda (transdutor) deve ser coberta por um revestimento asséptico descartável e sua introdução não deve provocar dor ou trauma, devendo estar segura quanto aos aspectos de segurança elétrica. Em alguns casos, quando o transdutor, por exemplo, sofre algum tipo de choque mecânico (quedas, pancadas, etc) ou o encapsulamento apresenta rachaduras ou aberturas indesejáveis, a segurança elétrica pode ser comprometida, devendo ser devidamente checado antes de sua utilização. Outro efeito que o ultra-sonografista deve sempre estar atento é o do superaquecimento

do transdutor (ECURS, 1994b), o que pode causar sérios danos ao feto caso o limite de elevação de temperatura seja ultrapassado (Barnett *et al.*, 1994).

#### 5.3.4 Segurança em Aplicações Doppler Colorido

Os equipamentos Doppler com codificação colorida de fluxo (comumente denominados Doppler colorido), ao contrário da técnica Doppler pulsado convencional, só operam simultaneamente com o modo B e sua energia acústica emitida não é concentrada a uma superfície pequena, sendo espalhada em uma área maior, o que reduz as intensidades médias temporais. Os níveis de intensidade dos sistemas Doppler colorido são comparáveis aos dos sistemas de modo M, não apresentando, assim, efeitos adversos sob o ponto de vista térmico (ECURS, 1996a). No entanto, as amplitudes de pressão, na média, são ligeiramente superiores que em outros modos de diagnóstico e, por isso, devem ser consideradas na avaliação de mecanismos cavitacionais (Duck & Martin, 1991). Portanto, quando da utilização de pressões de amplitudes mais elevadas, é importante avaliar, além dos mecanismos cavitacionais intrínsecos, a existência de agentes que aumentam a probabilidade de ocorrência de tais efeitos, tais como substâncias de contraste (ECURS, 1996a).

Os exames de mapeamento de fluxo geralmente são sucedidos por avaliações de análise espectral Doppler pulsado que, mesmo realizadas através do congelamento de imagens no modo B, implicam em um acréscimo considerável da energia que penetra o corpo (ECURS, 1996a). Portanto, nessas condições, cuidados devem ser tomados visando-se prevenir a ocorrência de efeitos térmicos.

## **Capítulo 6 - A Pesquisa de Campo**

---

---

## 6. A PESQUISA DE CAMPO

Realizada no período de outubro a novembro de 1997 e envolvendo a participação de oito clínicas privadas de ultra-sonografia situadas na cidade de Florianópolis, a pesquisa de campo teve como principal objetivo extrair informações qualitativas sobre os principais problemas operacionais enfrentados pelos ultra-sonografistas na realização dos exames, bem como levantar a potencialidade de utilização dos equipamentos atualmente presentes nessas clínicas. As oito clínicas participantes da pesquisa foram:

- A. R. Ultra-sonografia;
- Centro Mulher - Medicina Diagnóstica LTDA;
- Gama X - Centro de Imagens;
- Instituto Catarinense de Radiodiagnóstico LTDA;
- Medson - Diagnósticos Médicos LTDA;
- Sonitec - Diagnóstico Médico por Imagens;
- Ultralitho - Centro Médico;
- Ultramed - Mamografia e Ultra-sonografia.

Deve ser ressaltado que a pesquisa realizada é referente a uma amostra limitada dos profissionais envolvidos em USD na cidade de Florianópolis, não sendo, portanto, válida a extrapolação dos resultados visando-se atingir um universo mais amplo.



## 6.1 METODOLOGIA

A metodologia empregada foi a aplicação de um questionário simplificado dirigido aos ultra-sonografistas dessas clínicas contendo perguntas objetivas sobre área de atuação, tipos de exames realizados, tempo de experiência profissional, operação do equipamento, problemas operacionais mais frequentes e segurança elétrica. Foi reservado ainda um espaço para que esses profissionais pudessem se manifestar através de observações ou comentários. Juntamente com o questionário<sup>45</sup>, foi anexada uma carta com uma breve explanação sobre a pesquisa que se pretendia realizar e a importância do trabalho científico para a consolidação da engenharia clínica no estado de Santa Catarina através da atuação do GPEB-UFSC, visando motivar o ultra-sonografista a colaborar na pesquisa. A seguir, são discutidos os tópicos presentes no questionário.

### 6.1.1 *Formação Profissional e Especialidade*

Visou caracterizar o profissional envolvido nas atividades de USD, levantando um perfil parcial quanto a distribuição em classes, das diversas especialidades médicas relacionadas à ultra-sonografia.

### 6.1.2 *Exames Realizados e Transdutores Utilizados*

Nesta seção buscou-se o levantamento das atribuições, dentro de cada especialidade, sobre os exames realizados pelos ultra-sonografistas, visando a verificação da associação exame/transdutor.

---

<sup>45</sup> O modelo do questionário utilizado é apresentado em detalhes no Anexo A.

### *6.1.3 Experiência Profissional*

Teve como objetivo classificar os profissionais abordados em categorias distintas quanto ao quesito experiência profissional em USD.

### *6.1.4 Operação do Equipamento*

Objetivou analisar o mecanismo pelo qual o ultra-sonografista adquiriu os conhecimentos necessários à operação do equipamento propriamente dito. Contando com quatro possibilidades de respostas objetivas, esta seção visou também a identificação de possíveis alternativas de treinamento experimentadas por estes profissionais.

### *6.1.5 Grau de Conhecimento e Potencialidade de Utilização*

Visou investigar o domínio geral do conhecimento, por parte do operador, quanto à utilização plena de todos os recursos tecnológicos disponíveis envolvidos na operação do equipamento.

### *6.1.6 Problemas mais Freqüentes*

Esta seção do questionário teve como objetivo sintetizar as informações sobre os problemas mais freqüentes na prática diária da USD. A interpretação de tais informações permite a elaboração de um diagnóstico geral sobre a problemática, podendo servir como ponto de partida para estudos mais aprofundados e específicos referentes à interação homem/equipamento.

## 6.2 RESULTADOS

Em um universo de 22 profissionais abordados, 17 retornaram o questionário devidamente respondido, enquanto 5 não se dispuseram a colaborar na realização da pesquisa.

Os profissionais abordados encontram-se distribuídos entre três especialidades médicas: radiologia/ultra-sonografia, ginecologia/obstetrícia e urologia, conforme mostra o gráfico da Figura 6-1, realizando exames ginecológicos, obstétricos, abdominais, de partes pequenas, vasculares, oculares, urológicos e medicina interna entre outros.

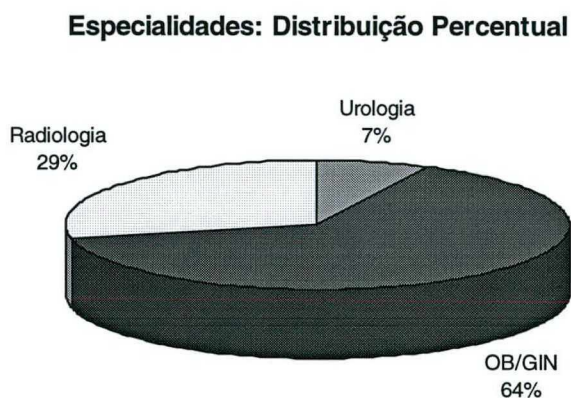


Figura 6-1 - Representação percentual das especialidades identificadas na pesquisa

No que se refere à utilização dos transdutores, os mais utilizados são os de 3,5 MHz, 5,0 MHz e 7,5 MHz, abrangendo uma fatia considerável dos procedimentos diagnósticos. Transdutores de frequências diferentes são utilizados em exames mais específicos, tais como exames de tireóide, testículos e oculares, entre outros. O gráfico da Figura 6-2 ilustra a distribuição percentual de utilização dos transdutores.

Quanto à experiência profissional, houve um equilíbrio bastante razoável

no tocante à distribuição dentro das faixas disponíveis no questionário<sup>46</sup>, evidenciando um crescimento uniforme da categoria ao longo dos anos, conforme mostra a Figura 6-3.

#### Utilização dos Transdutores Quanto à Frequência

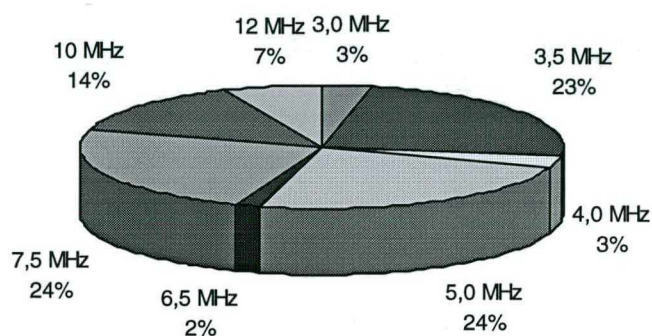


Figura 6-2 - Representação percentual da utilização dos transdutores identificados na pesquisa

#### Tempo de Experiência Profissional

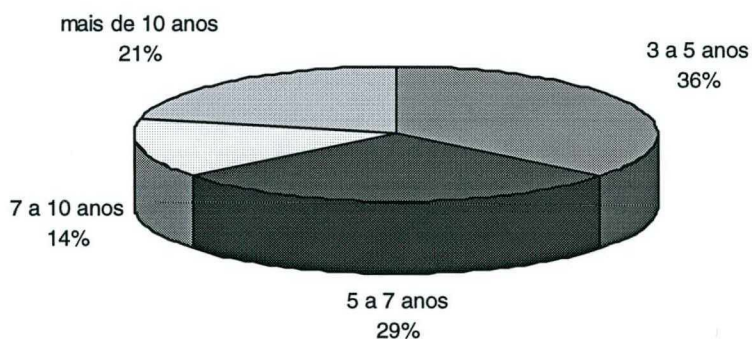


Figura 6-3 - Representação percentual do tempo de experiência profissional

Em um dos itens sobre operação do equipamento, a questão “*como aprendeu a operar o equipamento?*”, que tinha como objetivo analisar a maneira pela qual o ultra-sonografista adquiriu os conhecimentos necessários à operação do equipamento propriamente dito, foi interpretada diferentemente pelos vários profissionais. Alguns interpretaram corretamente a questão, enquanto outros pensaram se tratar da maneira pela qual aprenderam a técnica ultra-sonográfica, o que não faz

<sup>46</sup> Ver Anexo A.

parte da discussão deste trabalho. As respostas mostraram que, não consideradas as respostas equivocadas sobre o aprendizado da técnica ultra-sonográfica, a maioria dos profissionais abordados aprendeu a operar o equipamento através de cursos viabilizados pelos vendedores dos equipamentos, enquanto que uma outra parcela teve acesso ao aprendizado através de conhecimentos transmitidos por colegas de trabalho. Foi ressaltado ainda, por parte de um dos médicos abordados, que atualmente a apresentação técnica oferecida pelos vendedores é bastante deficiente no tocante à demonstração dos recursos tecnológicos e funcionalidade dos equipamentos.

Outro aspecto que merece destaque é quanto ao grau de conhecimento dos médicos sobre o equipamento, classificado pela maioria como suficiente, onde apenas 1 médico afirmou ter conhecimento total e outro afirmou conhecer insuficientemente o equipamento, conforme mostra o gráfico da Figura 6-4. No entanto, nenhum dos médicos admitiu utilizar o equipamento em sua plenitude de recursos.

#### Grau de Conhecimento sobre o Equipamento

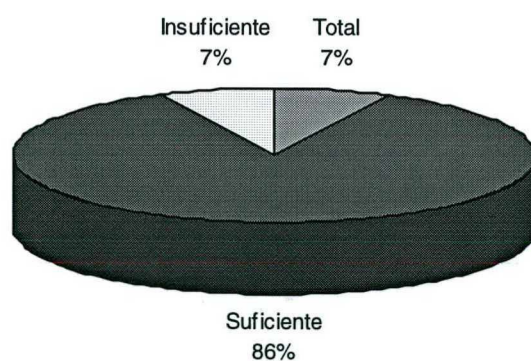


Figura 6-4 - Representação percentual do grau de conhecimento sobre o equipamento na pesquisa

Quanto aos problemas mais frequentes, os artefatos de imagem e a falta de treinamento eficiente na operação do equipamento parecem ser as principais dificuldades enfrentadas pelos ultra-sonografistas na realização dos exames. Embora outros problemas como defeitos no equipamento, interferência em outros equipamentos

e falhas de transdutores tenham sido relatados em escalas menores, estes merecem atenção, uma vez que, juntos, representam a maioria dos relatos, conforme mostra a Figura 6-5.

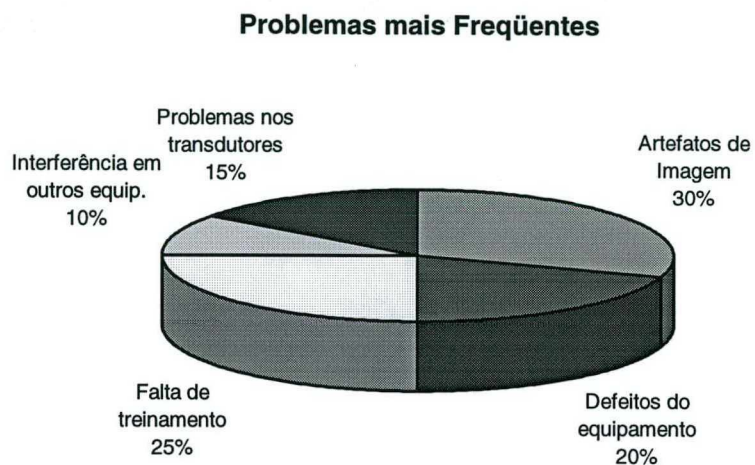


Figura 6-5 - Representação percentual dos problemas mais frequentes identificados

## **Capítulo 7 - Conclusões e Discussões**

---

---

## 7. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

Neste capítulo as conclusões e discussões pertinentes ao assunto estão divididas em seções distintas, separadas segundo a relevância do tema em relação ao contexto geral. É realizada uma análise conclusiva acerca dos mecanismos térmicos e cavitacionais, indicadores biofísicos, normalização técnica e a pesquisa de campo realizada. Por fim são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros, embasadas na sistematização cadenciada de informações contidas neste trabalho.

### 7.1 MECANISMOS TÉRMICOS E CAVITACIONAIS

Os mecanismos térmicos e cavitacionais necessitam de maiores estudos quanto a sua produção de efeitos biológicos em seres humanos. No caso da cavitação, nem a estável nem a inercial podem ser consideradas ainda como mecanismos efetivos de destruição celular em aplicações de USD, permanecendo a dúvida sobre a inocuidade total do método. As evidências colhidas ao longo dos anos através das diversas pesquisas no setor não apontam para resultados claros e objetivos sobre a ocorrência de efeitos específicos sob condições normais de utilização dos equipamentos.

Os valores de pico temporal de pressão, em alguns equipamentos de USD disponíveis no mercado, podem exceder os limites de segurança para cavitação acústica, provocando uma extravasação de células sangüíneas pulmonares, conforme experiências realizadas em animais de laboratório (AIUM, 1993b). O índice mecânico (IM) é utilizado na avaliação da probabilidade da ocorrência de efeitos biológicos adversos relacionados à cavitação, sendo um indicador mais eficiente que os valores de intensidade  $I_{SPPA}$  ou de pico de pressão de rarefação ( $p^-$ ), para efeitos biológicos não-



térmicos conhecidos do ultra-som.

Os limites nos quais são observados a ocorrência de mecanismos cavitacionais dependem das características dos tecidos bem como de parâmetros do equipamento, tais como amplitude de pressão, duração e frequência dos pulsos gerados. No entanto, a certeza quanto à identificação desses efeitos em condições relevantes de exposição têm sido verificados em tecidos dotados de regiões bem definidas quanto à presença de corpos gasosos. As informações limitadas disponíveis acerca do assunto não permitem, ainda, especificar limites de amplitude de pressão nos quais ocorre a cavitação a níveis diagnósticos relevantes de comprimento e frequência de pulso.

Aumentos excessivos de temperatura podem desencadear efeitos tóxicos no organismo humano. A magnitude desses efeitos depende de vários fatores como período de exposição, tipo de tecido exposto, taxa de proliferação celular e potencial de regeneração, sendo que a idade e o estágio de desenvolvimento também são fatores importantes no tocante à segurança de neonatos. Em geral, os tecidos dos adultos são mais tolerantes aos aumentos de temperatura do que os tecidos de fetos e neonatos e, por isso, estes necessitam de temperaturas mais altas ou maiores períodos de exposição para que sejam observados efeitos biológicos adversos.

O aumento de temperatura durante a exposição de tecidos biológicos a campos ultra-sônicos é dependente de dois grupos de fatores: características técnicas da fonte acústica (frequência, dimensão, taxa de varredura, potência, TRP, duração de pulso, auto-aquecimento do transdutor, tempo de exposição e forma de onda) e propriedades dos tecidos (atenuação, absorção, velocidade do som, impedância acústica, perfusão sanguínea, condutividade térmica e estrutura anatômica). Em condições similares de exposição, a elevação de temperatura nas estruturas ósseas é

significativamente maior do que nos tecidos macios. Por isso, procedimentos onde o feixe ultra-sônico pode atingir estruturas fetais em fase de ossificação merecem cuidados especiais, uma vez que os tecidos em desenvolvimento localizados nas proximidades podem ser danificados.

O limite de intensidade  $I_{SPTA}$  sugerido pelo FDA é de  $720 \text{ mW/cm}^2$ . A esse nível de intensidade, a melhor estimativa da máxima elevação de temperatura pode exceder a  $2 \text{ }^\circ\text{C}$ . Para intensidades  $I_{SPTA}$  constantes, o valor de ITM aumenta com a elevação da frequência e do diâmetro da fonte de geração de ultra-som, enquanto que o valor de ITO aumenta à medida que o diâmetro focal do feixe cresce.

A atual preocupação sobre a existência de efeitos biológicos adversos faz com que os aspectos de segurança, anteriormente ignorados, sejam revistos visando desestimular as exposições desnecessárias, bem como questionar os crescentes níveis de potência acústica dos equipamentos de USD fabricados atualmente, especialmente em aplicações Doppler pulsado (Duck & Martin, 1991).

Os valores limite de potência acústica para os quais são observadas reações biológicas adversas decorrentes de efeitos térmicos são dependentes do tempo, ao passo que aqueles decorrentes de efeitos cavitacionais ou mecânicos são independentes. No entanto, a magnitude do efeito biológico resultante é dependente da duração da exposição para qualquer mecanismo, uma vez que o limite tenha sido atingido (Barnett *et al.*, 1994).

## 7.2 INDICADORES BIOFÍSICOS

Os indicadores biofísicos, desenvolvidos pelo AIUM, fornecem informações valiosas aos operadores sobre parâmetros determinantes na produção de

efeitos biológicos como, por exemplo, amplitude de pulso (correlacionado ao índice mecânico) e intensidade média temporal (correlacionada ao índice térmico), possibilitando um método de controle direto que permita garantir a segurança dos pacientes. No entanto, algumas limitações na idealização desses indicadores devem ser consideradas no que se refere à interpretação: a primeira limitação reside no fato de que os indicadores foram desenvolvidos baseados em modelos de simulação, considerando de maneira bastante geral as propriedades térmicas e acústicas dos tecidos. Além disso, as estimativas de elevação de temperatura através da interpretação dos índices térmicos são sempre subestimadas, uma vez que o próprio transdutor contribui com uma parcela significativa de calor e todos esses índices térmicos são derivados de previsões relativas à absorção do ultra-som pelos tecidos. Em regiões próximas ao transdutor, por exemplo na interpretação dos índices ITT e ITM, uma parcela significativa de calor é gerada pelo próprio transdutor. Esse aquecimento é de particular importância em procedimentos transesofágicos e transvaginais, onde a temperatura deve ser mantida sob controle. Essa limitação torna a interpretação de IT mais complexa, já que nesse caso o índice sugere uma estimativa de pior caso do aumento global de temperatura das áreas expostas ao campo ultra-sônico devido à absorção da energia e não o valor real do aquecimento próximo ao transdutor.

É importante ressaltar que a incorporação gradativa destes índices nos equipamentos de ultra-som diagnóstico deve ser acompanhada de treinamento adequado do operador quanto a sua correta interpretação, haja vista existirem situações específicas para as quais a utilização de cada um dos diferentes índices propicia uma melhor caracterização do fenômeno biológico.

### 7.3 NORMALIZAÇÃO TÉCNICA

O Brasil ainda não dispõe de normas técnicas aplicadas à utilização do ultra-som diagnóstico, o que impede todo e qualquer suporte legal à fiscalização dessa tecnologia no país. A elaboração e regulamentação dessas normas é de extrema importância no que se refere ao controle de parâmetros de segurança direta e indireta ao paciente, haja vista a grande quantidade de fabricantes e a complexidade dos equipamentos, que podem variar quanto ao tamanho e formato dos transdutores, número e configuração dos elementos ativos responsáveis pela emissão ultra-sônica, frequência, modo de operação, incluindo frequência de repetição de pulso, leitura ultra-sônica, focalização dinâmica entre outros.

A criação e regulamentação de organismos governamentais mais rigorosos, destinados às atividades de fiscalização de equipamentos eletromédicos em geral, reduziria ou mesmo eliminaria a possibilidade de fabricação ou entrada no país de equipamentos provenientes de fabricantes descompromissados com a segurança. Além disso, evitaria que produtos não aprovados pelos programas de controle de qualidade dos grandes fabricantes mundiais fossem comercializados aqui.

A ABNT, através da Comissão de Estudos dos Aspectos Comuns de Segurança para Equipamentos Eletromédicos, do Comitê Brasileiro de Eletricidade (CB-3), já definiu, com base no projeto de norma 3:062.01-019 de junho de 1995, as prescrições normativas particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia (IEC 00601-2-5), aprovada em sua forma final em 1997. Espera-se que as prescrições normativas referentes ao ultra-som diagnóstico sejam elaboradas em breve, visando cobrir toda a tecnologia ultra-sônica em uso no país.

## 7.4 PESQUISA DE CAMPO

A pesquisa de campo evidenciou a problemática quanto ao treinamento técnico necessário à operação dos equipamentos de USD, sendo apontado pela maioria dos médicos como um dos principais problemas na prática clínica do ultra-som. Foi ressaltado, por parte de um dos médicos abordados que, atualmente, a apresentação técnica oferecida pelos vendedores é bastante deficiente no tocante à demonstração dos recursos tecnológicos e aspectos funcionais dos equipamentos, ocasionando a subutilização dos mesmos e, em alguns casos, maiores tempos de exposição do paciente à irradiação ultra-sônica, uma vez que a potencialidade do equipamento não é explorada em sua plenitude.

O principal problema reside no fato de que os equipamentos de USD, por apresentarem um alto grau de complexidade e diversidade de recursos, não permitem a estruturação de um programa de treinamento padrão que englobe toda a gama de equipamentos existentes no mercado, como é possível ser feito com classes de equipamentos mais simplificadas como, por exemplo, unidades eletrocirúrgicas de alta frequência e ventiladores pulmonares. Outro entrave considerável é que nessa classe de equipamentos, USD, o operador é sempre o médico ultra-sonografista, quem geralmente tem vários compromissos profissionais agendados em curtos períodos de tempo, às vezes atendendo em dois ou três lugares em um mesmo dia, comprometendo, assim, sua disponibilidade de tempo para atividades de treinamento, embora sejam indispensáveis.

Apesar das dificuldades na estruturação de um programa de treinamento padrão no que se refere à operação de equipamentos de USD, alguns aspectos básicos intrínsecos à utilização dessa tecnologia devem ser bem conhecidos pelo ultra-sonografista para que melhores resultados sejam alcançados. Uma sugestão seria a

elaboração de um programa de treinamento dividido em duas partes: um módulo básico, envolvendo conceitos fundamentais ao entendimento global do sistema, e um módulo avançado, elaborado a partir de características técnicas e de operação particulares a um modelo ou marca de equipamento.

Como proposta de ementa do módulo básico de treinamento, os seguintes tópicos deveriam ser discutidos: propriedades físicas do ultra-som (velocidade, atenuação e reflexão); efeito Doppler; tipos de transdutores quanto à varredura do feixe (mecânicos e eletrônicos); tipos de transdutores quanto ao formato da imagem gerada (setoriais, lineares e convexos); resolução (axial e lateral); modos de operação (A, B, M e Doppler); efeitos biológicos (elevação de temperatura e cavitação); avaliação de desempenho (precisão, uniformidade, campo próximo, resolução axial, resolução lateral e profundidade, entre outros); procedimentos de segurança; indicadores biofísicos (térmicos e mecânicos); relação profundidade  $\times$  frequência; etapas de processamento de imagem (pré-processamento e pós-processamento); faixa dinâmica; focalização dinâmica; amplificação; compensação de ganho.

Outro problema significativamente apontado pelos médicos participantes da pesquisa foi a ocorrência de artefatos de imagem que, quando mal-interpretados, podem levar a diagnósticos errôneos. Apesar de serem gerados pelo próprio equipamento, a identificação e interpretação desse problema por parte do ultrasonografista faz parte da técnica ultra-sonográfica, não constituindo objeto de estudo no presente trabalho.

## 7.5 ENSAIOS FUNCIONAIS

Vários são os ensaios que objetivam avaliar as condições básicas de

funcionalidade, qualidade de imagem e nível de potência acústica dos equipamentos de USD, constituindo ferramentas extremamente importantes na garantia das condições adequadas de utilização desses equipamentos. No entanto, considerando a realidade brasileira, onde os custos associados a esses ensaios, bem como sua realização propriamente dita (pessoal técnico capacitado, disponibilidade de equipamentos de reserva e política de fiscalização regulamentada), essa não é uma prática comum no meio hospitalar. Por isso, existe hoje a necessidade de uma política de gerenciamento específica para as atividades relacionadas à USD, fazendo com essa tecnologia seja explorada de maneira racional e segura.

A implementação de rotinas de teste que possam detectar possíveis problemas nos equipamentos, tais como degradação de qualidade de imagem e emissão irregular de potência acústica, aliadas um programa de conscientização da classe médica, bem como a criação de normas nacionais e organismos de fiscalização atuantes, certamente contribuiriam na redução do tempo de exposição do paciente e na confiabilidade dos diagnósticos emitidos.

## 7.6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A utilização da informação sistematizada nesse trabalho de pesquisa constitui o primeiro passo rumo à aplicação de conceitos gerenciais e de fiscalização envolvidos nas atividades de engenharia clínica relacionadas às aplicações diagnósticas do ultra-som. Visando a implementação prática de tais conceitos, sugere-se como trabalhos futuros os seguintes estudos:

- Implementação de um programa de ensaios funcionais de avaliação de qualidade de imagem em equipamentos de USD.

- 
- Desenvolvimento de um trabalho conjunto com a ABNT e outros centros de pesquisa correlatos visando a elaboração e adoção de normas técnicas nacionais para USD;
  - Desenvolvimento de rotinas de teste de medição de potência acústica irradiada;
  - Criação de um banco de dados comparativo entre os diversos equipamentos existentes para auxílio às atividades de especificação técnica e aquisição;
  - Estruturação de um módulo básico de treinamento envolvendo os tópicos mencionados nas conclusões sobre a pesquisa de campo.



# **ANEXOS**

## **ANEXO A**

### **QUESTIONÁRIO APLICADO NA PÉSQUISA DE CAMPO**



# UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica



## ESTUDO DE SEGURANÇA E FUNCIONALIDADE DE EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SONOGRAFIA DIAGNÓSTICA

NOME \_\_\_\_\_

HOSPITAL / CLÍNICA \_\_\_\_\_

TELEFONE P/ CONTATO \_\_\_\_\_

### QUAL A SUA FORMAÇÃO PROFISSIONAL?

Médico(a) Especialidade \_\_\_\_\_

Outra Qual? \_\_\_\_\_

### SETOR ONDE TRABALHA

Maternidade  Obstetrícia

Cardiologia  Outro \_\_\_\_\_

### QUAL(IS) O(S) TIPO(S) DE EXAME QUE REALIZA?

Obstétrico  Ginecológico

Ecocardiografia  Outro \_\_\_\_\_

### QUE TRANSDUTOR(ES) UTILIZA NESTE(S) EXAME(S)?

2 MHz  2.25 MHz  3 MHz

3.5 MHz  4 MHz  5 MHz

7.5 MHz  Outro \_\_\_\_\_ MHz

### HÁ QUANTO TEMPO TRABALHA COM ULTRA-SONOGRAFIA?

Menos de 1 ano  Entre 1 e 3 anos  Entre 3 e 5 anos

Entre 5 e 7 anos  Entre 7 e 10 anos  Mais de 10 anos

### CONHECE O PRINCÍPIO DE FORMAÇÃO DE IMAGENS POR ULTRA-SOM?

Sim  Não

### COMO APRENDEU A OPERAR O EQUIPAMENTO?

Curso dado pelo vendedor  Sozinho(a), lendo os manuais

Com o colega de trabalho  Outros \_\_\_\_\_

COMO CLASSIFICARIA O SEU GRAU DE CONHECIMENTO SOBRE O EQUIPAMENTO?

- Total  Suficiente  
 Insuficiente  Mínimo

UTILIZA TODA A POTENCIALIDADE DO EQUIPAMENTO?

- Sim  Não

QUAIS OS TIPOS DE PROBLEMAS MAIS FREQUENTES?

- Choques elétricos  Interferência com outros equipamentos  
 Defeitos no equipamento  Problemas no transdutor  
 Artefatos de imagem  Falta de treinamento sobre o equip.  
 Gel de má qualidade  Outros \_\_\_\_\_

O EQUIPAMENTO POSSUI ATERRAMENTO ELÉTRICO?

- Sim  Não

COMENTÁRIOS:

---

---

---

---

---

Obrigado pela colaboração!

## **ANEXO B**

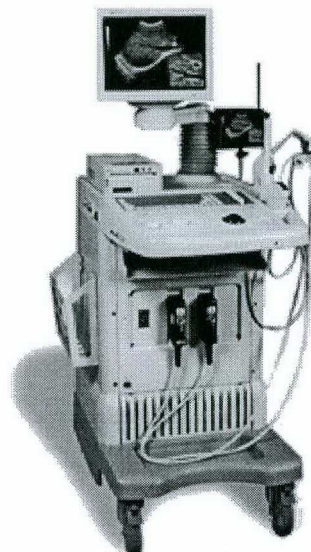
### **ALGUNS MODELOS DE EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM**



Uso geral; B+M; Doppler colorido; mapeamento de fluxo; armazenamento digital de dados; *videoprinter*.



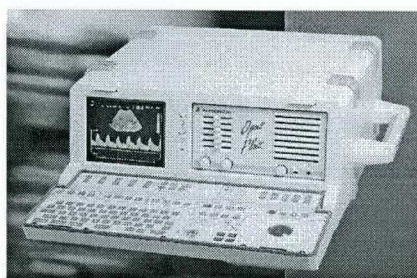
Uso geral; B+M; Doppler colorido; armazenamento de dados em fita magnética.



OB/GIN; B+M; armazenamento digital de imagens; *videoprinter*.



Portátil; B+M; dupla polaridade de imagem; saída para videocassete e *videoprinter*.



Portátil; B+M; varredura setorial mecânica; TGC; análise espectral;

## **ANEXO C**

### **EXEMPLO DE CONFIGURAÇÃO DE TRANSDUTORES**

**Convexos Eletrônicos**

Aplicação	Frequência (MHz)	Ângulo de visualização	Raio do setor no transdutor (mm)
Abdominal geral	2,5	60°	60
Abdominal pediátrico, OB/GIN	5,0	60°	40
OB/GIN (transvaginal)	5,0	90° e 120°	14
Avaliação de próstata (transretal)	5,0	90°	9
Cardiológico (exploração intercostal)	3,5	90°	14

**Lineares Eletrônicos**

Aplicação	Frequência (MHz)	Abertura (mm)
Abdominal geral, OB/GIN	3,5	96
Abdominal pediátrico, OB/GIN	5,0	96
Partes pequenas	7,5	60
Endoretal	7,5	38
Periférico vascular	5,0 e 7,5	42

**Setoriais Eletrônicos**

Aplicação	Frequência (MHz)	Ângulo de visualização
Cardiológico geral	2,5 e 3,5	90°
Cardiológico pediátrico	5,0	90°
Transesofágico biplano	5,0	90°

**Setoriais Mecânicos**

Aplicação	Frequência (MHz)	Ângulo de visualização
Neonatal	5,0	90°
Partes pequenas	10,0	40°

**Radiais Mecânicos**

Aplicação	Frequência (MHz)	Ângulo de visualização
Avaliação de próstata (transretal)	5,0 e 7,5	360°
Avaliação da bexiga urinária (transuretral)	7,5	360°
OB/GIN (transvaginal)	5,0 e 7,5	220°



## **ANEXO D**

### **VARIAÇÃO DE PARÂMETROS ACÚSTICOS EM USD**

Medida	B (geral)	M (geral)	B (TVG <sup>47</sup> )	M (TVG)	Doppler pulsado	Doppler pulsado (PV) <sup>48</sup>	Doppler colorido
Potência acústica (mW)	0,02 - 170	0,02 - 44	0,61 - 22	0,35 - 2,8	0,27 - 410	1,5 - 110	12 - 490
I <sub>SPTA</sub> (mW/cm <sup>2</sup> )	0,58 - 280	1,6 - 910	0,16 - 64	12 - 74	11 - 1800	140 - 2500	66 - 1200
I <sub>SPTA,3</sub> <sup>49</sup> (mW/cm <sup>2</sup> )	0,12 - 56	0,4 - 320	0,05 - 30	1,9 - 35	4,5 - 630	36 - 720	20 - 420
Pressão de rarefação p. (MPa)	0,53 - 4,0	0,53 - 4,0	0,86 - 3,2	0,86 - 3,2	0,27 - 3,5	0,88 - 3,5	0,89 - 3,8

Fonte: Patton *et al.*, 1994.

47 Transvaginal.

48 Periférico-vascular.

49 Intensidade localizada estimada, supondo uma atenuação de 0,3 dB/cm/MHz.

## GLOSSÁRIO

**Absorção:** Conversão de energia acústica em energia térmica.

**Ângulo de reflexão:** Ângulo entre a direção do sinal refletido e uma linha perpendicular à interface entre os meios.

**Ângulo de transmissão:** Ângulo entre a direção do sinal transmitido e uma linha perpendicular à interface entre os meios.

**Ângulo Doppler:** Ângulo entre o feixe ultra-sônico e a direção do fluxo.

**Atenuação:** Decréscimo de amplitude e intensidade à medida que a onda atravessa um determinado meio.

**Cavitação:** Produção de corpos gasosos decorrentes da exposição ao ultra-som.

**Ciclo de trabalho:** Fração de tempo onde o pulso ultra-sônico é ativo.

**Coefficiente de atenuação:** Atenuação da amplitude e intensidade da onda por centímetro percorrido.

**Compensação de ganho:** Etapa de pré-processamento do sinal onde ocorre uma equalização das diferenças de amplitude dos ecos provenientes de reflexões oriundas de diferentes profundidades.

**Comprimento espacial de pulso:** Distância espacial associada ao período de ocorrência do pulso.

**Eco:** Sinal refletido.

**Faixa dinâmica:** Relação (em decibéis) entre a maior e a menor potência que o sistema pode detectar; relação entre a maior e a menor intensidade em um conjunto de ecos.

**Focalização dinâmica:** Variação contínua da profundidade de recepção de acordo com a mudança de posição do pulso transmitido.

**Frequência de repetição de pulsos:** Número de pulsos por segundo.

**Impedância acústica:** Produto da densidade pela velocidade de propagação do som.

**$I_{SPTA}$ :** Máximo valor de intensidade média temporal do campo ultra-sônico ou em um plano específico.

**Modo B:** Modo de operação no qual a apresentação de cada eco recebido é representado no monitor de vídeo como um ponto brilhante.

**Modo contínuo:** Modo de operação no qual a excitação elétrica do transdutor é realizada através de uma onda contínua.

**Modo M:** Modo de operação no qual a informação sobre movimento relacionada a cada pulso captado pelo receptor é representada por pontos brilhantes no monitor de vídeo, produzindo uma imagem bidimensional de posição  $x$  tempo da superfície refletora.

**Modo pulsado:** Modo de operação no qual a excitação elétrica do transdutor é realizada através de um trem de pulsos de tensão.

**Modos laterais:** Feixes ultra-sônicos adicionais de menor intensidade provenientes de um elemento ativo do transdutor dirigidos em direções secundárias.

**Objeto de teste:** Dispositivo de teste utilizado na avaliação de alguns parâmetros físicos de um sistema de ultra-sonografia.

**Período de repetição de pulsos:** Tempo decorrido desde a produção do primeiro pulso até o início do segundo pulso.

**Phantom:** Dispositivo de tecido equivalente que apresenta algumas características acústicas representativas dos tecidos biológicos.

**Piezoelétricidade:** Conversão de pressão em tensão elétrica.

**Ponto Curie:** Temperatura na qual o material perde suas propriedades piezoelétricas.

**Pós-processamento:** Etapa de processamento do sinal adquirido realizada após o armazenamento em memória.

**Pré-processamento:** Etapa de processamento do sinal adquirido realizada antes do armazenamento em memória.

**Propriedades acústicas de propagação:** Características de um meio que interferem na propagação do som através do mesmo.

**Reflexão:** Parte da onda sonora que retorna, não atravessando o meio de incidência.

**Refração:** Mudança na direção do som após passar de um meio a outro.

**Resolução temporal:** Habilidade de apresentação do equipamento quanto à distinção de eventos próximos no tempo.

**Reverberações:** Reflexões múltiplas.

**Ultra-som:** Onda sonora de frequência superior a 20 kHz.

**Variáveis acústicas:** Pressão, densidade, temperatura e movimento de partículas; elementos que variam com o espaço e tempo em uma onda sonora.

**Velocidade de propagação:** Velocidade na qual a onda sonora se move através do meio.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- AMERICAN INSTITUTE OF ULTRASOUND IN MEDICINE (AIUM). **Conclusions regarding heat** : Official statement. <http://www.aium.org>, March 1993a.
- \_\_\_\_\_. **Conclusions regarding gas bodies** : Official statement. <http://www.aium.org>, March 1993b.
- AMERICAN INSTITUTE OF ULTRASOUND IN MEDICINE BIOEFFECTS COMMITTEE (AIUMBC). **Bioeffects considerations for the safety of diagnostic ultrasound**. Journal of Ultrasound in Medicine, v. 7, supl. 9, p. S1-38, September 1988.
- AMERICAN INSTITUTE OF ULTRASOUND IN MEDICINE / NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (AIUM/NEMA). **Standard for real-time display of thermal and mechanical acoustic output indices on diagnostic ultrasound equipment**. Rockville Maryland : AIUM, 1992.
- ALLOCA, John A.; STUART, A. **Transducers** : Theory and Applications. Reston - Virginia : Reston Publishing Company, p. 314-340, 1984.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **Equipamento eletromédico**. Parte 1 : Prescrições gerais para segurança, NBR IEC 601-1. São Paulo, 1994.
- ASTON, Richard. **Principles of biomedical instrumentation and measurement**. New York : Macmillan Publishing Company, p. 489-510, 1990.
- BARNETT, S. B.; ter HAAR, G. R.; ZISKIN, M. C. et al. **Current status of research on biophysical effects of ultrasound**. Ultrasound in Medicine and Biology, v. 20, n. 3, p. 205-218, 1994.
- BRANDSTETTER JR, Walter G.; GARCIA, Renato O. **Aspectos de segurança em equipamentos de ultra-sonografia diagnóstica - uma abordagem qualitativa**. XII Congreso Chileno de Ingeniería Eléctrica. Anais. Temuco - Chile, v. 2, p. 673-677, 1997.
- CHRISTENSEN, Douglas A. **Ultrasonic bioinstrumentation**. New York : John Wiley & Sons, 1988.
- COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS (CIRS). **Tissue equivalent ultrasound quality assurance phantom** : Technical paper for model nos. 40, 50, and 54. <http://www.cirsinc.com/model40-50.htm>, 1997.
- DALECKI, Diane; RAEMAN, Carol H.; CHILD, Sally Z. et al. **Intestinal hemorrhage**

**from exposure to pulsed ultrasound.** *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 21, n. 8, p. 1067-1072, 1995.

DUCK, F. A.; MARTIN, K. **Trends in diagnostic ultrasound exposure.** *Physics in Medicine and Biology*, v. 36, n. 11, p. 1423-1432, 1991.

EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE (ECRI). **Scanners, ultrasonic, cardiac.** In: *Healthcare Product Comparison System. Plymouth Meeting - PA : ECRI*, p.1-31, March 1995a.

\_\_\_\_\_. **Scanners, ultrasonic, dedicated linear array.** In: *Healthcare Product Comparison System. Plymouth Meeting - PA : ECRI*, p. 1-18, March 1995b.

\_\_\_\_\_. **Scanners, ultrasonic, small-parts; vascular; intravascular.** In: *Healthcare Product Comparison System. Plymouth Meeting - PA : ECRI*, p. 1-49, April 1995c.

\_\_\_\_\_. **Scanners, ultrasonic, general-purpose; abdominal; obstetric /gynecologic.** In: *Healthcare Product Comparison System. Plymouth Meeting - PA : ECRI*, p. 1-57, April 1995d.

\_\_\_\_\_. **Data analysis systems, ultrasound, obstetrical.** In: *Healthcare Product Comparison System. Plymouth Meeting - PA : ECRI*, p. 1-7, January 1996a.

\_\_\_\_\_. **Data analysis systems, ultrasound, cardiac.** In: *Healthcare Product Comparison System. Plymouth Meeting - PA : ECRI*, p. 1-15, January 1996b.

EUROPEAN COMMITTEE FOR ULTRASOUND RADIATION SAFETY - THE WATCHDOGS (ECURS). **Principles and methods of field measurements.** *European Journal of Ultrasound*, v. 1, p. 279-282, 1994a.

\_\_\_\_\_. **Transvaginal ultrasonography : safety aspects.** *European Journal of Ultrasound*, v. 1, p. 355-357, 1994b.

\_\_\_\_\_. **Review of recent literature : Effects of frequent ultrasound during pregnancy - a randomised controlled trial.** *European Journal of Ultrasound*, v. 1, p. 285-286, 1994c.

\_\_\_\_\_. **What happens when you alter the settings on your diagnostic ultrasound machine? : safety considerations.** *European Journal of Ultrasound*, v. 2, Issue 4, p. 329-330, October 1995.

\_\_\_\_\_. **Guidelines for the safe use of doppler ultrasound for clinical applications.** *European Journal of Ultrasound*, v. 2, p. 167-168, January 1995.

\_\_\_\_\_. **Colour flow imaging : safety aspects.** *European Journal of Ultrasound*, v. 3, Issue 1, p. 93-94, January 1996a.

\_\_\_\_\_. **Clinical safety statement for diagnostic ultrasound.** *European Journal of*

Ultrasound, v. 3, p. 283, 1996b.

\_\_\_\_\_. **Epidemiology of diagnostic ultrasound exposure during human pregnancy.** European Journal of Ultrasound, v. 4, Issue 1, p. 69-73, August 1996c.

\_\_\_\_\_. **Thermal and mechanical indices.** European Journal of Ultrasound, v. 4, p. 145-150, 1996d.

FAUST, U. **Technical progress for medical ultrasound imaging.** World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Anais. Rio de Janeiro, Brasil, RT38 - 1.4, p. 959, 1994.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA) - CENTER FOR DEVICES AND RADIOLOGICAL HEALTH. **510(k) guide for measuring and reporting acoustic output of diagnostic ultrasound medical Devices,** December 1985.

FRIZZELL, Leon A. Medical Imaging - Ultrasound. In: DORF, Richard C. (Ed.). **The electrical engineering handbook.** Boca Raton - Florida : CRC Press, p. 2380-2386, 1993.

GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. **Principles of applied biomedical instrumentation.** New York : John Wisley & Sons, p. 161-209, 1989.

GE MEDICAL SYSTEMS. **RT-4600 Instruction Manual :** operating documentation. Milwaukee - Wisconsin, 1993.

GOLDBERG, Richard L.; SMITH, Stephen W. Ultrasound. In: BRONZINO, Joseph D. (Ed.). **The biomedical engineering handbook.** Boca Raton - Florida : CRC Press, p. 1077-1092, 1995.

GOODSITT, Mitchell M.; CARSON, Paul L.; et al. **Real time B-mode ultrasound quality control test procedures.** draft submetido à American Association of Physics in Medicine - AAPM, Michigan, 1997.

GUYTON, Arthur C. **Fisiologia Humana.** Rio de Janeiro : Editora Guanabara Koogan S.A, 1988.

HERNÁNDEZ, Miguel J. Garcia; RIERA, Javier Canals. Imágenes en medicina mediante ultrasonidos. In: POBLET, José Mompín (Ed.). **Introducción a la bioingeniería.** Barcelona - México : Marcombo Boixareu Editores, p. 167-184, 1988.

HEKKENBERG, R. T.; OOSTERBAAN, W. A.; Van BEEKUM, W. T. **Evaluation of ultrasound therapy devices.** Physiotherapy, v. 72, n. 8, p. 390-395, 1986.

HUSSAIN, Rozana; KIMME-SMITH, Carolyn; TESSLER, Franklin N. et al. **Fetal exposure from endovaginal ultrasound examinations in the first trimester.** Ultrasound in Medicine and Biology, v. 18, n. 8, p. 675-679, 1992.

- INTERNATIONAL ELECTROTECNICAL COMISSION (IEC). **Requirements for the declaration of the acoustic output of medical diagnostic ultrasonic equipment**, IEC 1157 : IEC Technical Committee n. 87 : Ultrasonics, 1992.
- JAGO, J. R.; WHITTINGHAM, T. A. **Is there a future for ultrasound computed tomography?** World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Anais. Rio de Janeiro, Brasil, OS38 - 1.3, p. 961, 1994.
- KREMKAU, Frederick W. **Diagnostic ultrasound** : Principles and instruments. Philadelphia : W. B. Saunders Company, 1993.
- MONTEIRO, Jairo A.; VIEIRA, Carlos R. S.; PEREIRA, Wagner C. A. **Aspectos preliminares da utilização segura do método de imagens ultra-sônicas para diagnóstico médico** : A qualificação profissional. III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde. Anais. Campos do Jordão - SP, v. 1, p. 335-336, 1996.
- MOTTLEY, Jack G. Ultrasonic imaging. In: BRONZINO, Joseph D. (Ed.). **The biomedical engineering handbook**. Boca Raton Florida : CRC Press, p. 1097-1099, 1995.
- MURADALI, D.; GOLD, W. L.; PHILLIPS, A. et al. **Can ultrasound probes and coupling gel be a source of nosocomial infection in patients undergoing sonography?** : An in vivo and in vitro study. American Journal of Roentgenology, v. 164, n. 6, p. 1521-1524, June 1995.
- NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH. **Diagnostic ultrasound imaging in pregnancy** : National Institutes of Health consensus development conference statement, February 1984.
- NEUBERT, Hermann K. P. **Instrument transducers** : an introduction to their performance and design. Inglaterra : Oxford University Press, 1963.
- NEWNHAM, John P.; EVANS, Sharon F.; MICHAEL, Con A. et al. **Effects of frequent ultrasound during pregnancy** : a randomised controlled trial. The Lancet, v. 342, n. 8876, p. 887-891, October 1993.
- ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. **Manual de diagnóstico ultrasónico**. Ginebra : P.E.S. Palmer, p. 2-23, 1996.
- PATTON, Christopher A.; HARRIS, Gerald R.; PHILLIPS, Robert A. **Output levels and bioeffects indices from diagnostic ultrasound exposure data reported to the FDA**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, v. 41, n. 3, p. 353-359, May 1994.
- PEURA, Robert A. Principles of diagnostic ultrasound. In: BRONZINO, Joseph D. (Ed.). **Biomedical engineering and instrumentation** : basic concepts and applications. Boston : PWS Publishers, p. 347-384, 1986.



- SEARA, Rui. **Detector do batimento fetal cardíaco**. Florianópolis, 1980. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina.
- SMITH, Nadine B.; VORHEES, Charles V.; MEYER, Richard A. et al. **An automated ultrasonic exposure system to assess the effects of in utero diagnostic ultrasound**. Ultrasonics Symposium. Honolulu - HI : IEEE, v. 3, p. 1385-1388, December 1990.
- STARK, Charles R.; ORLEANS, Miriam; HAVERKAMP, Albert D. et al. **Short- and long-term risks after exposure to diagnostic ultrasound in utero**. Obstetrics and Gynecology, v. 63, p. 194-200, 1984.
- STIMAC, Gary K. **Introdução ao diagnóstico por imagens**. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, p. 7-11, 1994.
- TARANTAL, A. F.; O'BRIEN, W. D.; HENDRICKX, A. G. **Evaluation of the bioeffects of prenatal ultrasound exposure in the cynomolgus macaque (macaca fascicularis) : III Developmental and hematologic studies**. Teratology - International Journal of Abnormal Development, v. 47, n. 2, p. 159-170, February 1993.
- WEBSTER, JOHN G. **Clinical engineering : Principles and Practices**. Prentice-Hall, 1979.
- WEBSTER, JOHN G., **Medical instrumentation : Application and Design**. Houghton Mifflin Company, p. 422-437 e 682-691, 1992.
- WELLS, P. N. T. **Physical principles of ultrasonic diagnosis**. New York : Academic Press, 1969.