



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

**SIMULADORES PARA MEDIÇÃO DE FLUXO DE LÍQUIDOS
POR EFEITO DOPPLER PARA CONTROLE DE QUALIDADE
DE EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SONOGRAFIA**

Autor: Olívia Campos Coiado
Orientador: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. Antônio Adilton Oliveira Carneiro (FFCLRP/USP)

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (FEEC/UNICAMP)

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE em ENGENHARIA ELÉTRICA.

Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Campinas, SP
Julho/2008

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

C664s Coiado, Olívia Campos
Simuladores para medição de fluxo de líquidos por efeito
Doppler para controle de qualidade de equipamento de ultra-
sonografia / Olívia Campos Coiado. --Campinas, SP: [s.n.],
2008.

Orientador: Eduardo Tavares Costa
Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Ultra-som. 2. Doppler, Ultra-sonografia. 3. Controle
de qualidade. I. Costa, Eduardo Tavares. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e
de Computação. III. Título.

Título em Inglês: Doppler phantoms for flow measurement of liquids for ultrasound
equipment quality control

Palavras-chave em Inglês: Ultrasound, Doppler, Phantom, Quality control

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Antônio Adilton Oliveira Carneiro, Vera Lúcia da Silveira Nantes
Button

Data da defesa: 29/07/2008

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

COMISSÃO JULGADORA - TESE DE MESTRADO

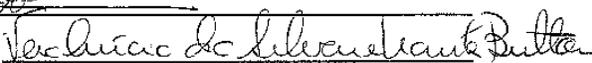
Candidata: Olívia Campos Coiado

Data da Defesa: 29 de julho de 2008

Título da Tese: "Simuladores para Medição de Fluxo de Líquidos por Efeito Doppler para Controle de Qualidade de Equipamentos de Ultra-Sonografia"

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (Presidente):  _____

Prof. Dr. Antônio Adilton Oliveira Carneiro:  _____

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button:  _____

RESUMO

Neste trabalho é proposto o desenvolvimento de *phantoms* que permitam o Controle de Qualidade do modo Doppler de funcionamento de equipamentos de ultra-sonografia com tecnologia nacional e preço acessível. O dispositivo é basicamente um circuito hidráulico contendo uma bomba peristáltica, mistura simulando tecido humano, tubos simulando vasos e fluido mimetizador de sangue. Uma bomba peristáltica digital possibilitou a simulação de batimentos cardíacos, com fluxo pulsátil operando com fluxos de 45 até 150 ml/min e pulso que variam de 60 a 200 batimentos por minuto. O fluido mimetizador de sangue simulou as hemácias através de partículas de pó de PVC com diâmetro de aproximadamente 64 μ m, água destilada, glicerina, detergente e adoçante. Dois tubos simularam artérias com 3 mm de diâmetro interno e 1,5 mm de parede e outro de 4 mm de diâmetro e 1,5 mm de parede.

Para a montagem do dispositivo do tecido mimetizador utilizou-se uma mistura contendo pó de grafite, microesferas de vidro de diâmetro entre 45-90 μ m e parafina de densidade de 0,834 g/ml para a qual se obteve a velocidade de propagação da onda de 1450 m/s. Para outro tipo de tecido utilizou-se uma mistura contendo ágar, água destilada, glicerina e pó de grafite para a qual a velocidade da onda foi de 1560 m/s. Os testes foram obtidos com imagem ultra-sônica realizada com equipamento no Modo Doppler com transdutor linear operando em 8 MHz, mostrando sua utilidade para testes de controle de qualidade de equipamentos de imagem médica por ultra-som.

ABSTRACT

In this work it is proposed the development of phantoms to allow de quality control of ultrasounds equipments functioning on the Doppler mode with national technology and accessible cost. The device consists of a hydraulic circuit with a peristaltic pump, mixture simulating human tissue, tubes simulating arteries and blood-mimicking fluid. The peristaltic digital pump made it possible the simulation of cardiac beats, operating with flow rates of 45 to 150 ml/min and pulse rates of 60 to 200 beats/min. The blood-mimicking fluid simulated the human red cells as particles of PVC powder with approximately 64 μm diameter, distilled water, glycerin, detergent and dextran. The tubes simulated arteries, one with 3 mm of internal diameter and 1.5 mm of wall thickness and another with 4 mm of diameter and 1.5 mm thickness wall.

For the device assembly of the mimicking tissue a mixture was used containing graphite powder, 45-90 μm diameter glass micro spheres and paraffin with 0.834 g/ml of density for which it was obtained 1450 m/s for the speed wave propagation. Another mixture for mimicking tissue it was used agar, distilled water, glycerin and graphite powder for which it was obtained 1560 m/s for the speed wave propagation. The tests were carried out with an ultrasonic image equipment using a linear transducer operating at 8 MHz and have shown that it can be used for quality control tests of ultrasound imaging equipment.

Sumário

Lista de Figuras.....	viii
Lista de Tabelas.....	x
Lista de Símbolos.....	x
Capítulo 1.....	1
Introdução.....	1
Capítulo 2.....	3
Objetivos.....	3
Capítulo 3.....	4
Revisão Bibliográfica.....	4
3.1.1 O Ultra-som.....	4
3.1.2 Introdução.....	4
3.1.3 Fundamentos da propagação acústica.....	5
3.1.4 Interação do ultra-som com a matéria.....	7
3.2 O Ultra-som na Medicina.....	10
3.2.1 Princípio de Funcionamento dos Equipamentos de Ultra-som.....	10
3.2.2 Modos de Operação.....	11
3.2.2.1 Modo-A (Amplitude).....	13
3.2.2.2 Modo-B (Brilho).....	14
3.2.2.3 Modo-M (Movimento).....	15
3.3 O Efeito Doppler.....	15
3.3.1 Sistemas ultra-sônicos Doppler.....	17
3.3.1.1 Transdutores Posicionados em Lados Opostos do Tubo.....	17
3.3.1.2 Sistema Ultra-sônico Doppler com Transdutores Posicionados no Mesmo Lado do Tubo.....	18
3.3.1.3 Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil com um Único Transdutor Ultra-sônico.....	19
3.4 Qualidade da imagem de Ultra-som.....	20
3.4.1 Garantia da Qualidade.....	20
3.4.2 Controle de Qualidade.....	20
3.4.3 Categorias Funcionais para <i>Phantoms</i>	21
3.4.3.1. <i>Phantoms</i> de Calibração.....	21
3.4.3.2. <i>Phantoms</i> de Imagens.....	22
3.4.4 <i>Phantoms</i> de Ultra-som.....	22
3.4.5 Objetos de teste para o controle de qualidade do ultra-som Doppler.....	24
3.5 Bomba cardíaca: anatomia e fisiologia do coração.....	26
3.6 Fatores de estudo para a construção do <i>Phantom</i> Doppler.....	27
Capítulo 4.....	30
Materiais e Métodos.....	30
4.1 Materiais do Tecido Simulado.....	30
4.2 Cálculo da Velocidade do Tecido Simulado.....	32
4.3 Preparo do Tecido Simulado.....	35
4.4 Fluido mimetizador de sangue.....	37
4.5 Outros componentes.....	38
4.5.1 Bomba peristáltica.....	38

4.5.2 Misturador, reservatório, tubulação externa e outros materiais	39
4.6 Montagem Experimental.....	39
4.6.1 Parâmetros de estudo da Bomba Peristáltica	42
Capítulo 5.....	45
Resultados e Discussão	45
5.1 Testes preliminares das imagens dos <i>Phantoms</i> obtidas com Modo Doppler	45
5.2 Problemas Identificados nos Testes	47
5.2.1 Deformação do Tubo	47
5.2.2 Refluxo do Fluido Mimetizador de Sangue	48
5.2.3 Artefatos na Imagem.....	48
5.2.4 Imagens realizadas com Equipamento Hospitalar	48
5.3 Testes Finais das imagens dos <i>Phantoms</i> obtidas com Modo Doppler	50
5.4 Vantagens e Desvantagens dos Tecidos Simuladores.....	53
5.4.1 Tecido de Parafina	53
5.4.2 Tecido de Ágar.....	54
5.4.3 Custos.....	54
Capítulo 6.....	55
Conclusão.....	55
Apêndice A Correlação Cruzada.....	56
Referências Bibliográficas	57

Lista de Figuras

<i>Figura 1: Forma de onda deslocando-se em um tempo fixo (a) e em um espaço fixo (b).....</i>	<i>6</i>
<i>Figura 2: Comportamento da onda acústica qualquer na interface entre dois meios distintos.....</i>	<i>8</i>
<i>Figura 3: Diagrama esquemático dos transdutores de ultra-som, (a) elemento único e (b) e (c) múltiplos elementos [Modificado de COSTA e MAIA, 2002, p.374].</i>	<i>12</i>
<i>Figura 4: O traçado em modo-A apresentado à esquerda da imagem representa a varredura feita na posição indicada pela linha pontilhada no centro da imagem, representando as interfaces ecogênicas do tecido estudado. A zona sem ecos (entre as setas) corresponde ao líquido visualizado na vesícula biliar [modificado de ZUCATTI, 2003, p.12].</i>	<i>14</i>
<i>Figura 5: Imagens obtidas no Modo-B para análise das estruturas do ovário [modificado de ZUCATTI, 2003, p.14].</i>	<i>15</i>
<i>Figura 6: Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo [Modificado de DANTAS, 2000, p.33].</i>	<i>17</i>
<i>Figura 7: Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo [Modificado de DANTAS, 2000, p.34].</i>	<i>19</i>
<i>Figura 8: Sistema Doppler pulsátil com um único transdutor [Modificado de DANTAS, 2000, p.35].</i>	<i>20</i>
<i>Figura 9: Estrutura do coração e o fluxo de sangue pelas câmaras cardíacas (GUYTON, 1997).....</i>	<i>26</i>
<i>Figura 10: Posicionamento da peça de alumínio dentro do béquer.....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 11: Dimensões da caixa de acrílico</i>	<i>32</i>
<i>Figura 12: Caixa de acrílico em que foi preparado o tecido, o tubo atravessa a caixa de um lado ao outro conectado pelas peças de alumínio. Embora pareça haver 2 tubos,o segundo tubo é reflexão. ..</i>	<i>32</i>
<i>Figura 13: Sistema pulso-eco com transdutor de 5 MHz acoplado a um osciloscópio.</i>	<i>33</i>
<i>Figura 14: Exemplo de correlação cruzada para determinar o tempo entre dois ecos. (a) primeiro eco X, segundo eco Y; (b) função correlação cruzada entre os sinais X e Y.</i>	<i>34</i>
<i>Figura 15: Esquema mostrando a profundidade do tubo.</i>	<i>35</i>
<i>Figura 16: Exemplo do posicionamento dos tubos na bomba peristáltica, neste trabalho foi usado apenas uma mangueira.</i>	<i>39</i>
<i>Figura 17: Diagrama de blocos da montagem experimental.</i>	<i>40</i>
<i>Figura 18: Caixa de acrílico com água para ilustrar o posicionamento do tubo, tecido de parafina e ágar, respectivamente.</i>	<i>40</i>
<i>Figura 19: Circuito fechado: bomba peristáltica, caixa de acrílico do tecido, reservatório do “sangue” e misturador.</i>	<i>41</i>
<i>Figura 20: Equipamento de ultra-som digital portátil em modo Doppler, modelo Logiq-Book da GE® .</i>	<i>41</i>
<i>Figura 21: Esquema do sistema peristáltico, a pulsação é dada pelo esmagamento do tubo.</i>	<i>43</i>
<i>Figura 22: Imagem do tubo do phantom A à esquerda e do phantom B à direita.</i>	<i>45</i>
<i>Figura 23: Imagem do phantom A operando em 100 PPM à direita e 150 PPM à esquerda.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 24: Imagens em Modo Doppler dos phantoms D à direita e E à esquerda.</i>	<i>46</i>
<i>Figura 25: Freqüências de batimento simulando 100 e 150 PPM para o phantom D.</i>	<i>47</i>
<i>Figura 26: Freqüências de batimento simulando 100 e 150 PPM para o phantom E.</i>	<i>47</i>
<i>Figura 27: Phantom A, a pulsação é 134 PPM.</i>	<i>49</i>
<i>Figura 28: (a) Simulação da pulsação de uma artéria, (b), simulação de uma veia porta-hepática. ...</i>	<i>49</i>
<i>Figura 29: (a) Tubo está deformado, imagem modo-B no inserto, o que impossibilitou uma boa visualização do espectro Doppler; (b) tubo (visto na vertical) não está deformado, imagem modo-B no inserto, o que possibilitou uma melhor visualização do espectro Doppler.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 30 Imagem do phantom A operando em 150 PPM à direita e 100 PPM à esquerda. Nestas imagens o tubo está na vertical.....</i>	<i>51</i>

Figura 31: Na Figura (a) observa-se o possível refluxo do fluido mimetizador de sangue e em (b) houve uma diminuição desse refluxo provavelmente devido à ausência de quantidade significativa de detergente. 52

Figura 32: Na figura (a) observa-se que a imagem Doppler está com bastante artefato (nesta imagem o tubo está na horizontal); em (b) houve uma diminuição dos artefatos de imagem (nesta imagem o tubo está na vertical). 52

Lista de Tabelas

<i>Tabela 1: Características ultra-sônicas de alguns materiais. (Modificado de BRONZINO, 1999).</i>	10
<i>Tabela 2: Quantidades de material para o preparo do phantom de ágar.</i>	30
<i>Tabela 3: Quantidades de material para o preparo do phantom de parafina</i>	31
<i>Tabela 4: Caracterização dos tecidos</i>	35
<i>Tabela 5: Materiais dos tecidos A, B e C</i>	36
<i>Tabela 6: Materiais dos tecidos D e E.</i>	36
<i>Tabela 7: Conservantes utilizados no preparo do tecido</i>	37
<i>Tabela 8: Materiais usados na confecção do fluido mimetizador de sangue.</i>	38
<i>Tabela 9: Cálculo da incerteza das medidas da vazão real da bomba peristáltica</i>	42
<i>Tabela 10: Desempenho da bomba peristáltica em relação ao seu valor real e o nominal.</i>	43
<i>Tabela 11: RPM e PPM da bomba peristáltica.</i>	44

Lista de Símbolos

λ	-	comprimento de onda (m)
c	-	velocidade do som no meio (m/s)
T	-	período da onda (s)
f	-	freqüência (Hz)
Z	-	impedância acústica (kg.m/l.s ou 10
ρ	-	densidade do material (g/ml)
c	-	velocidade do som no meio (m/s)
Z_1	-	impedância acústica do meio 1
Z_2	-	impedância acústica do meio 2
P_i	-	pressão da onda de incidência
P_r	-	pressão da onda refletida
P_t	-	pressão da onda transmitida
α	-	coeficiente de atenuação (cm ⁻¹)
a	-	coeficiente de atenuação para 1 MHz
b	-	parâmetro correspondente à dependência da atenuação com a freqüência
f_R	-	freqüência recebida

f_T	-	freqüência transmitida
v	-	velocidade de escoamento do fluido
c	-	velocidade de propagação do som meio (1450m/s para o sangue)
Re	-	número de Reynolds
\bar{v}	-	velocidade média do fluxo (m/s)
ρ	-	densidade do fluido (kg/m ³)
η	-	coeficiente de viscosidade do fluido (m/s ²)
D	-	diâmetro do tudo (m).
V_{\max}	-	velocidade máxima do fluxo (m/s)
v	-	velocidade (m/s)
d	-	distância (m)
Δt	-	intervalo de tempo (s)
PPM	-	pulso por minuto
RPM	-	rotação por minuto
m	-	massa do fluido mimetizador de sangue (kg)
V	-	volume do fluido mimetizador de sangue (m ³)

Agradecimentos

Ao meu marido, Junior, pelo amor, paciência e dedicação em todos os dias em que estamos juntos.

Aos meus pais, Evaldo e Jane, e meu irmão Lorenzo pelo apoio e incentivo.

Aos amigos, sogros e cunhados.

Ao professor e orientador Eduardo Tavares Costa pela ótima recepção, pela oportunidade de aprender e trabalhar ao seu lado. Pela amizade e toda confiança depositada em mim.

Ao professor Antônio Adilton Oliveira Carneiro por disponibilizar o laboratório do GIIMUS – Grupo de Inovação em Instrumentação Biomédica e Ultra-Som, do Departamento de Física da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP) da USP e pelo incentivo para eu trabalhar na área de ultra-som.

Ao Eng. Sérgio Moura pelo auxílio, e inúmeras sugestões que me auxiliaram no decorrer do trabalho.

Às empresas Refletolux, Solvay Indupa, Watson-Marlow Bredel e seu Engenheiro de Vendas Nilton Constantino Santos pela doação de materiais.

Aos colegas e ex-colegas de pós-graduação do Laboratório de Ultra-Som.

Ao pessoal da Área de Pesquisa e Desenvolvimento do Centro de Engenharia Biomédica (APD/CEB).

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica e às secretárias Nirlei Vitareli de Souza e Adriana Chaves Cavalcanti de Andrade do CEB.

Aos demais colegas do Centro de Engenharia Biomédica.

A todos que contribuíram para que este trabalho fosse possível.

À CAPES pelo apoio financeiro.

Muito obrigada a todos vocês!

*Dedico este trabalho ao meu marido e
grande amor Junior.
Ao meu pai, Evaldo, minha eterna
inspiração, à minha mãe Jane pela
dedicação incondicional e ao meu
querido irmão Lorenzo.
Com vocês a minha vida é completa.*

“Você faz suas escolhas! Suas escolhas fazem você!”
Willian Shakespeare

Capítulo 1

Introdução

A maioria dos métodos de diagnose médica que usam ondas ultra-sônicas é baseada na reflexão do ultra-som nas interfaces (superfícies de separação de dois meios) ou no efeito Doppler produzido por movimento de estruturas dentro do corpo. O efeito Doppler é a mudança da frequência percebida de um som emitido por uma fonte em movimento, ou seja, há uma variação de frequência da onda refletida em relação à onda incidente (DANTAS, 1999).

O exame de ultra-som Doppler baseia-se no emprego de sons de alta frequência (entre 1MHz e 15 MHz) na investigação do fluxo sanguíneo de um vaso ou na medição de batimento cardíaco fetal, por exemplo, (MURTA *et al.*, 2002). Quando uma onda ultra-sônica é dirigida para um alvo em movimento, ela é refletida com uma frequência diferente daquela que caracterizava o som emitido. Essa diferença de frequência é o que se chama de desvio Doppler. Quando um feixe ultra-sônico é dirigido para um vaso sanguíneo, a onda é refletida principalmente pelas células que fluem no interior desse vaso, notadamente as hemácias. Essa é a base para o uso da tecnologia Doppler na avaliação de parâmetros relacionados ao fluxo de sangue, sendo um método não-invasivo de medição de fluxo sanguíneo, existindo atualmente dois diferentes métodos: Doppler contínuo e Doppler pulsado; e dois modos de operação: Doppler colorido e o *power* Doppler. Os equipamentos disponíveis no mercado podem agregar um ou mais dos métodos acima citados e um programa de controle de qualidade de diagnóstico por imagem por ultra-som necessita checar se os valores medidos são os corretos, daí ser importante o uso de simuladores (*phantoms*) que mimetizam tecidos e fluxo sanguíneo (PICOT, 1997).

A literatura especializada mostra relatos envolvendo controle de qualidade de aparelhos ultra-sônicos, busca por materiais mimetizadores de tecidos e órgãos e desenvolvimento de *phantoms* específicos, sendo a maioria grupos de pesquisa estrangeiros.

Sabe-se que o uso de simuladores do Efeito Doppler na engenharia, e de *phantoms* na medicina estão limitados economicamente pelo alto custo tornando inviável sua aquisição por instituições que gostariam de implantar um Programa de Qualidade para monitorar o desempenho de seus equipamentos de imagem médica. Dessa forma, buscamos com este projeto desenvolver um simulador para detecção de fluxo com ultra-som Doppler de tecnologia nacional, mais acessível para hospitais e

clínicas que queiram implantar programas de testes de controle de qualidade de imagem que esteja de acordo com as normas vigentes.

Deste modo, em nosso entender, são necessárias pesquisas para o desenvolvimento de simuladores com tecnologia nacional visando à redução dos custos e novos modelos de *phantoms*.

Capítulo 2

Objetivos

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de simuladores de baixo custo para medição de fluxo de líquidos para caracterização de equipamentos de ultra-som operando no modo Doppler que atendam as normas de Controle de Qualidade.

Capítulo 3

Revisão Bibliográfica

Neste capítulo são apresentadas informações gerais sobre ultra-som e o efeito Doppler. A seguir, a descrição de um método mais detalhado sobre a configuração Doppler pulsátil que foi utilizada neste trabalho. Por fim, um estudo detalhado sobre simuladores ou *phantoms*.

3.1.1 O Ultra-som

3.1.2 Introdução

A história do ultra-som data de 1794 quando Lazzaro Spallanzini demonstrou que morcegos se orientavam mais pela audição do que pela visão. Em 1880, Pierre e Jacques Currie descobriram as características físicas de alguns cristais, fenômeno esse denominado efeito piezoelétrico. A partir da Segunda Guerra Mundial, com a observação de que alguns animais se locomoviam através de ondas ultra-sônicas, como morcegos e os golfinhos surgiram a idéia do desenvolvimento do sonar. Em 1950, o ultra-som já era aplicado na medicina Douglas Howry e W. Roderic Bliss produziram a primeira imagem seccional em preto e branco sem gradações. Kossof, na Austrália, em 1971, introduziu a escala de cinza na imagem, em que os diversos níveis de intensidade dos ecos eram representados por diferentes tons de cinza na tela. Já na década de 80 e 90, o ultra-som tornou-se um importante método de diagnose médica por ser não-invasivo, não utilizar radiação ionizante, os equipamentos são relativamente baratos, as imagens seccionais podem ser obtidas em qualquer orientação espacial, possibilita o estudo da hemodinâmica corporal através do Efeito Doppler e por fim as aquisições das imagens são feitas praticamente em tempo real, permitindo o estudo do movimento de estruturas corporais.

O ultra-som é uma onda mecânica, geralmente denominada ondas acústicas fora da faixa audível ao homem, situadas na faixa de frequência de 20 kHz a 20 MHz (hoje já se encontram equipamentos que permitem a biomicroscopia acústica, com ondas de frequências de até 100 MHz). Essas ondas são geradas por transdutores ultra-sônicos, que são dispositivos capazes de converter energia elétrica em

energia mecânica e vice-versa. Os transdutores são feitos utilizando-se materiais piezoelétricos, geralmente cerâmicas como o titanato de bário (BaTiO) e o titanato zirconato de chumbo (PZT). Ao se aplicar tensão elétrica nesse material (geralmente feito na forma de disco cerâmico de pequena espessura ou arranjos matriciais com múltiplos elementos, os chamados *array transducers*, cujas faces são recobertas com eletrodos), ocorre variação de suas dimensões físicas, e vice-versa, ou seja, a aplicação de certa pressão provoca o aparecimento de uma tensão elétrica nas suas faces. O mesmo transdutor pode atuar tanto como emissor quanto receptor. Este dispositivo deve ser utilizado em contato com a pele, usando gel ou água para eliminar o ar e facilitar o casamento de impedância acústica entre pele-transdutor.

3.1.3 Fundamentos da propagação acústica

O ultra-som é uma forma de onda acústica e, como o som, precisa de um meio para se propagar. Quando uma onda acústica é lançada em um meio, um distúrbio mecânico nesse meio é produzido. Se a fonte é senoidal, parâmetros acústicos como pressão, velocidade média, deslocamento médio, densidade, temperatura, e velocidade do som respondem em função do tempo e espaço (BRONZINO, 1999).

O comprimento de uma onda λ é a distância entre dois picos máximos consecutivos (Figura 1 a), ou seja, a distância mínima em que a forma da onda se repete, o período T de uma onda senoidal (Figura 1 b) é o tempo necessário para que a onda percorra uma distância igual a um comprimento de onda, e é dado pela equação 1:

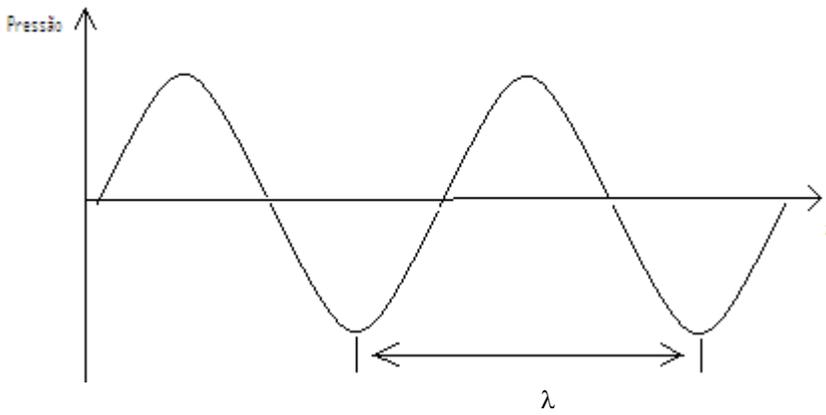
$$\lambda = c T \quad (1)$$

Onde: λ = comprimento de onda (m);

c = velocidade do som no meio (m/s);

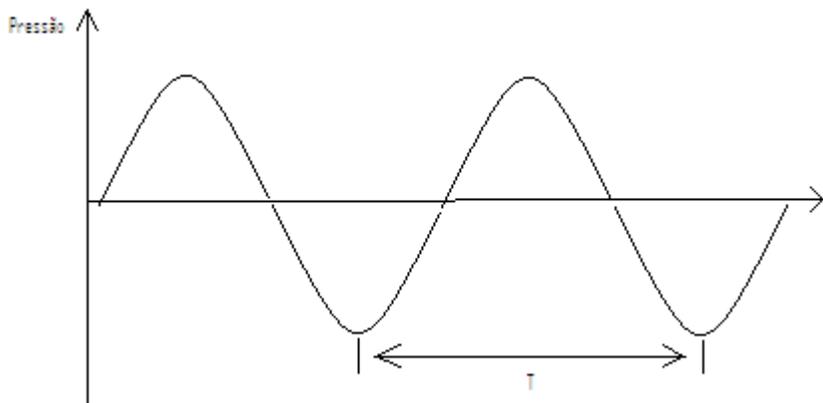
T = período da onda (s).

tempo fixo



(a)

z fixo



(b)

Figura 1: Forma de onda deslocando-se em um tempo fixo (a) e em um espaço fixo (b).

A frequência, f , de uma onda é definida como o número de comprimentos de onda que passam num ponto por unidade de tempo. Sua unidade é s^{-1} , chamada Hertz (Hz), ou ciclos por segundo:

$$f = \frac{1}{T} \quad (2)$$

3.1.4 Interação do ultra-som com a matéria

Os tipos de interação entre o som e a matéria incluem: (a) reflexão, (b) refração, e (c) absorção.

(a) Reflexão

Quando o ultra-som interage com as estruturas internas do corpo, este encontra diferentes meios, ou seja, cada estrutura, seja o sangue, os ossos ou tecidos moles têm suas características próprias, como impedância, atenuação, velocidade de propagação. A onda acústica ao atravessar os diferentes meios, parte de seu feixe é refletido, e depende da impedância acústica do tecido e do ângulo de incidência do feixe ultra-sônico (CURRY, 1990).

A impedância acústica de um determinado material pode ser definida como:

$$Z = \rho \cdot c \quad (3)$$

Onde: Z = impedância acústica (kg.m/l. s ou 10^{-3} kg/m².s);

ρ = densidade do material (g/ml);

c = velocidade do som no meio (m/s).

Outro fator importante que interfere no comportamento da onda acústica na interface entre dois meios distintos é o ângulo de incidência entre o feixe ultra-sônico e a superfície refletora, quanto maior o ângulo de incidência menor é a reflexão do feixe.

Quando o ângulo de reflexão é igual ao ângulo de incidência ($\theta_i = \theta_r$), a interface entre os meios 1 e 2 é plana. A onda transmitida relaciona-se com o ângulo de incidência em função das velocidades de propagação do meio 1 (c_1) em relação ao meio 2 (c_2) pela Lei de Snell, dada pela equação 4:

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (4)$$

A parcela da pressão da onda incidente (P_i) que é refletida (P_r) é dada pelo coeficiente de reflexão R , segundo a relação:

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (5)$$

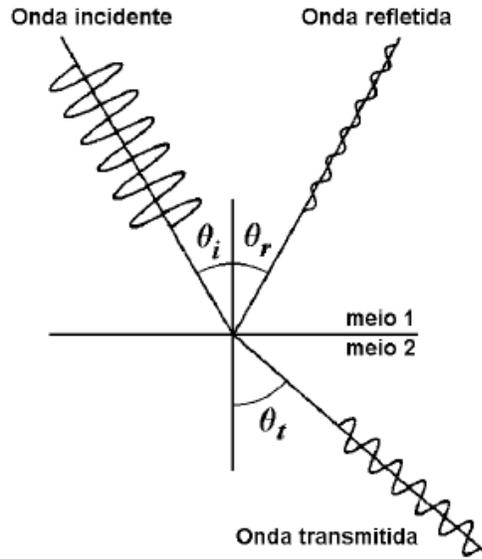


Figura 2: Comportamento da onda acústica qualquer na interface entre dois meios distintos.

A parcela da pressão da onda incidente (P_i) que é transmitida (P_t) é dada pelo coeficiente de transmissão T , segundo a relação:

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (6)$$

Onde: Z_1 e Z_2 = impedâncias acústicas, do meio 1 e 2, respectivamente;

P_i = pressão da onda de incidência;

P_r = pressão da onda refletida;

P_t = pressão da onda transmitida.

Para incidência normal em relação à interface entre os meios de propagação ($\theta_i = \theta_t = \theta_r = 0$):

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (7)$$

(b) Refração

Quando a onda passa de um meio 1 para um meio 2, esse fenômeno denomina-se refração, em que a frequência se mantém, porém o comprimento de onda muda para acomodar-se à nova velocidade do meio 2. A Figura 2 mostra os ângulos de reflexão (θ_r), onda refletida e refratada (θ_t), onda transmitida. A parcela da onda transmitida pode ser calculada pela mesma equação 6 para o caso de incidência normal, ou seja, $\theta = 90^\circ$.

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (8)$$

(c) Absorção

Absorção do ultra-som em fluidos é o resultado de forças de fricção que se opõem ao movimento das partículas do meio (CURRY, 1990). O termo refere-se à conversão do ultra-som em energia térmica, e “atenuação” refere-se à perda total na propagação incluindo absorção, espalhamento e reflexão.

A atenuação implica no decaimento exponencial da amplitude da onda acústica que se propaga no material. O coeficiente de atenuação é dado por:

$$\alpha = af^b \quad (9)$$

Onde: α = coeficiente de atenuação (cm^{-1});

a = coeficiente de atenuação para 1 MHz (ver tabela 1);

f = frequência (MHz);

b = parâmetro correspondente à dependência da atenuação com a frequência.

A Tabela 1, a seguir, apresenta algumas propriedades acústicas de alguns materiais.

Tabela 1: Características ultra-sônicas de alguns materiais. (Modificado de BRONZINO, 1999).

Material	Velocidade	Densidade	Impedância	Coefficiente α	b
	c	ρ	Z	para 1 MHz	
	(m/s)	(g/ml)	(Kg/m².s)	(dB/cm)	
Ar	343	0,0012	0,0004	1,2	2
Água	1450	1,00	1,5	0,002	2
Gordura	1450	0,92	1,4	0,6	1
Pulmão	650	0,40	0,26	40	0,6
Sangue	1450	1,06	1,6	0,1	1,3
Músculo	1450-1630	1,07	1,7	1,5-2,5	1
Osso	2700-4100	1,38-1,81	3,7-7,4	10	1,5
Alumínio	6300	2,7	17	0,018	1

3.2 O Ultra-som na Medicina

O ultra-som tem sido amplamente utilizado para diagnóstico médico em várias aplicações, como na determinação da taxa de crescimento e detecção de batimento cardíaco fetal, na detecção de cistos e tumores, avaliação das funções cardíacas, determinação de fluxo sanguíneo, distância entre estruturas anatômicas e obtenção de imagens de órgãos internos em geral. Na modalidade de diagnóstico por imagem, a qualidade da imagem e o funcionamento preciso de todos os controles do equipamento são de extrema importância para a confiabilidade dos exames (ZUCATTI, 2003).

3.2.1 Princípio de Funcionamento dos Equipamentos de Ultra-som

Um equipamento básico de ultra-som é formado por uma unidade de geração e transmissão dos pulsos elétricos para excitação dos transdutores, uma unidade de recepção e amplificação dos sinais captados, uma unidade de controle e processamento que é utilizada para configurar os parâmetros das unidades de transmissão e recepção e uma unidade para visualização dos resultados do processamento. O tipo de análise e de processamento efetuados nos sinais enviados e recebidos pelos transdutores depende das informações requeridas pelo médico, que podem ser a apresentação de um órgão interno

em um monitor, a atenuação ou velocidade de propagação da onda ultra-sônica em um determinado órgão, a estimação de fluxo sanguíneo ou o deslocamento de determinadas estruturas em relação às suas posições normais (WEBSTER, 1992; WELLS, 1977).

No início da utilização do ultra-som como ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico, era comum o uso de transdutores circulares que faziam varredura em uma direção de uma área de interesse e as frequências situavam-se entre 1MHz e 3,5MHz. Com o advento de novas técnicas de fabricação e encapsulamento das cerâmicas piezoelétricas, passou a ser comum o uso de transdutores do tipo matricial (*array transducers*), e o acionamento de cada elemento do *array* passou a ser eletrônico (varredura eletrônica). Além do desenvolvimento da eletrônica analógica e digital, a fabricação de transdutores de frequência acima de 3,5MHz passou a ser comum. Isto facilitou a utilização do ultra-som em diversas áreas da medicina sendo comum sua utilização em oftalmologia com transdutores operando em frequências entre 10MHz e 25MHz. Ultimamente, é grande a quantidade de pesquisadores que estão desenvolvendo transdutores que chegam a operar entre 25MHz e 100MHz, com aplicação direta na visualização de estruturas de artérias e vasos.

Um diagrama esquemático de um transdutor ultra-sônico de elemento único pode ser visto na Figura 3a. Os elementos básicos deste tipo de transdutor são: cerâmica piezoelétrica (elemento transdutor), camada de retaguarda (para absorção da energia acústica que se propaga no sentido contrário ao da face frontal), camada frontal (para casamento de impedância acústica com o meio de propagação da onda acústica gerada pela cerâmica), elementos de casamento de impedância elétrica, cabos e material de encapsulamento do transdutor.

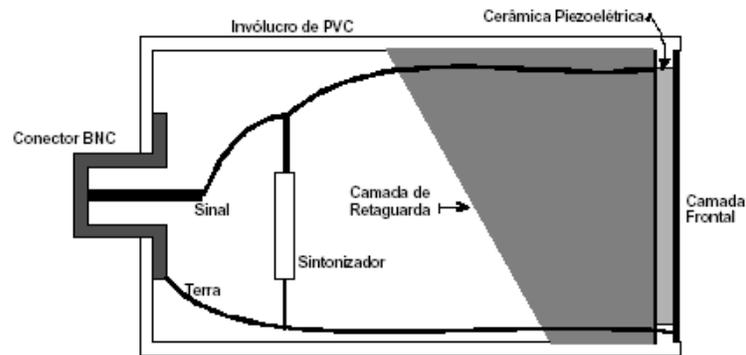
Os transdutores de elemento único são ainda bastante utilizados com pequenas variações de encapsulamento segundo suas diversas aplicações. Para imagem, podem ser montados em estruturas móveis (por exemplo, no eixo de motores) de forma a permitir o direcionamento de sua face frontal em diversos ângulos, formando imagens setoriais.

Os transdutores do tipo matricial (Figura 3b e 3c) podem ter diversos formatos e são constituídos por diversos elementos (geralmente) cerâmicos com pequenas dimensões, separados entre si e que podem ser acionados individualmente ou agrupados em pequenas células.

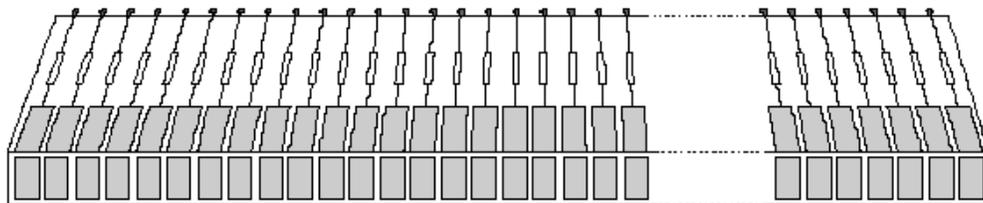
3.2.2 Modos de Operação

Os equipamentos medem a amplitude dos ecos, o tempo entre eles e a direção de propagação dos mesmos e estas informações são então processadas e exibidas em diferentes modos: Modo-A ou Amplitude, Modo-B ou Brilho, Modo-M ou Movimento, Doppler Contínuo ou Pulsátil. Comenta-se a

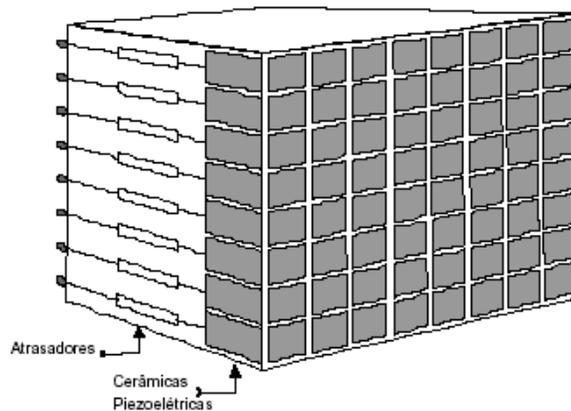
seguir estes principais modos de operação dos equipamentos de ultra-sonografia.



(a) Transdutor com elemento cerâmico único



(b) Transdutor matricial 1D



(c) Transdutor Matricial 2D

Figura 3: Diagrama esquemático dos transdutores de ultra-som, (a) elemento único e (b) e (c) múltiplos elementos [Modificado de COSTA e MAIA, 2002, p.374].

Equipamentos no Modo-A e Modo-B fornecem informações espaciais sobre a região que está sendo mostrada, enquanto que nos Modos M e Doppler, fornecem informações sobre movimento (geralmente de válvulas cardíacas) ou velocidade/fluxo sanguíneo. A técnica mais antiga é o Modo-A

(ou modo-Amplitude), que fornece informações unidimensionais e a técnica de geração de imagens em duas dimensões mais utilizada é o Modo-B. Muitos equipamentos podem operar com uma combinação dos modos, por exemplo, Modo-M com Modo-B, Doppler e Modo-B, etc.

3.2.2.1 Modo-A (Amplitude)

A informação diagnóstica sobre profundidade das estruturas do corpo pode ser obtida enviando-se um pulso de ultra-som através do corpo e medindo-se o intervalo de tempo entre a emissão do pulso e recepção do eco. Tanto o pulso como o eco pode ser mostrado num monitor de diversas maneiras. Uma delas é chamada varredura-A ou modo-A, de diagnose ultra-sônica. Nesse tipo de apresentação é necessário ter-se um conhecimento prévio da estrutura ao longo da trajetória do pulso para se fazer uma interpretação clínica. É o modo-Mais básico de aquisição de dados, onde a amplitude do eco retroespalhado é registrada em função do tempo. Neste método de apresentação de informações a distância alvo-transdutor é representada no eixo horizontal e a amplitude do eco no eixo vertical na tela de um CRT ou de um monitor de vídeo (IEC1390, 1996). Um traço Modo-A pode ser produzido da seguinte maneira: simultaneamente à transmissão do pulso ultra-sônico no corpo, tem início uma varredura horizontal com velocidade uniforme, num CRT. Durante esta varredura, os ecos recebidos pelo transdutor são amplificados e representados por deflexões verticais na tela do CRT. A amplitude de cada deflexão vertical é uma medida proporcional a cada eco recebido (ZUCATTI, 2003).

O Modo-A foi bastante usado para detectar tumores cerebrais, localizando a linha mediana do cérebro, que normalmente separa seus ventrículos simetricamente. O deslocamento dessa linha pode indicar presença de um tumor. Esse procedimento é chamado ecoencefalografia. Pela varredura-A pode-se também distinguir diferentes tipos de tecido, por exemplo, o tecido mole produz ecos de baixa amplitude, enquanto que o líquido de um cisto não produz eco. Outra importante aplicação é na oftalmologia, na detecção de tumores, corpos estranhos, deslocamento de retina, etc. Geralmente, a não ser nas aplicações de oftalmologia (para se determinar a espessura da córnea), o modo-A não faz parte da maioria dos exames clínicos, sendo o mais comum o uso do modo-B dinâmico, descrito a seguir.

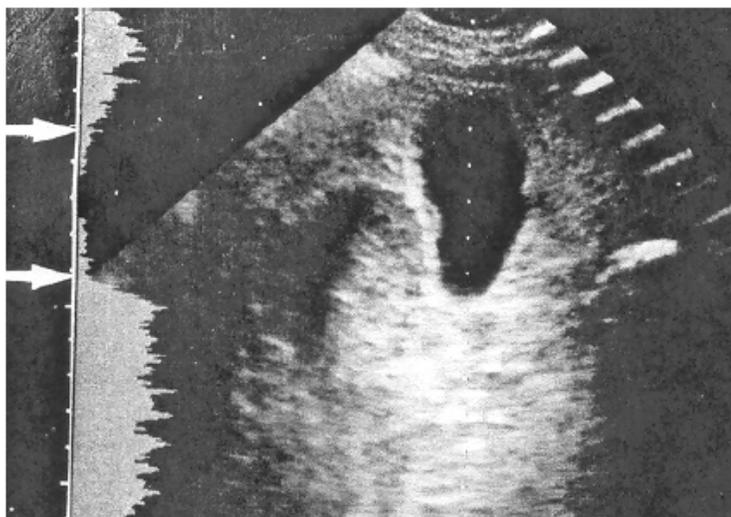


Figura 4: O traçado em modo-A apresentado à esquerda da imagem representa a varredura feita na posição indicada pela linha pontilhada no centro da imagem, representando as interfaces ecogênicas do tecido estudado. A zona sem ecos (entre as setas) corresponde ao líquido visualizado na vesícula biliar [modificado de ZUCATTI, 2003, p.12].

3.2.2.2 Modo-B (Brilho)

O princípio de funcionamento baseia-se na obtenção dos ecos como no modo-A, mas o sinal é tratado diferentemente. O modo-B pode ser estático ou dinâmico. Como a maioria dos equipamentos de ultra-sonografia atual é de modo-B dinâmico, o chamado *B-scan*, comenta-se este modo de funcionamento. No modo-B os ecos são representados por pontos brilhantes na tela. A intensidade do brilho (geralmente apresentada numa escala de cinza) corresponde à amplitude dos ecos do modo-A. O modo-B produz uma imagem bidimensional do meio sob estudo pela combinação dos sinais do modo-A em várias direções (varredura ou *B-scan*).

O Modo-B é amplamente utilizado em obstetrícia, onde a taxa de crescimento fetal, orientação de estruturas, e anormalidades podem ser mapeadas sem o risco da exposição do feto a radiação ionizante. Outras aplicações importantes: exames abdominais para localização de tumores e análise da imagem de órgãos internos; em ginecologia, para localização de cistos e tumores no ovário (Figura 5); em músculo esquelético para observação dos membros inferiores e superiores; e em cardiologia, na visualização das paredes e válvulas cardíacas (ZUCATTI, 2003).

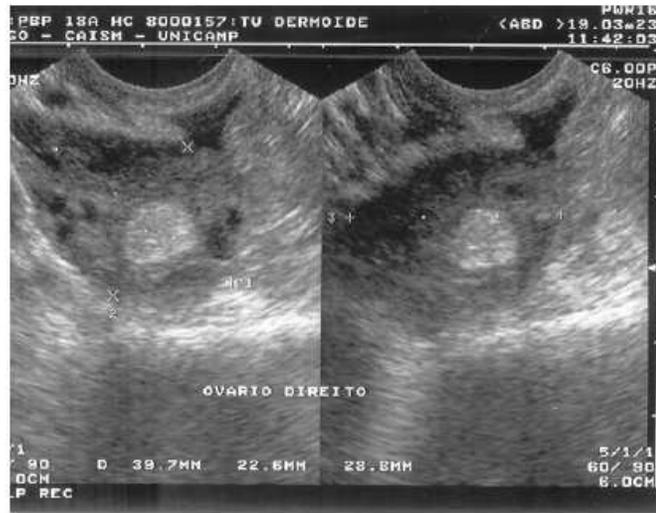


Figura 5: Imagens obtidas no Modo-B para análise das estruturas do ovário [modificado de ZUCATTI, 2003, p.14].

3.2.2.3 Modo-M (Movimento)

A varredura-M ou modo-M, serve para detectar estruturas que se movem, como por exemplo, o coração e as válvulas cardíacas. Neste caso, o transdutor é estacionário e os ecos aparecem como pontos brilhantes na tela em função do tempo. Modo-M ou varredura de movimento e posição no tempo é uma classe de aquisição de imagem na quais as informações de estruturas em movimento são adquiridas de pontos situados ao longo de um único feixe axial. A informação é apresentada num display de Modo-M (IEC1390, 1996). Como no modo-B, o brilho é modulado pela amplitude do eco de acordo com o sinal recebido, e os ecos são coletados em apenas uma direção e apresentados na direção horizontal do monitor como no modo-A.

O equipamento que usa esse método para diagnose cardíaca chama-se ecocardiógrafo. Dependendo da direção do feixe ultra-sônico em relação ao coração, os ecos podem provir de diferentes áreas, fornecendo informações sobre o comportamento de uma válvula em particular ou de uma região do coração.

Outra forma de analisar as estruturas em movimento faz uso do Efeito Doppler.

3.3 O Efeito Doppler

O efeito Doppler foi descrito pela primeira vez por Christian Doppler em 1843 (CURRY, 1990).

Este efeito baseia-se no desvio da frequência que ocorre com um sinal sonoro quando há movimento relativo entre fonte emissora e o receptor. Na interface entre dois materiais com impedâncias acústicas diferentes, parte da potência ultra-sônica emitida é refletida e outra parte é transmitida ao meio seguinte. Se a interface for estacionária, o feixe refletido retorna ao transdutor com a mesma frequência do sinal emitido. O desvio Doppler, do ponto de vista do transdutor, é a diferença entre as frequências por ele emitida e recebida, e conforme mostrado mais adiante, é proporcional à velocidade relativa entre a fonte e o observador.

No caso de estruturas móveis (por exemplo, hemácias em uma artéria), o sinal que retorna ao transdutor sofre desvios de frequência porque as ondas ultra-sônicas, ao atingirem as hemácias que se movimentam impulsionadas pelo fluxo sanguíneo devido ao bombeamento do sangue pelo coração, serão retro-espalhadas atingindo o transdutor com comprimentos de onda diferentes (pois as hemácias podem estar se aproximando ou se afastando da face do transdutor). Essa diferença de comprimento de onda e, portanto, de frequência, entre onda transmitida e onda recebida, é o chamado Desvio Doppler.

Atualmente, o estudo do fluxo sanguíneo é feito pelo Doppler de forma não-invasiva e indireta, por dois diferentes métodos: o Doppler contínuo e o pulsado, podendo ter os modos de operação Doppler colorido e, mais recentemente, o *power* Doppler.

O Doppler contínuo, já definido anteriormente, vem sendo utilizado na obstetrícia e para a avaliação do fluxo sanguíneo nos vasos periféricos. Necessita obrigatoriamente de dois transdutores, ou pelo menos, dois elementos piezoelétricos, um atuando como transmissor e outro como receptor.

O Doppler pulsado dispõe de um ou dois elementos piezoelétricos cerâmicos, geralmente, nos equipamentos atuais, emitindo o ultra-som em salvas com 3 ou mais ciclos de senóides de maneira pulsada, e no intervalo dessa emissão recebendo o eco (som refletido). O Doppler colorido oferece informações sobre a velocidade de determinado fluxo, e mostra a direção e a magnitude dessa velocidade. O Doppler colorido consiste em um sistema que permite mapear em cores a variação de frequência encontrada nos vasos sanguíneos quando há fluxo, ou seja, movimento de partículas (hemácias) nos vasos. A área de interesse, que contém um ou mais vasos é definida a partir da imagem obtida pelo modo-B. O mapeamento em cores do fluxo torna possível a identificação de diminutos vasos difíceis se serem visto por meio da escala de cinza. Essa combinação do ultra-som convencional (modo-B) mais a unidade Doppler, recebem o nome de *duplex scanner*.

Por último, o *power* Doppler é um novo método de processamento do sinal Doppler emitido pelo fluxo em movimento. Nessa modalidade de Doppler, o mapeamento em cores é feito por meio da intensidade dos componentes em frequência do sinal Doppler e permite o estabelecimento de um limiar para diminuir o efeito de ruído, presente no Doppler Colorido. Por trabalhar com a intensidade dos

componentes espectrais do sinal Doppler denomina-se *power Doppler*.

3.3.1 Sistemas ultra-sônicos Doppler

A seguir são apresentados três sistemas diferentes de configuração para ultra-som Doppler.

3.3.1.1 Transdutores Posicionados em Lados Opostos do Tubo

Nesta situação, tem-se um fluido (sangue) movendo-se com velocidade v em um tubo onde, de um lado encontra-se o transdutor de transmissão e do outro o de recepção. O vetor velocidade do fluido v é longitudinal e com isso o sistema só é sensível a fluxos sanguíneos longitudinais (Figura 7). Quando não há movimentação de fluido, a frequência recebida é a mesma que a emitida. Neste caso, o desvio Doppler, que é a diferença entre estas frequências, é zero. Com a movimentação do fluido, a frequência recebida é um pouco diferente da emitida, maior ou menor dependendo do sentido do fluxo e do posicionamento dos transdutores.

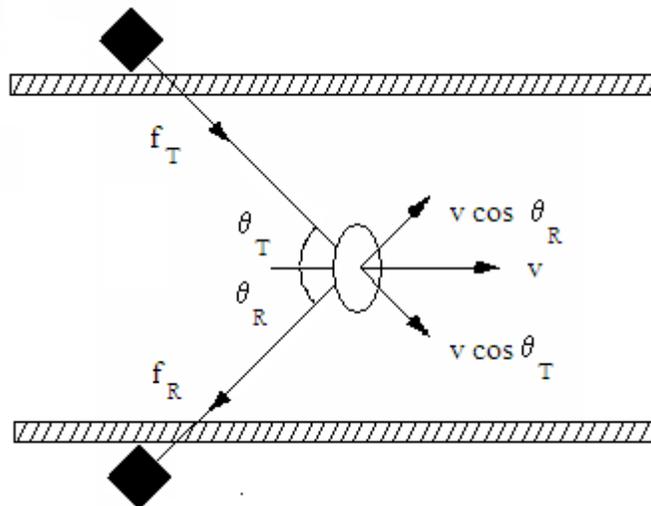


Figura 6: Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo [Modificado de DANTAS, 2000, p.33].

A equação que relaciona a frequência recebida com a transmitida em função da velocidade v é dada por:

$$f_R = f_T \left[\frac{1 - (v \cos \theta_R / c)}{1 + (v \cos \theta_T / c)} \right] \quad (10)$$

Onde: f_R = frequência recebida;

f_T = frequência transmitida;

v = velocidade de escoamento do fluido;

c = velocidade de propagação do som meio (1450m/s para o sangue).

Considerando a função do desvio Doppler ($f_D = f_R - f_T$), tem-se:

$$f_D = -f_T \left[\frac{(v \cos \theta_R) + (v \cos \theta_T)}{c + v \cos \theta_T} \right] \quad (11)$$

Considerando $v \ll c$ e fazendo os ângulos de incidência iguais ($\theta_R = \theta_T = \theta$), a equação 11 pode ser simplificada:

$$f_D \approx \pm \frac{2vf_T \cos \theta}{c} \quad (12)$$

O sinal negativo (-) presente na equação 11 não indica que o desvio Doppler seja uma frequência negativa, trata-se apenas da representação do sentido da velocidade em relação ao posicionamento dos transdutores, ou seja, $f_T < f_R$. Caso a velocidade fosse a sentido contrário (da direita para a esquerda), o sinal seria positivo, razão pela qual a equação 12 apresenta o sinal (\pm).

3.3.1.2 Sistema Ultra-sônico Doppler com Transdutores Posicionados no Mesmo Lado do Tubo

As considerações a respeito da proporcionalidade do desvio Doppler com a velocidade são as mesmas da configuração anterior. Este sistema (Figura 8) permite a utilização de dois transdutores em encapsulamento único. A única peculiaridade é que o transdutor ultra-sônico de recepção encontra-se no mesmo lado do de transmissão. Como os transdutores estão posicionados muito

próximo um do outro, podem-se considerar os ângulos de transmissão e recepção iguais ($\theta_i = \theta_r = \theta$).

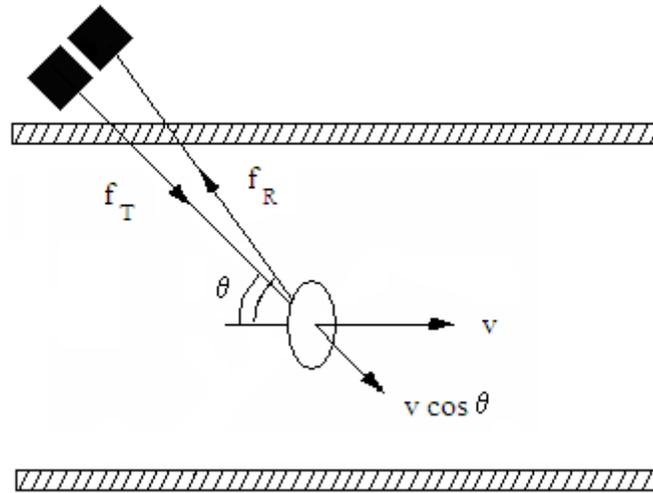


Figura 7: Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo [Modificado de DANTAS, 2000, p.34].

Considerações a respeito da proporcionalidade do desvio Doppler com a velocidade são as mesmas da configuração anterior. Desta forma tem-se a seguinte relação:

$$f_D \approx \pm \frac{2vf_T \cos \theta}{c} \quad (13)$$

3.3.1.3 Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil com um Único Transdutor Ultra-sônico

Neste sistema, um único transdutor é utilizado para a transmissão e recepção de pulsos ultra-sônicos (Figura 9). A grande vantagem deste sistema é que os vários ecos captados são frutos de reflexões a profundidades distintas e eles não chegam ao transdutor simultaneamente. Sendo assim, calculando-se o tempo de propagação gasto para reflexões a diferentes profundidades, pode-se habilitar o circuito de recepção apenas em determinados instantes, fazendo a distinção das várias reflexões. Não é possível obter resolução espacial, com identificação das estruturas em profundidades diferentes, utilizando-se fluxômetros Doppler de ondas contínuas, porque os ecos não chegam ao transdutor (receptor) com separação temporal.

Apesar das configurações dos itens 3.2.1.1 e 3.2.1.2 terem sido apresentadas para ondas contínuas, elas também podem ser utilizadas no modo pulsátil.

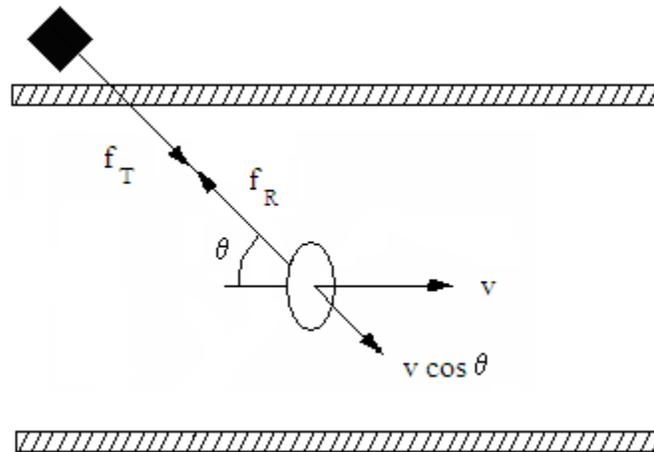


Figura 8: Sistema Doppler pulsátil com um único transdutor [Modificado de DANTAS, 2000, p.35].

O desvio Doppler pode ser calculado através da mesma equação 13.

3.4 Qualidade da imagem de Ultra-som

3.4.1 Garantia da Qualidade

Um programa de Garantia da Qualidade engloba o conjunto de ações sistemáticas e planejadas visando garantir a confiabilidade adequada quanto ao funcionamento de uma estrutura, sistema, componente ou procedimentos, de acordo com um padrão aprovado. Essas ações destinam-se a ajudar os médicos e funcionários de suporte a conduzirem o processo de diagnóstico por imagem com a melhor efetividade e menores riscos e desconforto possíveis ao paciente (BEN-ZVI, 1989).

3.4.2 Controle de Qualidade

A parte do programa de garantia de qualidade que consiste do conjunto das operações destinadas a manter ou melhorar a qualidade é chamado de controle de qualidade. Controle de qualidade é o aspecto mais tangível da garantia da qualidade, sendo definido como uma série de procedimentos distintos que garantem o desempenho satisfatório de um produto e seu sistema de

produção (NCRP Report. nº 99, 1998). Segundo o relatório 99 da NCPR esse controle envolve o usuário, que deve estar atento dia após dia para a manutenção da qualidade desejada e verificar a integridade do equipamento após qualquer serviço realizado; o físico médico pode desenvolver o programa e realizar as avaliações e o engenheiro que pode ser o responsável pelos reparos, manutenção preventiva, contato com representantes e calibração. Segundo a norma AIUM (1995), um programa de garantia da qualidade em equipamentos de diagnóstico por ultra-som envolve monitorações de rotina, para garantir que o desempenho da imagem da unidade esteja ótimo, e pode ser dividido em quatro componentes:

- Manutenção diária, otimização da operação e cuidados com o equipamento;
- Detecção de sinais de degradação da imagem obtidas de pacientes, ou obtidas a partir de testes rápidos em imagens de *phantoms*;
- Testes de garantia da qualidade periódica completos, usando *phantoms* apropriados para testes de desempenho;
- Documentação dos problemas e tomada de decisão sobre ações corretivas.

Um programa de garantia da qualidade em ultra-sonografia envolve muitas atividades, incluindo: testes de controle de qualidade, manutenção preventiva, calibração do equipamento, treinamento dos usuários, teste de aceitação de novos equipamentos e avaliação de novos produtos (GOODSITT, *et al.*, 1998). Dessa forma, com este trabalho buscou-se através das normas o desenvolvimento de *phantoms* para a medição de fluxo de líquidos por efeito Doppler visando o controle de qualidade de aparelhos de ultra-som.

3.4.3 Categorias Funcionais para *Phantoms*

Segundo a ICRU no relatório 61 de 1999, estabeleceram-se duas categorias funcionais para *phantoms*, as quais são os *phantoms* de calibração e de imagem:

3.4.3.1. *Phantoms* de Calibração

São usados para atividade envolvendo controle de qualidade e calibração de equipamentos médicos, para estabelecer a resposta de detectores de radiação e para corrigir informações quantitativas derivadas de imagens digitais.

3.4.3.2. *Phantoms* de Imagens

São usados para a avaliação de qualidade das imagens. Dentro desta categoria de *phantoms* funcionais podemos subdividi-los em:

(a) *Phantoms* de Corpo

Eles também são chamados *phantoms* antropomórficos. Têm a forma e composição do corpo humano ou parte deste.

(b) *Phantoms* Padrões

Este grupo de simulador tem como principal função servir como referência na garantia da reprodutibilidade das propriedades ultra-sônicas ao longo do tempo. São usados para padronização e intercomparação.

(c) *Phantoms* de Referência

Incluem *phantoms* para cálculos de dose de radiação, equivalências de densidades minerais ou outras medidas de tipos semelhantes. Eles podem ser definidos pela modalidade de imagem a ser utilizada: Ressonância Magnética, Ultra-som, Mamografia, Tomografia Computada (CT), etc.

3.4.4 *Phantoms* de Ultra-som

Ao se tratar da utilização de ultra-som em medicina, quer seja em terapia, diagnóstico, ensino ou treinamento de pessoal especializado, torna-se fundamental a existência de objetos, denominados de *phantom* ultra-sônico, com formas anatômicas e/ou propriedades de propagação de atenuação do ultra-som semelhantes àquelas dos tecidos humanos. Com esses *phantoms* pode-se, inclusive, realizar a calibração e aferição de equipamentos médicos de ultra-sonografia (FIGUEIREDO E MACHADO, 1993), medidas do coeficiente de atenuação, velocidade do som, e densidades são relatadas como fatores importantes para a construção de um *phantom* e sua padronização (BURLEW, 1980).

O controle de qualidade da imagem em aparelhos ultra-sônicos é baseado em parâmetros

determinados pela norma IEC (IEC, 1996). Há uma crescente necessidade de utilização de um *phantom* simulador de tecido e de um *phantom* simulador de efeito Doppler para executar o conjunto de testes recomendados pelas normas. De todos os parâmetros citados nesta norma: largura da faixa de frequência acústica de trabalho, resolução axial, exatidão no sistema de medição, entre outros, podem ser avaliados utilizando-se de *phantoms* de tecidos biológicos (SATO, 2003).

A Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) relata as características de um *phantom* ideal feito com tecido mimetizador para testes de controle de qualidade: velocidade do som = 1450 ± 10 m/s a 20°C, coeficiente de atenuação = 0,5-0,7 dB/cm/MHz, ecogenicidade e textura similar ao tecido do fígado (GOODSITT, *et al.*, 1998).

Segundo o Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medidas (NCRP), relatório n° 99 um *phantom* de tecido equivalente é necessário para realização de testes do sinal Doppler e nível de ruído, este deve conter um fluido mimetizando o sangue e o coeficiente de atenuação do meio deve estar entre 0,5-0,7 dB/cm/MHz. O mesmo relata o Instituto Americano de Ultra-som em Medicina (AIUM) que em testes de controle de qualidade deve-se usar *phantoms* mimetizadores de tecido como, por exemplo, com o mesmo coeficiente de atenuação citado pela NCRP e com velocidade de propagação do ultra-som de 1450 m/s.

O desenvolvimento de um *phantom* para Doppler foi feito utilizando um material mimetizador de tecido (TMM) para o vaso, desenvolvido a partir de leite e uma mistura homogênea, e para o fluido mimetizador de sangue (BMF) foram usados água e glicerol. Com estes *phantoms* pode-se observar o comportamento de um equipamento de ultra-som e seus parâmetros de qualidade de imagem e capacidade para medição de velocidade do fluido (DOYLE, 2005). Ainda na linha de pesquisa do fluido mimetizador de sangue já foram usadas pó de nylon como partículas espalhadoras, água, glicerina, dextrose e surfactante. (RANMARINE, *et al.*, 1998)

Entre os grupos de pesquisa nacionais pode-se citar o trabalho pioneiro do grupo de pesquisa em ultra-som do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ (FIGUEIREDO E MACHADO, 1993), que desenvolveu um trabalho em que se buscou o estudo de novos materiais mimetizadores de tecido. O *phantom* ultra-sônico proposto por aqueles pesquisadores foi feito de partículas esféricas de vidro, pó de grafite e kappa-carrageana simulando o fígado humano. Atualmente, o grupo da mesma universidade implementou um sistema capaz de mimetizar o fluxo sanguíneo para ensaio de equipamento Doppler utilizando uma bomba peristáltica (GITELMAN *et al.*, 2006).

No desenvolvimento de *phantoms* que simulam a fisiologia cardíaca estão os que foram feitos exclusivamente para o estudo da imagem do ultra-som, ultra-som Doppler e Doppler colorido (SMITH

E RINALDI, 1989), (RICKEY E FENSTER, 1996).

O *phantom* Doppler deve ser um dispositivo que simule um vaso sangüíneo com regime de fluxos variados. Assim, a partir da década de 70, 80 três tipos básicos de *phantoms* foram propostos: aqueles que se baseiam na mimetização de fluxo sangüíneo e vaso, aqueles que substituem o vaso e as partículas em movimento dentro dele, aqueles que utilizam um sintetizador eletrônico para injetar na recepção do equipamento Doppler um sinal de saída do elemento de recepção do transdutor (HOSKINS, 1994). Em laboratórios internacionais, foram desenvolvidas duas variações de *phantoms*, o primeiro usando duas correias com características acústicas semelhantes às de fluxo sangüíneo para produzir movimento a ser detectado com equipamento de ultra-som operando no modo Doppler, permitindo a análise de vários componentes do sinal Doppler. O segundo usou uma correia para simular o *clutter* encontrado no sinal Doppler, causado pelo movimento das artérias e dos tecidos ao redor do vaso e um *phantom* vascular (cânula preenchida com fluido contendo partículas que são movimentadas por bombas externas ao meio) (RICKEY E FENSTER, 1996). Existem estudos em que projetaram e construíram um sistema contendo uma bomba de ar controlada por uma fonte externa de voltagem DC, um material mimetizador de tecido (MMT) para o vaso e um fluido mimetizador de sangue (FMS) para o sangue (DOYLE, 2005). Outros desenvolveram sistema de válvulas, um *phantom* cardíaco utilizando um polímero flexível para simular o ventrículo esquerdo do sangue, conectado a um simulador circulatório. Esse ventrículo contém um disco mecânico circular que simula uma válvula cardíaca na entrada da mitral e aorta. O simulador circulatório inclui um reservatório (recipiente plástico de quatro litros) e sistemas mecânicos que incorporam a complacência e resistência típica de um sistema vascular humano. O elemento de resistência consiste em um tubo estrangulado no fluxo externo da circulação. Os elementos de complacência e resistência serviam como um filtro passa-baixa para a diminuição da pressão e turbulência no sistema circulatório durante o ciclo cardíaco (SMITH e RINALDI, 1989).

3.4.5 Objetos de teste para o controle de qualidade do ultra-som Doppler

Segundo o Relatório Técnico IEC 1206, os objetos para testes de fluxo Doppler são projetados para produzir o espectro de frequência Doppler como os produzido pelo sangue em um vaso sangüíneo real. Desde então o perfil do fluxo nos vasos do corpo humano não é parabólico e varia de acordo com o ciclo cardíaco, é muito difícil simular objetos para testes de fluxo Doppler. A parte dos objetos de testes para fluxo Doppler que serão usados para testes pode ser montada em um tanque de água de modo que se possa acoplar o transdutor, uma bomba, o fluxo pode ser conduzido por um tubo de teste

dentro do tanque. As bolhas de ar devem ser removidas através de um filtro se necessário. O fluido deve ser coletado em um reservatório para a recirculação através da bomba. A calibração de volume de fluxo é feita através da coleta e medida do fluxo que passa pelo sistema em um intervalo de tempo. A bomba e o tubo devem ser cuidadosamente escolhidos para evitar a cavitação de líquido. Como formações de bolhas podem ocorrer naturalmente, com uma maior velocidade da bomba ou pela presença de qualquer seção tubular que tem acréscimo de sua área na direção do fluxo, os distúrbios de fluxo causados pelas conexões tubulares devem ser minimizados.

(a) Fluido

O fluido simulador de sangue deve consistir de água ou um material com impedância acústica similar ao sangue que contenha partículas espalhadoras, sugerindo-se partículas de poliestireno e parafina. Além disso, deve-se adicionar glicerina a fim de alcançar a viscosidade do sangue.

Segundo Ramnarine *et al.* (1998) as partículas usadas como fluido mimetizador de sangue devem ser esféricas ou com formato de disco. De acordo com o material utilizado, estas partículas devem ter diâmetros específicos.

(b) Tubulação de teste

A tubulação deve ter um diâmetro uniforme e conhecido. As paredes devem introduzir mínima atenuação no feixe, e distorção no feixe como resultado da atenuação, refração e reflexão de ângulos críticos.

Um material de parede sugerido é o usado em diálise (celofane) ou um tubo similar com diâmetros suficientemente pequenos. A velocidade do som menor na parede do que no fluido, ou a construção de um bloco mimetizador de tecido pelo qual passe o fluido minimiza ou evita a refração do feixe ultra-sônico que pode ocasionar baixas frequências no espectro Doppler.

(c) Tanque de água (ou bloco de gel)

Os objetos de teste devem ser mantidos em um tanque de água em uma temperatura específica. A água pode ser substituída por um bloco de gel de tecido equivalente com buracos simulando a tubulação.

3.5 Bomba cardíaca: anatomia e fisiologia do coração

O coração funciona como uma bomba e é responsável por bombear o sangue para os pulmões, órgãos e tecidos. Localizado anatomicamente no tórax um pouco à esquerda, no sentido ântero-posterior, com seu ápice deslocado ligeiramente à esquerda. A bomba cardíaca como mostrada na Figura 10, é dividida em duas, coração direito e esquerdo. Cada uma destas partes é formada por um átrio e um ventrículo, o átrio, segundo (GUYTON, 1997), funciona como uma bomba de escoamento para o ventrículo. Esse, por sua vez, é o grande responsável por impulsionar o sangue para a circulação pulmonar e sistêmica.

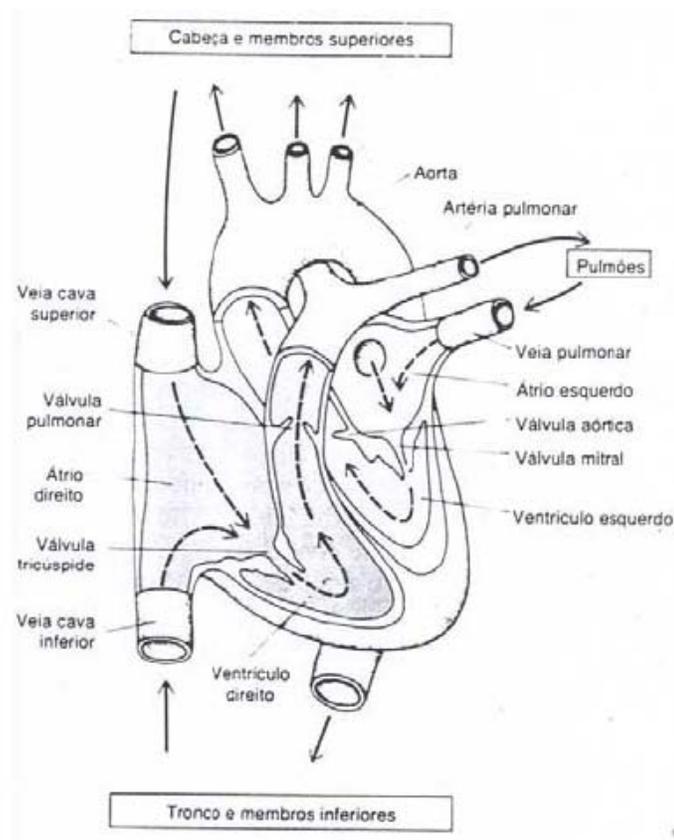


Figura 9: Estrutura do coração e o fluxo de sangue pelas câmaras cardíacas (GUYTON, 1997).

Durante o batimento cardíaco, as câmaras cardíacas dilatam ao encherem-se de sangue (período denominado diástole) e, em seguida, elas contraem quando o coração bombeia o sangue; (período denominado sístole). Os dois átrios relaxam e contraem concomitantemente, assim como os dois ventrículos.

Inicialmente, o sangue proveniente do corpo, pobre em oxigênio e rico em dióxido de carbono, flui através das duas veias de maior diâmetro (as veias cavas) até o átrio direito. Ao encher, essa câmara impulsiona o sangue até o ventrículo direito. Quando este se torna repleto, ele bombeia o sangue, através da válvula pulmonar, até as artérias pulmonares, as quais suprem os pulmões. Em seguida, o sangue flui pelos diminutos capilares que circundam os alvéolos dos pulmões, absorvendo oxigênio e eliminando dióxido de carbono, o qual é, em seguida, expirado. O sangue então rico em oxigênio flui através das veias pulmonares até o átrio esquerdo. Esse circuito entre o lado direito do coração, os pulmões e o átrio esquerdo é denominado circulação pulmonar. Ao encher, o átrio esquerdo impulsiona o sangue rico em oxigênio até o ventrículo esquerdo. Quando este se torna repleto, ele bombeia o sangue, através da válvula aórtica, até a aorta, a maior artéria do corpo. Esse sangue rico em oxigênio irriga todo o organismo, exceto os pulmões.

O restante do sistema circulatório (cardiovascular) é composto por artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias. As artérias, fortes e flexíveis, transportam o sangue do coração e suportam pressões sangüíneas mais elevadas. Sua elasticidade auxilia na manutenção de uma pressão arterial durante os batimentos. As artérias menores e as arteríolas possuem paredes musculares que ajustam seu diâmetro a fim de aumentar ou diminuir o fluxo sangüíneo em uma determinada área. Os capilares são vasos diminutos e de paredes extremamente delgadas, os quais atuam como pontes entre as artérias e transportam o sangue para longe do coração; as veias transportam o sangue de volta para o coração. Os capilares permitem que o oxigênio e os nutrientes passem do sangue para os tecidos e que produtos da degradação metabólica passem dos tecidos para o sangue. Eles drenam o sangue para as vênulas, as quais, por sua vez, drenam nas veias que se dirigem ao coração. Pelo fato de possuírem paredes mais finas e, em geral, de maior diâmetro que as artérias, as veias conduzem o mesmo volume de sangue com menor velocidade e sob uma pressão muito mais baixa.

3.6 Fatores de estudo para a construção do *Phantom Doppler*

Débito cardíaco é o volume de sangue sendo bombeado pelo coração em um minuto. É igual à frequência cardíaca multiplicada pelo volume sistólico. Portanto, se o coração está batendo 70 vezes por minuto e a cada batimento 70 mililitros de sangue são ejetados, o débito cardíaco é de 4.900 ml/minuto. Este valor é típico para um adulto médio em repouso, embora o débito cardíaco possa atingir 30 litros/minuto durante exercícios extremos.

Quando o débito cardíaco aumenta em um indivíduo saudável, mas não treinado, a maior parte do aumento pode ser atribuída à elevação da frequência cardíaca. Mudanças de postura, aumento da atividade do sistema nervoso simpático e diminuição de atividade do sistema nervoso parassimpático também podem aumentar o débito cardíaco. A frequência cardíaca pode variar por um fator de aproximadamente 3, entre 60 e 180 batimentos por minuto, enquanto que o volume sistólico pode variar entre 70 e 120 ml, um fator de apenas 1,5.

Existem algumas leis na circulação que são parâmetros importantes no estudo do método Doppler, que utiliza o ultra-som e o Efeito Doppler para a medição do débito cardíaco. Em relação à velocidade, quanto menor o diâmetro do vaso, maior é a velocidade do sangue. Em se tratando do fluxo sanguíneo, quantidade de sangue que passa por um vaso em um determinado período de tempo; quanto maior a diferença de pressão entre as duas extremidades do vaso, maior o fluxo, quanto maior o diâmetro do vaso, maior o fluxo, quanto maior a viscosidade do sangue, menor o fluxo e quanto maior o comprimento do vaso, menor o fluxo. Dessa forma, a velocidade e o fluxo são grandezas diretamente proporcionais, ou seja; quanto menor o diâmetro do vaso, maior a velocidade do sangue e maior o seu fluxo.

Outro fator fundamental de estudo do sistema cardiovascular é o sangue, as células vermelhas (hemácias) são as principais responsáveis pelas propriedades de retro-espalhamento do ultra-som no sangue (SHUNG, CLOUTIER e LIM, 1992). Dessa forma, a quantidade dessas células irá influenciar diretamente na viscosidade do sangue, a viscosidade do sangue está relacionada com o valor do hematócrito (GUYTON, 1997). Além disso, a viscosidade de um fluido, neste caso o sangue, está relacionada diretamente com a velocidade do fluxo e o diâmetro do vaso. Em um vaso temos um escoamento irregular de fluido com formação de redemoinhos, resultado da mistura entre as camadas adjacentes do fluido. A esse tipo de escoamento dá-se o nome de escoamento turbulento. O engenheiro inglês Osborne Reynolds mostrou que, de modo geral, um escoamento por um tubo regular e retilíneo de diâmetro D , deixa de ser laminar quando o *número de Reynolds* for maior que um valor crítico e este número é definido pela expressão:

$$R_e = \frac{\bar{v}D\rho}{\eta} \quad (14)$$

Onde: R_e = número de Reynolds;

\bar{v} = velocidade média do fluxo (m/s);

ρ = densidade do fluido (kg/m^3);

η = coeficiente de viscosidade do fluido (m/s^2);

D = diâmetro do tubo (m).

Esse valor depende da natureza do fluido, do formato e da superfície interna do tubo de escoamento. Para um grande número de fluidos, seu escoamento por tubo de seção circular torna-se turbulento para $R_e > 2000$. Para garantir um fluxo laminar, o número de Reynolds não deve exceder o valor de 2000.

$$V_{\max} = 2\eta \frac{R_e}{D} \quad (15)$$

Onde: V_{\max} = velocidade máxima do fluxo (m/s).

As principais indicações para exame de Doppler em pacientes são: pacientes com conhecida patologia arterioesclerótica comprometendo o sistema cardiovascular, história de ataque isquêmico hipertensão arterial, diabetes, sopro, entre outros. As artérias têm diversos calibres e podem ser classificadas como grandes (média de 7 mm interno), médias (2,5 a 7 mm de diâmetro interno), pequenas (0,5 a 2,5 mm de diâmetro interno) e arteríolas com menos de 0,5mm de diâmetro. No caso de uma operação de ponte safena, por exemplo, a safena interna é considerada, tanto pelo cirurgião cardíaco como pelo cirurgião vascular, uma boa opção para utilização como conduto vascular nas operações de revascularização. Para isso, o conhecimento da anatomia, o diâmetro e o comprimento da veia são fatores cruciais para determinar o sucesso de uma ponte. O diâmetro mínimo considerado ideal é de 3,0 mm, segundo Priest & Zwiebel (1996) e 2,5 mm de acordo com Polak (1992). A veia porta, por exemplo, pode variar de 3 mm a 15 mm, valores estes descritos em estudos médicos. Assim, o exame de ultra-som Doppler é realizado indistintamente em artérias e veias. Pelos diâmetros acima descritos, um *phantom* com tubulação de aproximadamente 3 mm de diâmetro interno é suficiente para simular a maior parte dos vasos sanguíneos. A faixa de frequência do transdutor vai de 3,5 MHz a 10 MHz, na maioria das aplicações.

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Neste capítulo, são apresentados os materiais e a metodologia utilizada no preparo do tecido simulador assim como do fluido mimetizador de sangue. A seguir a descrição do método utilizado para o cálculo da velocidade nos tecidos simulados, a montagem experimental e outros componentes.

4.1 Materiais do Tecido Simulado

Os *phantoms* desenvolvidos neste trabalho permitem a avaliação de equipamentos de ultra-som, simulando as características de uma artéria ou veia de 3 mm de diâmetro interno, do sangue e da pulsação cardíaca. Foram feitos seis *phantoms*, combinando dois simuladores de tecido diferentes e dois tubos de diâmetros diferentes.

Para encontrar o simulador de tecido definitivo foram feitas amostras-testes. Utilizou-se a solução matriz de água, glicerina, ágar e pó de grafite (SATO *et al.*, 2003). As quantidades estão listadas na Tabela 2:

Tabela 2: Quantidades de material para o preparo do phantom de ágar.

Material	Quantidade
Ágar	5 g
Glicerina	32 g
Água destilada	200 ml
Pó de grafite	1 g

A preparação do tecido consistiu na fervura da água misturada ao ágar e glicerina, após a fervura acrescentou-se o pó de grafite, agitou-se lentamente a mistura e completou-se um béquer até 2 cm acima da peça de alumínio cilíndrica e maciça com 4 cm de altura colocada no interior do béquer. (Figura 1). Após o resfriamento completo, aproximadamente 3 horas, foram feitas as medidas, de velocidade do ultra-som no tecido simulado. A peça de alumínio serve como alvo de referência para localização dos ecos.

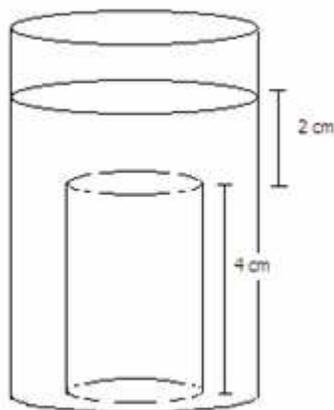


Figura 10: Posicionamento da peça de alumínio dentro do béquer.

No preparo do outro mimetizador de tecido foram utilizados os seguintes materiais: a parafina em gel com densidade de 0,834 g/ml, o pó de grafite, e microesferas de vidro de diâmetro entre 45-90 μm com esfericidade de 80%. As quantidades utilizadas estão listadas na Tabela 3:

Tabela 3: Quantidades de material para o preparo do phantom de parafina

Material	Quantidade
Parafina	200 g
Pó de grafite	0,16 g
Pó de vidro	0,04 g

Na preparação do tecido a parafina foi aquecida até 60°C, esperou-se o resfriamento até aproximadamente 50°C, acrescentou-se o pó de vidro e grafite agitando lentamente para evitar a formação de bolhas. Em seguida, acrescentou-se ao béquer a mistura até 2 cm acima da peça de alumínio. Após o resfriamento total, aproximadamente 2 horas, foram realizadas as medidas de velocidade do ultra-som no tecido simulado.

É importante ressaltar que para se chegar nessas quantidades de material foram feitos diversos testes sendo que as concentrações de pó de grafite e vidro foram determinadas empiricamente.

Os tecidos foram preparados em caixas de acrílico transparente de 10 cm de altura x 13 cm de comprimento x 8 cm de largura, em ambas laterais foram fixadas peças de alumínio que permitem o acoplamento do tubo de silicone e conseqüentemente a passagem do fluido de um lado para o outro, Figura 12 e 13:

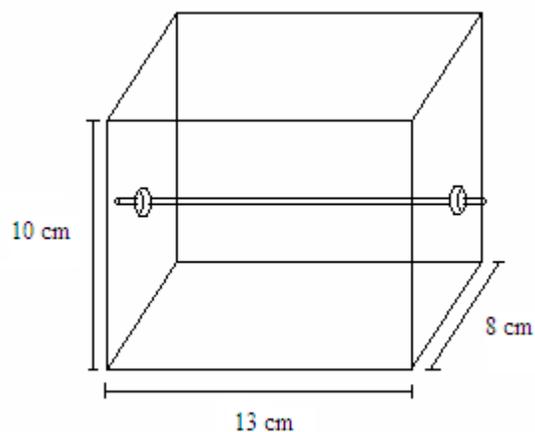


Figura 11: Dimensões da caixa de acrílico



Figura 12: Caixa de acrílico em que foi preparado o tecido, o tubo atravessa a caixa de um lado ao outro conectado pelas peças de alumínio. Embora pareça haver 2 tubos, o segundo tubo é reflexão.

4.2 Cálculo da Velocidade do Tecido Simulado

Para gerar as ondas de ultra-som e para capturar o eco proveniente das amostras, foi utilizado um béquer preenchido com o tecido mimetizador e a peça cilíndrica de alumínio utilizada como alvo. Foi utilizado um transdutor de 5 MHz disponível no LUS-CEB, como emissor e receptor, acionado por um sistema pulso-eco (Panametrics 5072) e os sinais eram visualizados em um osciloscópio (Tektronix TDS 360) (ver Figura 14). O béquer com o cilindro e a amostra foi completado com água e o transdutor foi posicionado dentro da água perpendicularmente à face do cilindro de alumínio de forma a prover um

sinal de eco com máxima amplitude. Os ecos referentes às interfaces água/tecido e tecido/alumínio são adquiridos e processados para o cálculo da velocidade.

Um dos problemas na medida da velocidade está relacionado com a identificação do início e o final do intervalo de tempo correspondente à posição dos ecos. Isto porque o sinal apresenta um atraso em relação à leitura no osciloscópio. Dessa forma, optou-se por aplicar a técnica da correlação cruzada que melhora consideravelmente a determinação do intervalo de tempo entre os sinais. Utilizando o programa MATLAB foi possível processar os sinais obtidos na Figura 15 e conseqüentemente obter o valor da velocidade do ultra-som nos tecidos simulados. O sinal capturado é armazenado no *buffer* e gravado em um arquivo que é posteriormente analisado pelo programa MATLAB. Um *script* carrega esse arquivo e armazena a informação em um vetor para ser posteriormente processada.

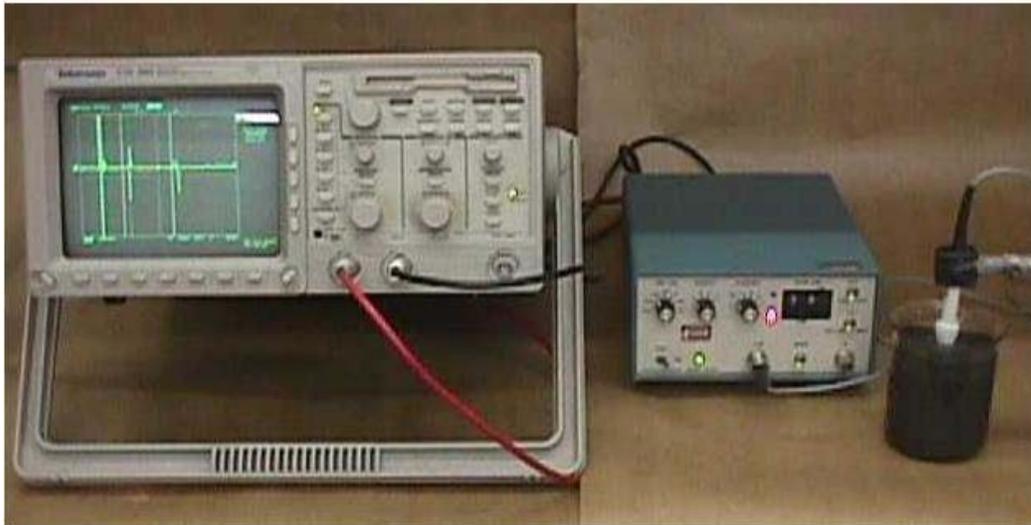


Figura 13: Sistema pulso-eco com transdutor de 5 MHz acoplado a um osciloscópio.

A correlação cruzada entre dois sinais gera um novo sinal chamado de função de correlação cruzada, seu tamanho é constituído pela soma do tamanho das duas amostras menos um. O valor máximo da função de correlação cruzada representa o índice do vetor de atrasos que por sua vez indica qual a diferença temporal entre os dois sinais, ou seja, entre o sinal de referência e o sinal de eco da primeira interface da peça de alumínio.

A Figura 15 mostra dois ecos digitalizados usados para medir a diferença de tempo entre os sinais.

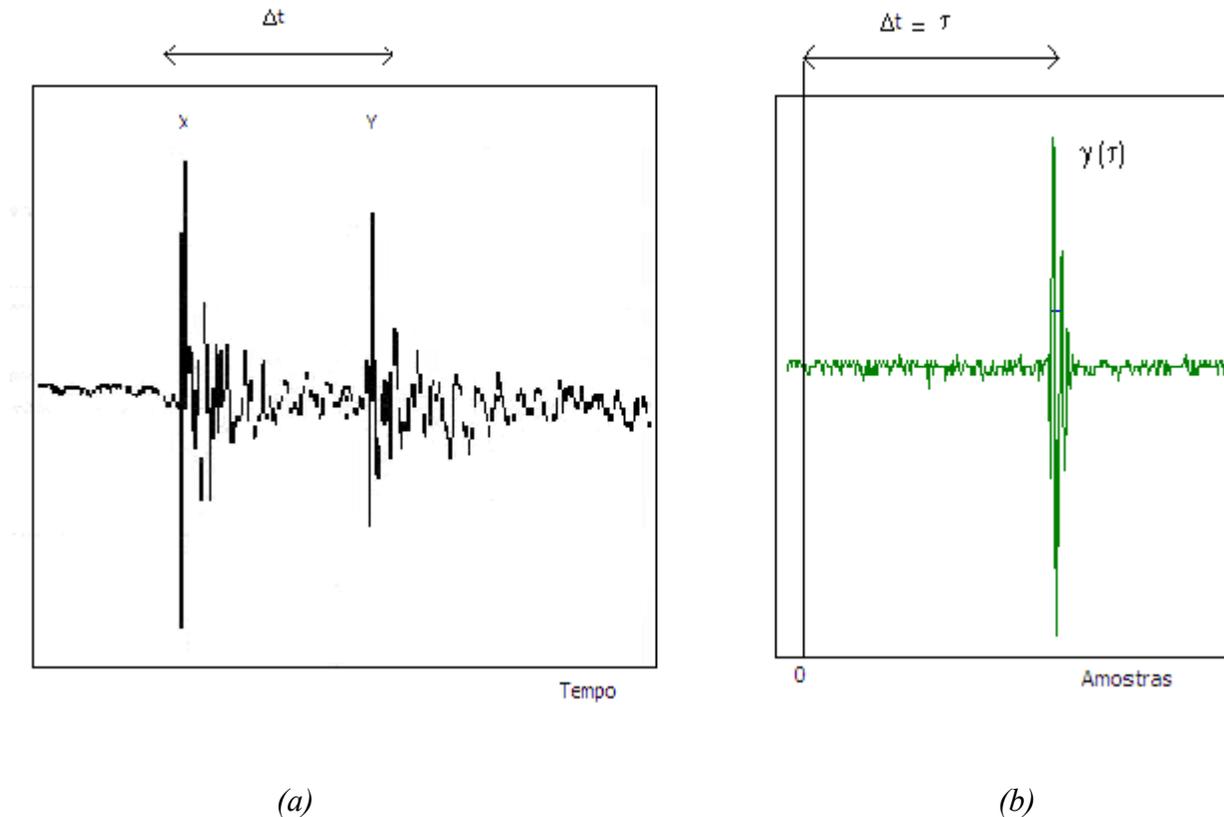


Figura 14: Exemplo de correlação cruzada para determinar o tempo entre dois ecos. (a) primeiro eco X, segundo eco Y; (b) função correlação cruzada entre os sinais X e Y.

As medidas foram baseadas no intervalo de tempo entre dois ecos, Δt (Figura 15 a). Foi escolhido e isolado o sinal X que representa o sinal de eco da primeira interface (água – tecido) e o sinal Y que representa o eco da segunda interface de interesse (tecido – alumínio). Isso permite medir a velocidade do ultra-som no tecido. A distância percorrida pelo eco é igual a 2 vezes a distância da primeira interface à segunda interface. Como o pulso viaja duas vezes a mesma distância $d = 2\text{cm}$ (ida e volta) entre o tecido e o alumínio, que produziu o eco num intervalo de tempo Δt , a velocidade na amostra é dada pela equação 16:

$$v = \frac{2d}{\Delta t} \quad (16)$$

Dessa forma, as velocidades encontradas foram de $1560 \pm 1 \text{ m/s}$ e $1450 \pm 1\text{m/s}$ (média de 20 amostras), para os tecidos de ágar e de parafina, respectivamente. O tecido de ágar apresentou uma velocidade muito próxima da dos tecidos moles humanos de 1560-1590 m/s (BACON e SHAWN, 1993). Para uma explanação detalhada do programa utilizado na aplicação da correlação cruzada para

calcular a diferença de tempo entre sinais consulte o Apêndice A.

4.3 Preparo do Tecido Simulado

O tubo utilizado em três *phantoms* era de silicone de 12 cm de comprimento, 4 mm de diâmetro interno e espessura de parede, 1,5 mm. Nos outros três *phantoms* utilizou-se um tubo de silicone de 12 cm de comprimento, 3 mm de diâmetro interno e 1,5 mm de espessura de parede. Para melhor caracterização foram divididos em tecidos A, B, C, D, E, F, mostrados na Tabela 4:

Tabela 4: Caracterização dos tecidos

	Material do tecido	Tipo de tubo	Profundidade do tubo
A	parafina	silicone de 3mm	1 cm
B	parafina	silicone de 4 mm	1cm
C	parafina	silicone de 4 mm	2 cm
D	ágar	silicone de 3mm	1 cm
E	ágar	silicone de 4 mm	1 cm
F	ágar	silicone de 4 mm	2 cm

O material mimetizador de tecido utilizado foi parafina para os tecidos A, B e C e de ágar para os tecidos D, E e F. O tipo de tubo utilizado sempre foi de silicone e variou-se apenas o diâmetro interno do tubo. A profundidade do tubo é a profundidade que este se encontra da superfície do tecido simulado, como ilustra a Figura 16.

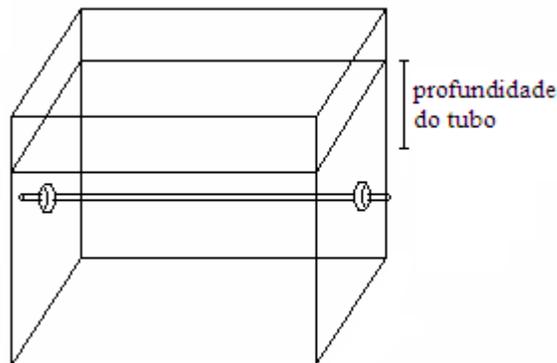


Figura 15: Esquema mostrando a profundidade do tubo.

Para o preparo dos tecidos A e B utilizou-se 500 g de parafina e os outros materiais indicados na Tabela 5; para o tecido C utilizou-se 600 g de parafina e os outros materiais, mantendo-se a proporcionalidade dos materiais para não alterar a composição e mantendo a velocidade de propagação já determinada.

Tabela 5: Materiais dos tecidos A, B e C

Material	Quantidades: A e B	Quantidades: C
Parafina	500 g	600 g
Pó de grafite	0,40 g	0,48 g
Pó de vidro	0,10 g	0,12 g

O procedimento para preparação foi o seguinte:

- 1) A parafina foi aquecida até 60°C,
- 2) Adicionou-se o pó de vidro e de grafite agitando lentamente para evitar a formação de bolhas,
- 3) Esperou-se o resfriamento até aproximadamente 50°C e adicionou-se lentamente a mistura na forma de acrílico.

No preparo dos tecidos D e E utilizou-se 500 ml de água destilada e os outros materiais indicados na Tabela 6; para o tecido F utilizou-se 600 ml de água destilada e os outros materiais, guardando-se a proporcionalidade para garantir a mesma velocidade de propagação medida anteriormente.

Tabela 6: Materiais dos tecidos D e E.

Material	Quantidades: D e E	Quantidades: F
Ágar	12,5 g	15 g
Glicerina	80 g	96 g
Água destilada	500 ml	600 ml
Pó de grafite	2,5 g	3,0 g

O procedimento para preparação foi o seguinte:

- 1) A água destilada foi aquecida até 70°C, adicionou-se a glicerina e o ágar, esperou-se a fervura até 95°C por 5 minutos,

- 2) Adicionou-se lentamente o pó de grafite agitando lentamente, poucas gotas de detergente foram adicionadas para facilitar a homogeneização da mistura,
- 3) Esperou-se o resfriamento até 50°C e os conservantes foram adicionados,
- 4) A forma de acrílico foi preenchida com a mistura lentamente.

Os tecidos D, E e F, foram preparados com água destilada e ágar; o ágar é muito utilizado como meio de cultura, dessa forma é necessário adicionar conservantes para evitar o aparecimento de fungos e microorganismos como bactérias. Os conservantes colocados nos tecidos mimetizadores D, E e F, baseados em GITELMAN *et al.* (2006) encontram-se listados na Tabela 7.

Tabela 7: Conservantes utilizados no preparo do tecido

Material	Componente	Concentração
Antibiótico	Sulfato de neomicina	410 mg/l
Antibiótico	Tetraciclina	1000 mg/l
Antifúngico	Cetoconazol	400 mg/l
Antifúngico	Nistatina	5 ml/l

4.4 Fluido mimetizador de sangue

No preparo do sangue artificial usou-se água, glicerina, pó de PVC de aproximadamente 63 µm, detergente e adoçante, Tabela 8. O adoçante foi usado para aumentar a viscosidade cinética do fluido mimetizador de sangue e não tem efeito algum sobre as propriedades físicas ou acústicas. O detergente garante que as partículas espalhadoras fiquem dispersas o suficiente para não formar grumos (RAMNARINE, *et al.*, 1998). A glicerina garantiu a viscosidade ao fluido, e o pó de PVC simulou as partículas espalhadoras, ou seja; as hemácias.

Seguiu-se a metodologia apresentada por Gitelman *et al.* (2006) para o preparo de 1 kg de sangue artificial:

- No recipiente foi colocado 9,1 g de pó de PVC,
- Adicionou-se a seguir 9 g de detergente;
- Agitou-se a mistura e acrescentou-se 100,6 g de glicerina;
- Dilui-se a mistura em 847,7 g de água destilada;
- Finalmente, acrescentou-se 33,6 g de adoçante.

Tabela 8: Materiais usados na confecção do fluido mimetizador de sangue.

Componente	% em massa
Água	84,47
Glicerina	10,06
Pó de PVC	0,91
Detergente	0,90
Adoçante	3,36

4.5 Outros componentes

Foram utilizados outros componentes para a montagem do *phantom*, a seguir uma breve descrição da bomba peristáltica, misturador, tubulação externa e outros materiais.

4.5.1 Bomba peristáltica

A bomba peristáltica digital modelo 505 DI utilizada foi gentilmente doada pela empresa WATSON-MARLOW[®]. Esta bomba provê vazões de 1 a 500 ml/min e rotação máxima de 350 RPM. Para o funcionamento do sistema é imprescindível que ocorra a perfeita vedação da mangueira quando pressionada pelos roletes, não deixando passar ar ou líquido. Somente peças originais do fabricante da bomba, como mangueiras para cartuchos hidráulicos, roletes e braços, conseguem assegurar o correto funcionamento do dosador, por serem fabricadas sob medida em materiais especialmente selecionados e passar por um rigoroso controle de qualidade. Também a instalação correta de peças de reposição é vital para o processo peristáltico.

Do lado esquerdo da bomba ocorre a aspiração do produto (Figura 17). O rolete, pressionando a mangueira contra o cabeçote, cria um vácuo no lado de aspiração, puxando o líquido a ser dosado pelo esmagamento dos roletes da bomba. Do lado direito da bomba ocorre a pressurização e injeção do líquido. Com os roletes "empurrando" o ar ou líquido que se encontra no cartucho, movimentam o conteúdo da mangueira de injeção.

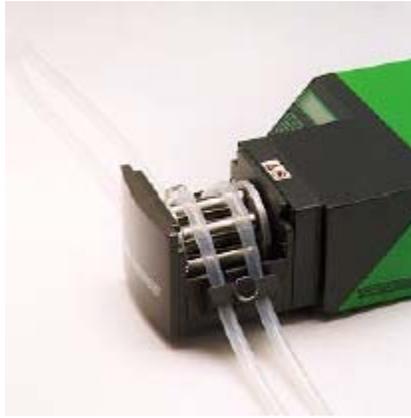


Figura 16: Exemplo do posicionamento dos tubos na bomba peristáltica, neste trabalho foi usado apenas uma mangueira.

4.5.2 Misturador, reservatório, tubulação externa e outros materiais

Foi utilizado um misturador de alimentos modelo SB100P, Black & Decker[®] a fim de que as partículas de pó de PVC não decantassem no fundo do reservatório. O reservatório para armazenamento do fluido mimetizador de sangue tem dimensões 15x15x15 cm e a tubulação externa utilizada é uma mangueira de silicone de 3,5 mm de diâmetro interno. As partículas de pó de PVC foram gentilmente doadas pela empresa SOLVAY INDUPA[®] assim como as microesferas de vidro pela empresa REFLETOLUX[®], isto porque esses materiais são vendidos em toneladas, portanto as empresas nos forneceram amostras de 1 kg.

4.6 Montagem Experimental

O conjunto de bomba peristáltica, tubulação, tecido e misturador é um circuito fechado em que se acopla o equipamento de ultra-som com o transdutor linear. A Figura 18 ilustra o diagrama em blocos de toda a montagem experimental.

Depois de preparados os tecidos, Figura 19; estes foram acoplados à bomba peristáltica e seus componentes. Para os testes foi usada uma bomba peristáltica digital acoplada ao tecido mimetizador e a um reservatório que continha o fluido mimetizador de sangue. No reservatório havia um misturador para evitar que as partículas de PVC decantassem no fundo, Figura 20.

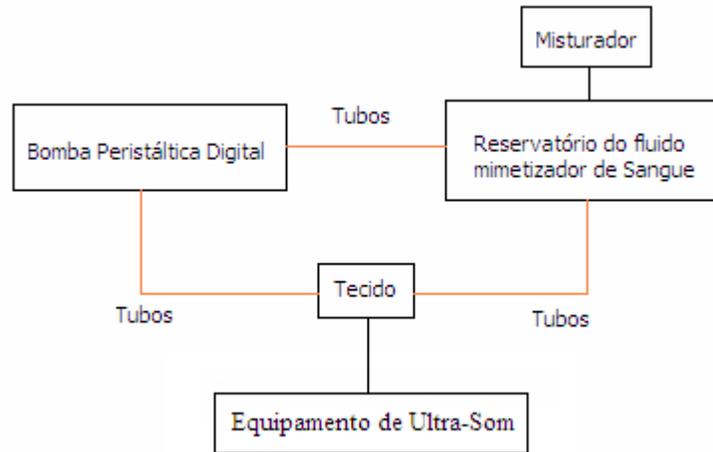


Figura 17: Diagrama de blocos da montagem experimental.

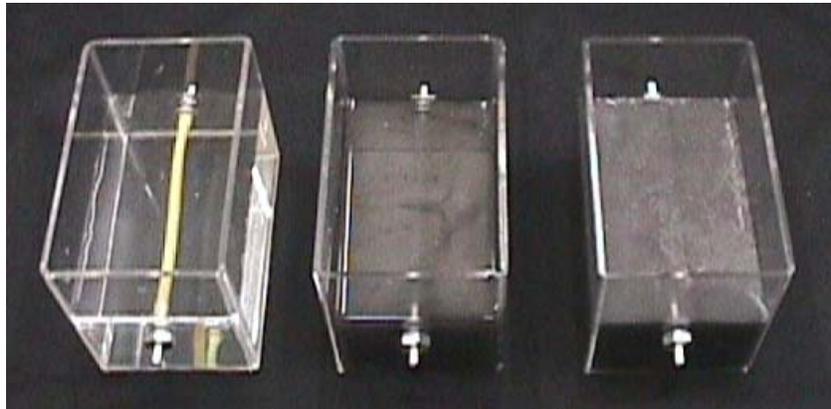


Figura 18: Caixa de acrílico com água para ilustrar o posicionamento do tubo, tecido de parafina e ágar, respectivamente.

Para o estudo dos seis *phantoms* utilizou-se um equipamento de ultra-som digital portátil, modelo Logiq-Book da GE[®], Figura 21. As imagens foram realizadas no Laboratório de Ultra-som do GIMUS da FFCLRP-USP. Para a realização das imagens foi utilizado um único transdutor linear de 8 MHz com equipamento de ultra-som operando no Modo Doppler. Para o casamento de impedância usou-se água e não gel entre o transdutor e o tecido, isto para evitar a contaminação do tecido pelo gel que é mais viscoso que a água.

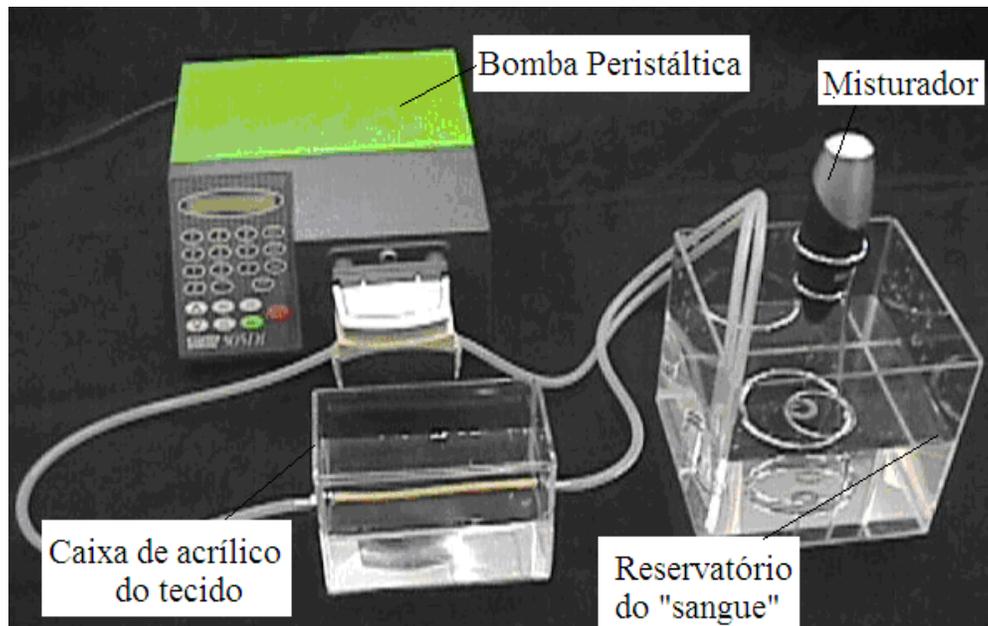


Figura 19: Circuito fechado: bomba peristáltica, caixa deacrílico do tecido, reservatório do "sangue" e misturador.



Figura 20: Equipamento de ultra-som digital portátil em modo Doppler, modelo Logiq-Book da GE[®].

4.6.1 Parâmetros de estudo da Bomba Peristáltica

Optou-se por trabalhar com as vazões fornecidas pela bomba peristáltica para se chegar às simulações dos batimentos cardíacos. As simulações de batimentos cardíacos eram dadas pela bomba peristáltica e trabalhou-se com 60, 100, 150 e 200 PPM (pulsos por minuto).

Para o cálculo da vazão real da bomba peristáltica, foram feitas medidas para cada vazão nominal fornecida pela bomba, utilizando um béquer de 500 ml e um cronômetro. O valor médio do volume e tempo foi obtido com 20 amostras, após as medidas foi possível calcular o valor médio da vazão real e seu desvio padrão, mostrado na Tabela 9. Foi preciso fazer essa calibração devido ao fato de ter sido utilizada uma mangueira que não era a do fabricante da bomba peristáltica. O diâmetro interno da mangueira era um pouco maior que 3,5 mm e o ajuste na bomba é para uma mangueira de 3,2 mm.

O cálculo da cada vazão real foi feito através do método volumétrico expresso através da seguinte equação 17:

$$\text{Vazão real} = \frac{\text{volume}}{\text{tempo}} \quad (17)$$

Tabela 9: Cálculo da incerteza das medidas da vazão real da bomba peristáltica.

Valor Médio	Valor Médio	Valor Médio
volume	tempo	Vazão real
(ml)	(min)	(ml/min)
200 ± 12	6,06 ± 0,97	33 ± 2
230 ± 12	3,90 ± 0,73	58 ± 3
223 ± 10	2,52 ± 0,86	88 ± 4
221 ± 11	2,00 ± 0,82	110 ± 6

O cronômetro utilizado media o tempo em segundos e calculou-se para tanto o seu desvio padrão. Após essa avaliação foi possível analisar o desempenho da bomba peristáltica e o resultado está mostrado na Tabela 10:

Tabela 10: Desempenho da bomba peristáltica em relação ao seu valor real e o nominal.

Vazão nominal (ml/min)	Vazão real (ml/min)	Desempenho (Vazão real/ Vazão bomba)
45	33 ± 2	0,73
80	58 ± 3	0,73
120	88 ± 4	0,73
150	110 ± 6	0,73

A bomba peristáltica fornece a vazão em ml/min, ou a rotação por minuto, escolhendo valores aleatórios de RPM, calculou-se a ejeção através da equação 18, observando quantos pulsos a bomba fornecia por cada 50, 100, 150 e 200 ml, dessa forma a ejeção é constante e conhecida de 0,55 ml/pulso.

$$Ejeção = \frac{Volume}{Pulso} \quad (18)$$

Para calcular o pulso por minuto deve-se dividir a vazão pela ejeção, equação 19:

$$PPM = \frac{Vazão}{Ejeção} \quad (19)$$

A bomba peristáltica apresenta três roletes em seu eixo, Figura 22; proporcionando três pulsos a cada rotação.

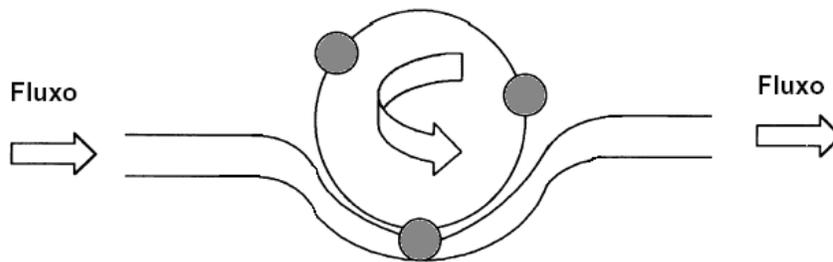


Figura 21: Esquema do sistema peristáltico, a pulsação é dada pelo esmagamento do tubo.

Para o cálculo da rotação por minuto (*RPM*) utiliza-se a equação 20.

$$RPM = \frac{PPM}{3} \quad (20)$$

A Tabela 11 mostra os valores da ejeção da bomba peristáltica e sua respectiva vazão, *PPM* e *RPM*. O pulso por minuto (*PPM*) simulou a frequência cardíaca de 60 até 200 pulsos por minuto.

Tabela 11: RPM e PPM da bomba peristáltica.

Ejeção (ml/pulso)	Vazão (ml/min)	PPM (pulso/ minuto)	RPM
0,550 ± 0,003	33 ± 2	60 ± 3	20
0,550 ± 0,003	58 ± 3	107 ± 6	35
0,550 ± 0,003	88 ± 4	160 ± 8	53
0,550 ± 0,003	110 ± 6	200 ± 11	67

Capítulo 5

Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados os resultados dos primeiros testes realizados com os *phantoms*. Algumas imagens realizadas com equipamento hospitalar por um médico especialista e imagens de testes finais após a identificação de problemas ocasionados durante a realização dessas imagens. Por fim, a discussão desses resultados como vantagens e desvantagens de cada *phantom* e o custo total dos materiais.

5.1 Testes preliminares das imagens dos *Phantoms* obtidas com Modo Doppler

Consideramos como *phantom* o sistema composto pelo tecido simulado e tubulação para passagem de fluido, o fluido mimetizador de sangue e a bomba peristáltica para gerar o fluxo pulsátil. Os *phantoms* foram nomeados de A, B, C, D e F de acordo com os tecidos já caracterizados anteriormente, de acordo com a Tabela 4. Foram feitas imagens testes dos *phantoms* para o estudo das características dos materiais utilizados e como estes se comportaram após a montagem. Todos os testes foram feitos com um único transdutor linear operando na frequência de 8 MHz. A Figura 23 ilustra a imagem dos tubos no interior da caixa de acrílico: no *phantom A* o tubo sofreu deformação, já no *phantom B* isso não ocorreu.

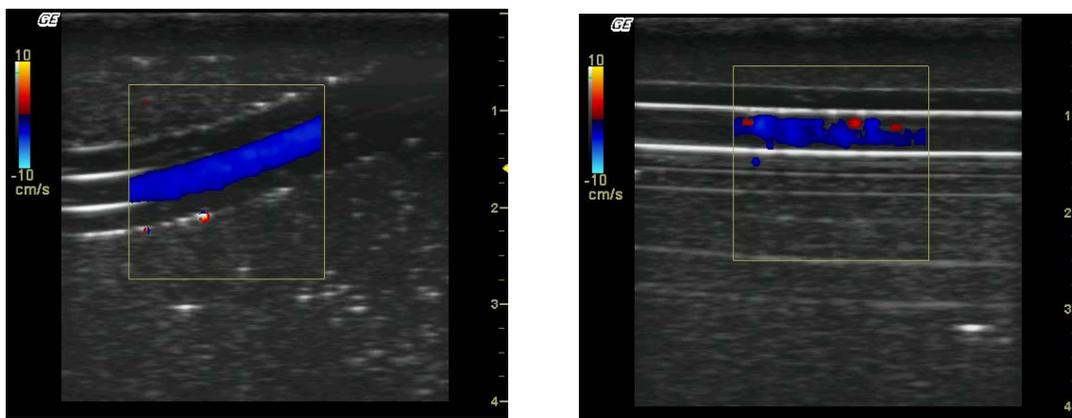


Figura 22: Imagem do tubo do *phantom A* esquerda e do *phantom B* à direita.

A Figura 24 ilustra a imagem da simulação de um batimento cardíaco para o *phantom A* em 100 e 150 PPM.

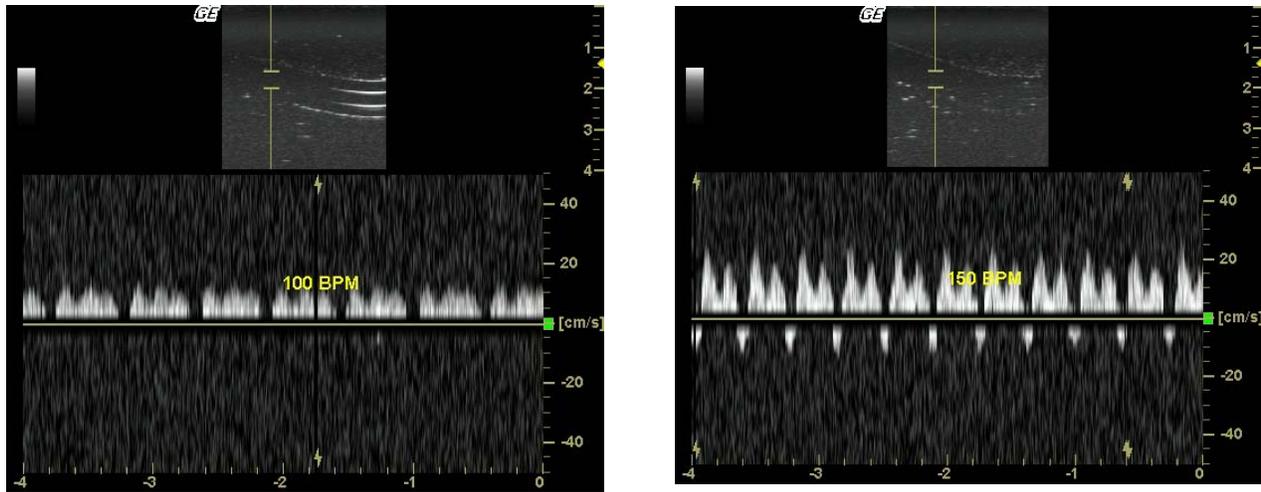


Figura 23: Imagem do *phantom A* operando em 100 PPM à direita e 150 PPM à esquerda.

A Figura 25 mostra os tubos dos *phantoms D* à direita e *phantom E* à esquerda. Observou-se possível refluxo de líquido em ambos *phantoms* embora isto não possa ser afirmado categoricamente.

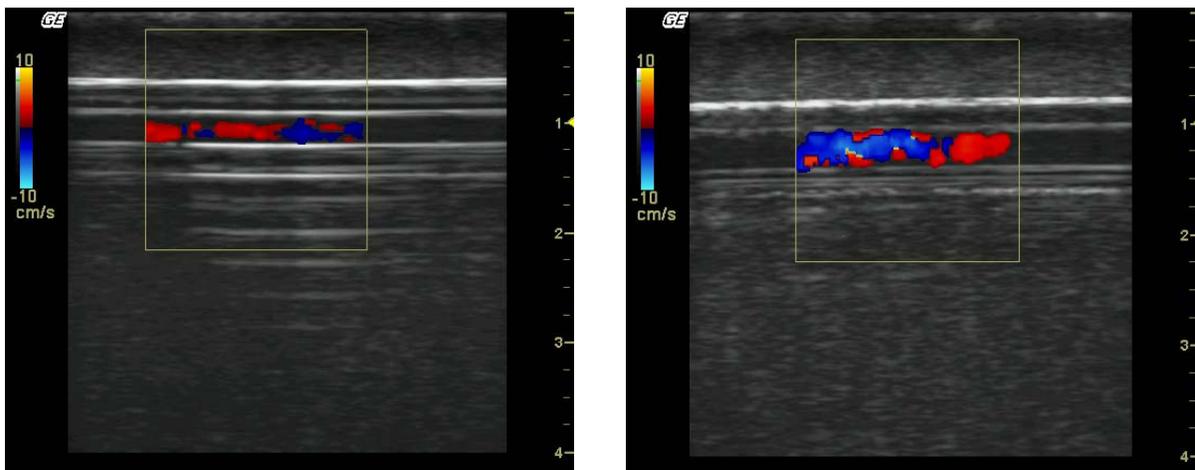


Figura 24: Imagens em Modo Doppler dos *phantoms D* à direita e *E* à esquerda.

A Figura 26 ilustra a simulação dos batimentos cardíacos para o *phantom D* e a Figura 27 para o *phantom E*.

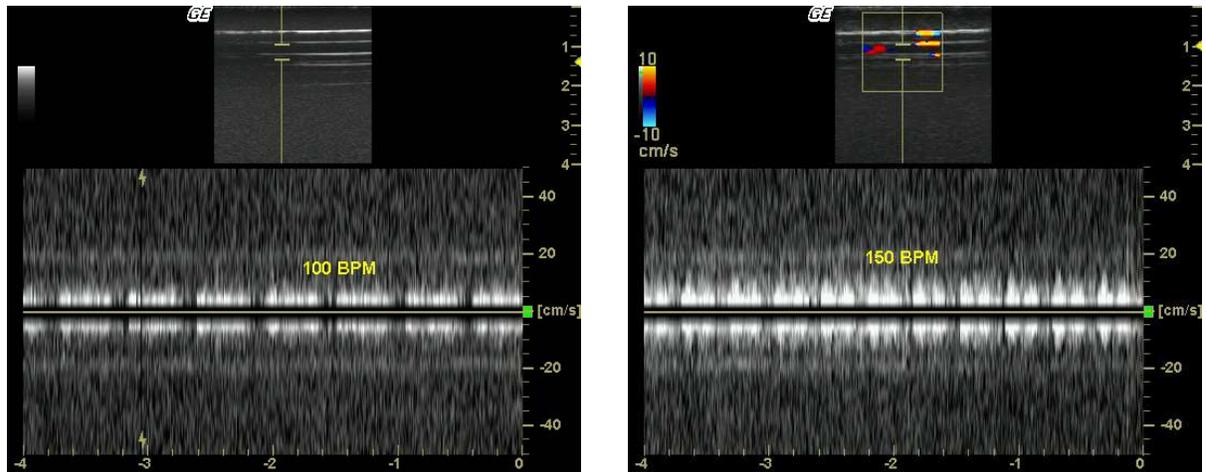


Figura 25: Frequências de batimento simulando 100 e 150 PPM para o phantom D.

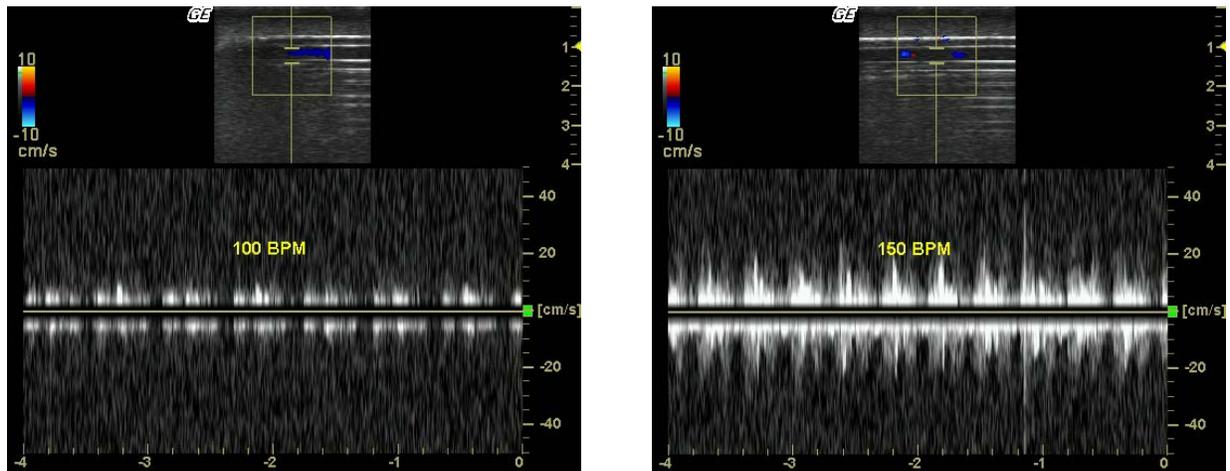


Figura 26: Frequências de batimento simulando 100 e 150 PPM para o phantom E.

5.2 Problemas Identificados nos Testes

5.2.1 Deformação do Tubo

Um dos primeiros problemas observados foi a deformação do tubo nos *phantoms* A e C. Isso pode ter ocorrido devido à alta temperatura a que este fica submetido até esfriar completamente. A mistura de parafina demora mais para resfriar do que a mistura de ágar, dessa forma os *phantoms* D, E e F não sofreram deformação. O tubo do *phantom* B não sofreu significativa deformação, mas também deformou em suas extremidades. Para solucionar esse problema seguiu-se a mesma metodologia de preparo já citada anteriormente, porém foi acoplado um arame rígido que atravessou o tubo de silicone

de um lado ao outro. Logo após o preparo e preenchimento da caixa de acrílico, esta foi colocada durante 10 minutos no freezer. Após esse tempo, a caixa foi retirada do freezer e o arame também.

5.2.2 Refluxo do Fluido Mimetizador de Sangue

O refluxo de fluido mimetizador de sangue pode ter ocorrido devido à presença de bolhas ocasionadas pelo detergente no fluido e que não foram observadas no momento do experimento.

5.2.3 Artefatos na Imagem

Os artefatos nas imagens foram provavelmente causados pela presença de espuma do fluido mimetizador de sangue e a solução encontrada foi retirar o detergente no preparo do “sangue” minimizando este problema.

5.2.4 Imagens realizadas com Equipamento Hospitalar

Na segunda etapa de testes foi utilizado um equipamento hospitalar Toshiba do Hospital das Clínicas da Unicamp, o operador do equipamento foi um médico especialista em ultra-sonografia. Nesses testes foram utilizados os *phantoms* A e D porque no momento dos testes realizados apenas um equipamento operava em modo Doppler e o equipamento precisava ser utilizado na rotina hospitalar e não foi possível conseguir-se outro horário que fosse conveniente para a realização de novos testes. Como o objetivo era verificar se o equipamento era capaz de reproduzir fluxos para diversos tipos de vasos sanguíneos e isso foi conseguido com o equipamento, optou-se por não fazer novos testes.

A Figura 28 ilustra a simulação com o *phantom* A, usando-se um transdutor linear operando em 8MHz. A simulação foi feita com uma vazão de 100 ml/min.

A Figura 29 ilustra a simulação para o *phantom* B, num primeiro teste em uma rotação simulando 162 PPM, mostrando o comportamento de uma artéria carótida (a), no segundo teste utilizando uma rotação simulando 108 PPM, a pulsação comportou-se, segundo o especialista, como a de uma veia hepática (porta). Do ponto de vista do operador, a rotação da bomba influenciou no comportamento da imagem. As simulações feitas em baixa rotação de 60 até 100 PPM aproximadamente, mostraram o comportamento similar ao da veia porta, isto por causa do próprio movimento peristáltico da bomba. Porém em rotações elevadas acima de 134 PPM, as imagens são similares às do comportamento de uma artéria carótida (segundo o especialista).

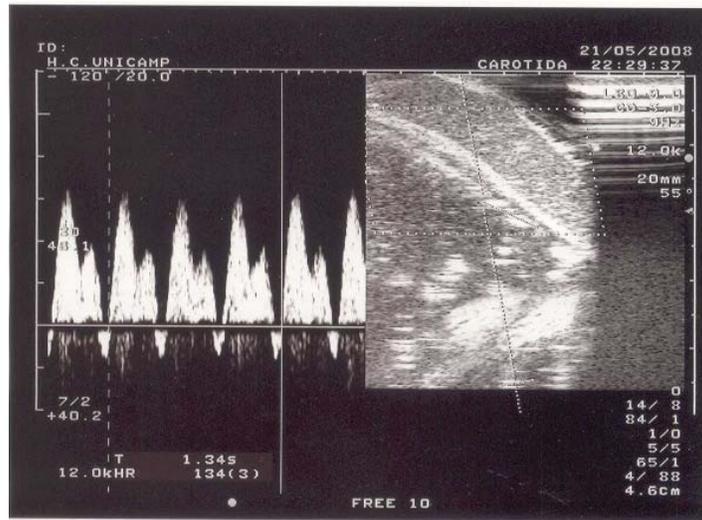
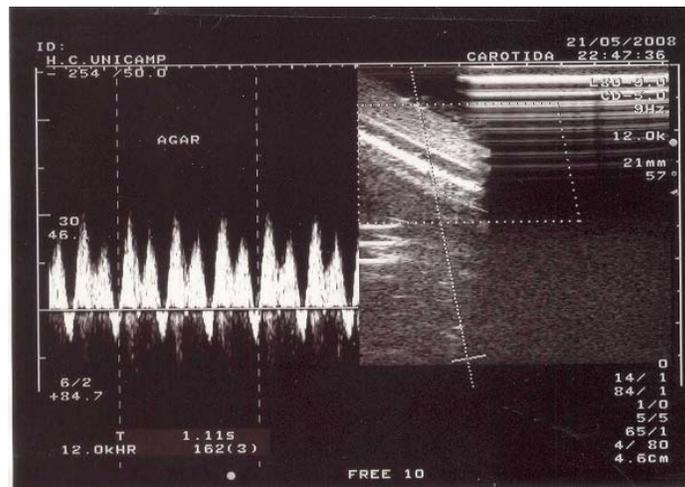
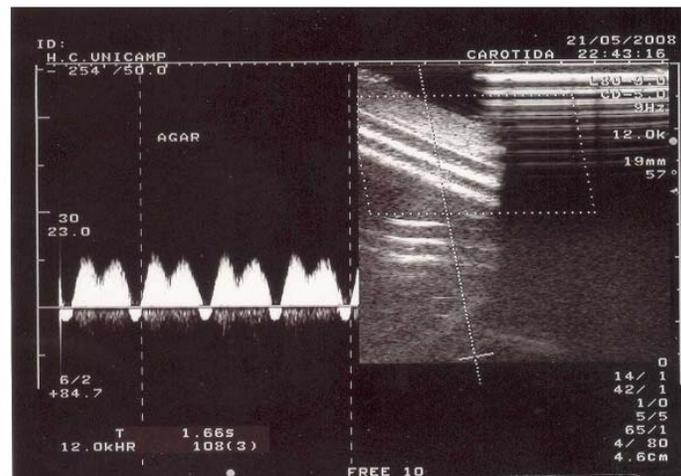


Figura 27: Phantom A, a pulsação é 134 PPM.



(a)



(b)

Figura 28: (a) Simulação da pulsação de uma artéria, (b), simulação de uma veia porta-hepática.

5.3 Testes Finais das imagens dos *Phantoms* obtidas com Modo Doppler

Identificados alguns problemas como as imagens anteriores, repetiram-se os testes de modo que os problemas fossem minimizados ou sanados por completo. Para o estudo dos seis *phantoms* utilizou-se um equipamento de ultra-som digital portátil em modo Doppler, modelo Logiq-Book da GE[®]. Os testes foram obtidos com imagem ultra-sônica realizada com equipamento no Modo Doppler com transdutor linear operando em 8 MHz. Para o casamento de impedância usou-se água entre o transdutor e o *phantom*.

Para acoplar a bomba peristáltica ao tecido usou-se uma mangueira de marprene do próprio fabricante da bomba, de 3,2 mm de diâmetro interno. Esta mangueira é mais resistente do que a mangueira de silicone e para fins de testes é melhor, pois apresenta um desgaste menor. O uso desta mangueira permitiu a calibração da bomba peristáltica considerando massa, volume e densidade do fluido mimetizador. A densidade do fluido mimetizador de sangue pode ser calculada pela equação 21:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (21)$$

Onde: ρ = densidade relativa (kg/m³);

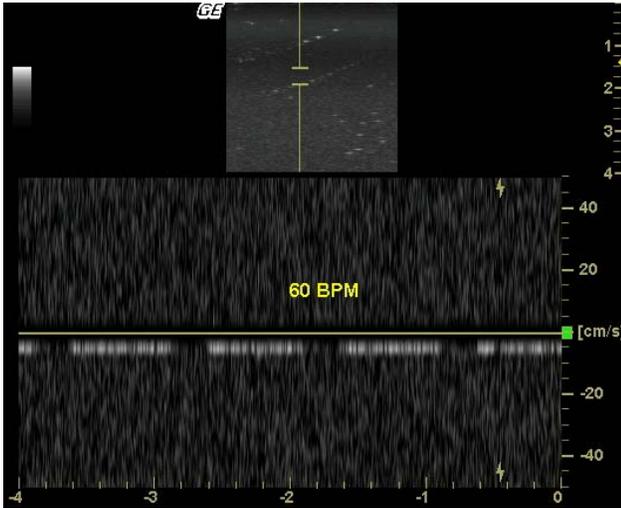
m = massa do fluido mimetizador de sangue (kg);

V = volume do fluido mimetizador de sangue (m³).

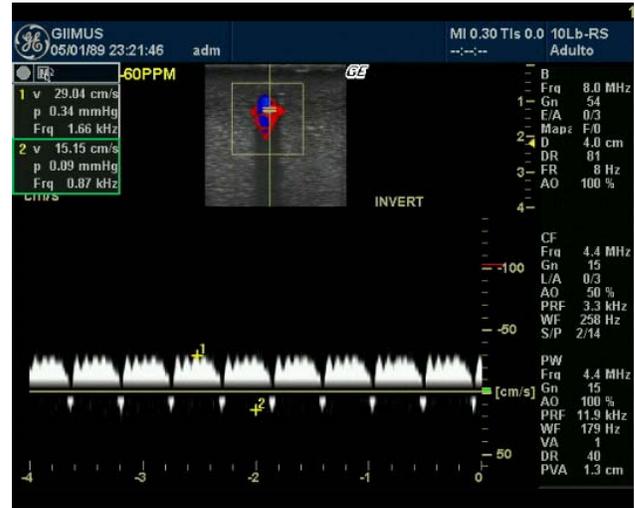
Esses parâmetros são inseridos na bomba peristáltica para a programação da calibração da bomba e, dessa forma, não é necessário achar o desempenho da bomba, a vazão dada é a vazão real.

Primeiramente, através dessas imagens pode-se observar que a deformação do tubo foi resolvida mudando a metodologia de preparo dos *phantoms* de parafina. Segundo, foram tomados cuidados para que o tubo não se enchesse de bolhas durante o experimento e a solução foi retirar do preparo do fluido mimetizador de sangue o detergente. Foram adicionadas poucas gotas apenas para diminuir a tensão superficial entre as partículas de pó de PVC. Por último, os artefatos nas imagens também diminuíram com a ausência de espuma que se formava no tubo.

Observou-se que, para baixas vazões como 45 ml/min, ou 60 PPM, comparando-se a imagem anterior vista na Figura 30(a) com a imagem final vista na Figura 30(b), verifica-se que houve uma significativa melhora na visualização do espectro. Na Figura 30(a) o tubo está deformado o que dificultou a realização da imagem do espectro Doppler, já na Figura 30(b) o espectro Doppler está mais visível e, além disso, o tubo não está deformado.



(a)



(b)

Figura 29: (a) Tubo está deformado, imagem modo-B no inserto, o que impossibilitou uma boa visualização do espectro Doppler; (b) tubo (visto na vertical) não está deformado, imagem modo-B no inserto, o que possibilitou uma melhor visualização do espectro Doppler.

A figura 31 ilustra a simulação para o phantom A em 100 PPM à direita e 150 PPM à esquerda. Observou-se uma melhora significativa no espectro Doppler em relação à figura 24.

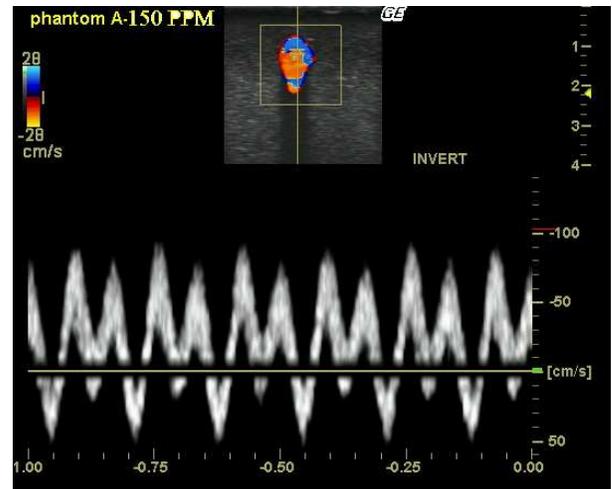
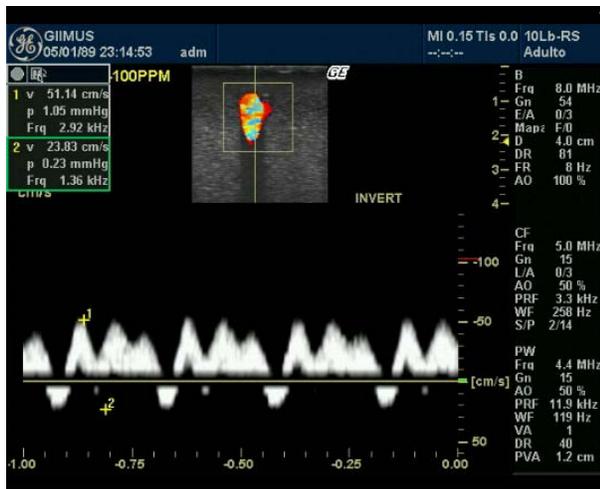


Figura 30 Imagem do phantom A operando em 150 PPM à direita e 100 PPM à esquerda. Nestas imagens o tubo está na vertical.

A Figura 32 mostra a diminuição do refluxo de líquido na imagem preliminar do phantom B com a presença de detergente no fluido mimetizador de sangue (a) e na imagem final sem a presença de

detergente no fluido mimetizador de sangue (b).

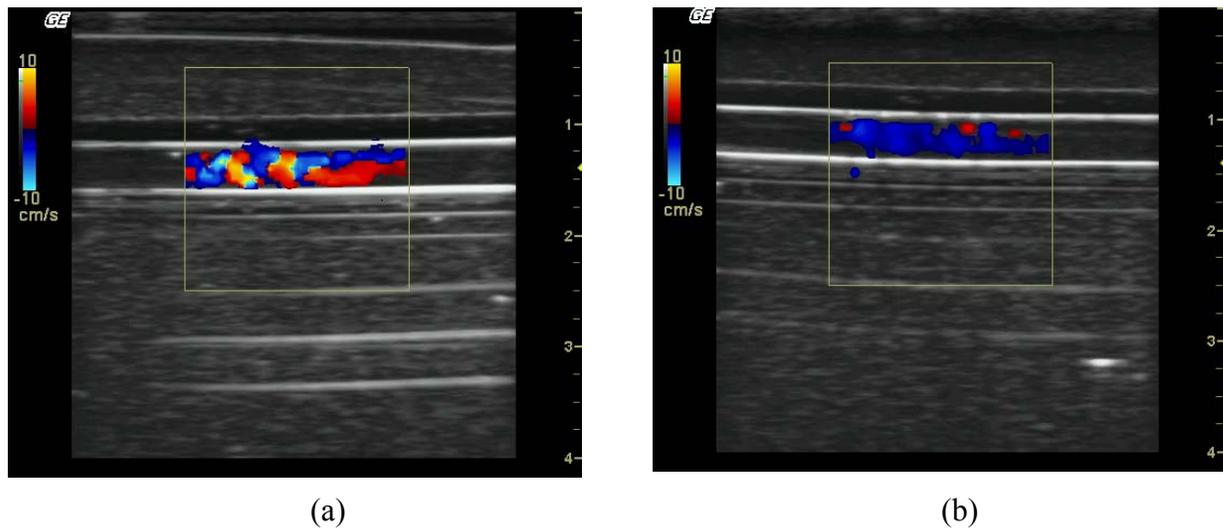


Figura 31: Na Figura (a) observa-se o possível refluxo do fluido mimetizador de sangue e em (b) houve uma diminuição desse refluxo provavelmente devido à ausência de quantidade significativa de detergente.

A Figura 33 mostra a imagem preliminar com detergente no fluido mimetizador de sangue do phantom E (a) e a imagem final (sem detergente no fluido mimetizador de sangue) (b). Observou-se uma melhora na imagem e diminuição de artefato.

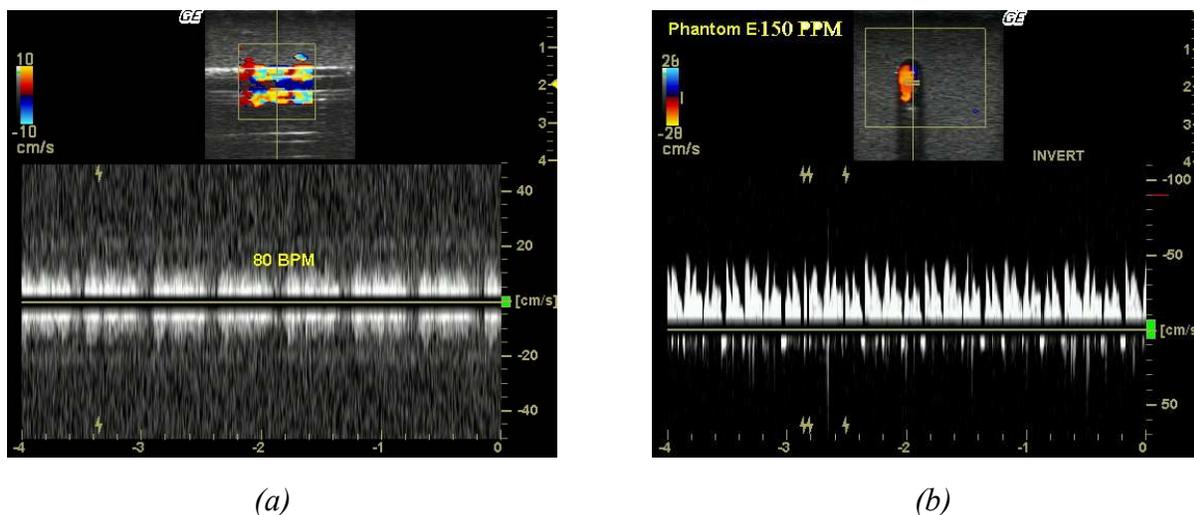


Figura 32: Na figura (a) observa-se que a imagem Doppler está com bastante artefato (nesta imagem o tubo está na horizontal); em (b) houve uma diminuição dos artefatos de imagem (nesta imagem o tubo está na vertical).

Os phantoms proveram fluxos de 30 a 300 ml/min, razão entre pulsos de 60 a 200 pulsos/

minuto, porém os picos de pressão atingiram no máximo 50 mmHg. A velocidade do “sangue” pode ser ajustada controlando as rotações por minuto ou a vazão na bomba peristáltica. Greaby *et al.* (2007), em seu estudo sobre *phantom* de fluxo pulsátil, obtiveram valores de 62 a 138 batimentos/min e vazões de 50 a 500 ml/min e picos de pressão de 100 a 250 mmHg. Em comparação, a pulsação humana em 70 batimentos/minuto apresenta uma média de fluxo em uma carótida de 415 ml/min e pico de pressão sangüínea de aproximadamente 140 mmHg. Em Gitelman *et al.*(2006) a razão entre os batimentos variou de 55 a 180 batimentos/ min e a vazão de 45 a 145 ml/min sendo um *phantom* Doppler com fluxo sangüíneo controlável e reprodutível. Segundo a norma IEC 1206, um objeto de teste para fluxo Doppler deve simular o espectro de frequência Doppler produzido pelo sangue em vasos sangüíneos reais de acordo com o ciclo cardíaco. A norma enfatiza a dificuldade de simular o ciclo cardíaco, porém o objeto desenvolvido deve ser capaz de variar a velocidade para o estudo de outros parâmetros. Dessa forma, observando as imagens é possível perceber o espectro Doppler e este pode ser modificado de acordo com a vazão que se quer estudar.

A norma IEC 1206 cita que o *phantom* Doppler deve ser capaz de reproduzir fluxos em altas velocidades simulando estenoses, por exemplo, e baixas velocidades simulando a oclusão completa de veias menores. No caso de estenoses a velocidade pode variar de menos de 40 cm/s para a pressão diastólica a 125 cm/s para a pressão sistólica. Os *phantoms* deste trabalho conseguem reproduzir a velocidade do fluxo de 10 cm/s até 110 cm/s.

5.4 Vantagens e Desvantagens dos Tecidos Simuladores

5.4.1 Tecido de Parafina

As principais vantagens do tecido preparado com parafina são:

- Material de baixo custo;
- Data de validade indeterminada;
- Não sofre evaporação, pois não contém água;
- Não é tóxico e não polui o ambiente;
- Pode ser refeito várias vezes;
- É gelatinoso e tem estabilidade térmica (ponto de fusão acima da temperatura ambiente (62 °C));
- A velocidade de propagação ficou em torno de 1450 m/s.

A principal desvantagem do tecido preparado com parafina é:

- Baixa elasticidade, podendo sofrer danos mecânicos durante o manuseio.

5.4.2 Tecido de Ágar

As principais vantagens do tecido preparado com ágar são:

- Material de baixo custo;
- Material biodegradável;
- É resistente e não deforma com o manuseio;
- A velocidade de propagação ficou em torno de 1560 m/s.

As principais desvantagens do tecido preparado com ágar são:

- Data de validade de aproximadamente 6 meses;
- Sofre evaporação, pois contém água destilada;
- Não pode ser reaproveitado.

5.4.3 Custos

- Custo do *phantom* de ágar: R\$ 16,00;
- Custo do *phantom* de parafina: R\$ 10,00;
- Custo do reservatório, tubos e misturador: R\$ 60,00;
- Custo do sangue artificial: R\$ 4,00;
- Materiais conseguidos por doação: pó de vidro, pó de PVC e bomba peristáltica;
- Custo total (todos os materiais): R\$ 300,00.

O custo total (com base no que foi pago no ano de 2008) inclui a quantidade total que foi adquirida para a confecção de um simulador de tecido, por exemplo, o ágar é vendido em quantidade mínima de 1 kg, assim como a glicerina e outros materiais. Os tubos, o fluido mimetizador de sangue, e outros materiais também são de baixo custo. Os simuladores em questão conseguiram reproduzir um fluxo pulsátil para o controle de qualidade de aparelhos de ultra-som operando em modo Doppler.

Capítulo 6

Conclusão

O circuito bomba peristáltica, tubos, tecido simulador e fluido mimetizador de sangue mostrou-se funcional e apto para o Controle de Qualidade de aparelhos de ultra-sonografia Modo Doppler. Foi possível realizar imagens em Modo Doppler, simulando o fluxo sanguíneo, obedecendo às normas vigentes. Entretanto, deve-se levar em conta que o circuito funciona reproduzindo características que devem ser estudadas para o Controle de Qualidade e não reproduzindo exatamente as funções de um coração, como por exemplo, a complacência dos vasos.

Devido a essa limitação, mesmo com a bomba peristáltica reproduzindo diversas vazões e, dessa forma diversas rotações e pulsações por minuto, não é possível estudar, por exemplo, a variação do diâmetro do tubo, pois como estes são feito de silicone, são rígidos e não reproduzem essa variação característica de uma carótida. Os tubos de silicone obedecem à norma IEC 1206, devem ter diâmetro conhecido e uniforme, além disso, a presença do tecido simulador reproduz a atenuação característica do tecido humano.

Os simuladores podem ser usados para o Controle de Qualidade, sendo que ambos os materiais utilizados para o tecido simulador, parafina e ágar apresentam vantagens e desvantagens. O fluido mimetizador de sangue também obedece às normas já citadas, apresentando uma densidade de aproximadamente $1,02 \text{ g/cm}^3$ valor muito próximo da densidade do sangue humano que é de $1,04 \text{ g/cm}^3$.

Em trabalhos futuros, esforços podem ser direcionados no sentido de adaptar ou construir uma bomba peristáltica com tecnologia nacional e baixo custo.

O circuito bomba peristáltica, tubos, tecido simulador e fluido mimetizador de sangue mostrou-se funcional e apto para o Controle de Qualidade de equipamentos de ultra-sonografia Modo Doppler de acordo com as normas estudadas.

Apêndice A

Correlação Cruzada

A aplicação da técnica da correlação cruzada está relacionada ao instante máximo absoluto da função de correlação. Porém, como geralmente os sinais são discretos no tempo, a resolução fica limitada ao intervalo da amostragem. Dessa forma não é plausível afirmar que o instante da amostra de máximo absoluto da função discreta represente o instante de máximo do sinal (HIGUTI, 2001).

O programa em MATLAB para calcular a diferença de tempo entre dois sinais é apresentado no quadro a seguir e foi desenvolvido por KIMURA (2007).

```
%carrega os sinais das amostras
amostral = load('SAMPLE01.CSV');
amostra2 = load('SAMPLE02.CSV');

%calcula função de correlação cruzada
[xc,lag]=xcorr(amostral,amostra2,'coeff');
[a,delay]=max(xc);

%ponto máximo da função (dif. de tempo)
delay_eva = lag(delay);
str=sprintf('Atraso Entre as Amostras 1 e 2: %.1f ns',tempo(abs(delay_eva)))
```

Referências Bibliográficas

- AMERICAN INSTITUTE OF ULTRASOUND IN MEDICINE, **AIUM Quality Assurance Manual for Gray-Scale Ultrasound Scanners, Stage 2**, AIUM Technical Standards Committee, , p. 22, EUA, 1995.
- BACON, D.; SHAWN, A.; **Experimental Validation of Predicted Temperature Rise in Tissue-Mimicking Materials**, Physics in Medicine e Biology, v.38, n.11, p. 1647-1659, 1993.
- BRONZINO, J.D. - **Biomedical Engineering and Instrumentation: Basic Concepts and Applications**, BWS- Kent, p. 347-386, 1986.
- BURLEW, M.M.; MADSEN, E.L.; ZAGZEBSKI, J.A.; BANJAVIE, R.A.; SUM, S.W. - **A New Ultrasound Tissue Equivalent Material**, Radiology, v.134, p. 517-520, 1980.
- BEN-ZVI, S. - **Quality Assurance in Transition**, Biomedical Instrumentation & Technology, vol. 23 no. 1, 1989.
- COSTA, E. T.; MAIA, J. M. **Equipamentos de auxílio ao diagnóstico por ultra-som, Capítulo 10. In: Ministério da Saúde; Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde; Projeto REFORSUS. (Org.). Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção: capacitação a distância.** Brasília: Editora Ministério da Saúde, p. 363-398, 2002.
- CURRY III. T.; DOWDEY, J. E.; MURRY Jr., R. - **Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology**, 4th Edition, Lea & Febiger, 1990.
- DANTAS, R.G. - **Sistema Ultra-Sônico Doppler Pulsátil para Medição de Fluxo Sangüíneo em Circulação Extracorpórea**, Dissertação (Mestrado) – 111f, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1999.
- DOYLE, T.; GOODMAN, P.; BROWNE, J. - **Development & Calibration of a Phantom for Doppler Flow Measurements**, Degree in Physics & Physics Tecnology at DIT, Yearbook, 2005.
- FIGUEIREDO E.A.; MACHADO, J.C. - **Phantom para Ultra-Som**, Revista de Engenharia Biomédica, vol.9, n.1, p.26-35, 1993.
- GITELMAN, G.W.; PEREIRA, W.C.A.; ROSA, I.G.; VON KRÜGER, M.A. - **Implementação de um Sistema Capaz de Mimetizar o Fluxo Sangüíneo para Ensaio de Equipamento Doppler**, Anais XXCBEB, São Pedro-SP, p.858-1517, 2006.
- GOODSITT, M.M.; CARSON, P.L.; WITT, S.; HYKES, D.L.; KOFLER Jr, J.M. - **Real-time B-mode Ultrasound Quality Control Test Procedures - Report of AAPM Ultrasound Task Group nº 1**, Medical Physics, v.25, n.8, p.1385-1406, 1998.

GUYTON, A. C.; HALL, J.D. - **Tratado de Fisiologia Médica**, 9ª Edição, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1997.

HIGUTI, R. T. **Caracterização de Líquidos por Ultra-som**. Universidade de São Paulo, São Paulo, p.127, 2001.

HOSKINS, P.R.; SHERIFF, S.B.; EVANS, J.A. - **Testing of Doppler Ultrasound Equipment**, ISPM, report n° 70, 1994.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **ICRU Report 61: Tissue substitutes, phantoms and computational modelling in medical ultrasound**, 1999.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, **Technical Report IEC 1206: Ultrasonics – Continuous-wave Doppler systems – Test procedures to determine performance specifications**, Genève, Suisse, p. 33-41, 1993.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, **Technical Report IEC 1390: Ultrasonics – Real-time pulse-echo systems – Test procedures**, Genève, Suisse, p. 49, 1996.

KIMURA, J.P.E. - **Programas para Geração de Imagens por Ultra-som e Formação de Feixe Acústico**, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – 103f, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

MURTA, C.G.V.; BATISTUTA, P.N.; CUNHA FILHO, J.S. - **Dopplerfluxometria no Estudo da Circulação Fetal: Revisão do Aspecto Segurança**, Radiologia Brasileira, v.35, n°6, 2002.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENT, **NCRP Report n°99: Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment**, EUA, 1988.

PICOT, P.A. - **Blood Flow Visualization and Flow Rate Estimation with Color Doppler Ultrasound**, PhD. Thesis, Department of Medical Biophysics, Faculty of Graduate Studies, The University of Western Ontario, London, 1997.

POLAK J. F - **Peripheral vascular sonography: a practical guide**. Baltimore, W. Wilkins, 321-3, 1992.

PRIEST D. L & ZWIEBEL W. J. - **Insuficiência venosa crônica, veias varicosas e mapeamento da veia safena**. In: Zwiebel WJ ed. Introdução à ultrasonografia vascular. 3. ed. Rio de Janeiro: Revinter, p.319-327, 1996.

RAMNARINE, K.V., NASSIRI, D. K., HOSKINS, P.R., LUBERS, J. – **Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow tests objects**, Ultrasound in Medicine and Biology, v.12, n.3, p.451-459, 1998.

RICKEY, D.W.; FENSTER, A. - **A Doppler Ultrasound Clutter Phantom**, Ultrasound in Medicine & Biology, vol.22, n.6, p.747-766, 1996.

SATO, S.Y.; PEREIRA, W.C.A.; VIEIRA, C.R.S. - **Phantom para Medição da Faixa Dinâmica de Equipamentos de Ultra-som Biomédicos**, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v.19, p.157-166, 2003.

SHUNG, K.K.; CLOUTIER, G.; LIM, C.C – **The Effects of Hematocrit, Shear Rate, and Turbulence on Ultrasonic Doppler Spectrum from Blood**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, n.5, p. 462-469, May 1992.

SMITH, S.W.; RINALDI, J.E. - **Antropomorfic Cardiac Ultrasound Phantom**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.36, n.10, p. 1055-1058, 1989.

ZUCATTI, G.R. - **Proposta para implantação de um Programa de Controle de Qualidade de Imagens em Equipamentos de Ultra-Som Modo-B**, Dissertação (Mestrado) – 141f, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

WEBSTER, J.G. - **Medical instrumentation: Application and design**. 2nd. ed., Houghton Mifflin, 1992.

WELLS, P.N.T., **Biomedical ultrasonics**. London, Academic Press Inc, 1977.

Nome do arquivo: Olívia_Campos_Coiado
Pasta: F:\Dissertação-homologação
Modelo: C:\Documents and
Settings\Olívia.PC240502653529\Dados de
aplicativos\Microsoft\Modelos\Normal.dot
Título:
Assunto:
Autor: Computador do Casal
Palavras-chave:
Comentários:
Data de criação: 8/9/2008 10:21:00
Número de alterações:27
Última gravação: 22/9/2008 13:25:00
Salvo por: Olívia
Tempo total de edição: 162 Minutos
Última impressão: 22/9/2008 20:25:00
Como a última impressão
Número de páginas: 73
Número de palavras: 17.217 (aprox.)
Número de caracteres: 92.972 (aprox.)