



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**NOVA TÉCNICA PARA MEDIÇÃO DE FLUXO SANGÜÍNEO COM
ULTRA-SOM DOPPLER**

Eduardo Jorge Valadares Oliveira

Campinas - SP - Brasil
Fevereiro de 2003



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**NOVA TÉCNICA PARA MEDIÇÃO DE FLUXO SANGÜÍNEO COM
ULTRA-SOM DOPPLER**

Autor: Eduardo Jorge Valadares Oliveira

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

Dissertação apresentada como parte dos requisitos exigidos para obtenção do
Título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

Campinas - SP - Brasil
Fevereiro de 2003

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

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**NOVA TÉCNICA PARA MEDIÇÃO DE FLUXO SANGÜÍNEO COM
ULTRA-SOM DOPPLER**

Autor: Eduardo Jorge Valadares Oliveira
Orientadora: Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

Membros da Banca Examinadora:

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

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa
DEB/FEEC/UNICAMP

Prof. Dr. Saide Jorge Calil
DEB/FEEC/UNICAMP

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
CEFET-PR

Campinas - SP - Brasil
Fevereiro de 2003

Agradecimentos

Agradeço a Deus, aos meus pais Jaime e Gracinha, a minha esposa Pryssilla e a minha filha Beatriz, pelo apoio e compreensão.

Agradeço a orientação da Prof^a Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button pela oportunidade e confiança. Ao Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia pela solidariedade e o auxílio nas horas de aperto. Ao Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa pelo incentivo ao desenvolvimento deste trabalho e, é claro, a minha viagem a San Diego. Aos professores do DEB que tanto contribuíram e contribuem para a minha formação profissional.

Aos colegas do DEB/CEB, pelo companheirismo. Aos amigos da “banda”, cujos “ensaios” permitiram-me em muitos momentos, recuperar a sanidade e, conseqüentemente, a edificar este trabalho.

Ao secretário do DEB Carlos Eduardo Santos, às funcionárias da CPG/FEEC Mazé, Noêmia e Giane, e a Eloisa Elena da Silva Quitério, pelo apoio e ajuda imprescindível.

Ao Sérgio Moura e aos técnicos, funcionários e estagiários do CEB. Ao Prof. Dr. Sérgio Button e aos técnicos da Oficina Mecânica do DEMA/FEM, Fábio e Geraldo, pelo apoio na confecção dos dispositivos mecânicos deste trabalho.

À FAPESP pelo financiamento do projeto, à CAPES pela bolsa de estudo e à FINEP (RECOPE) pelo auxílio viagem.

A meus pais, cujo incentivo e esforço permitiram a realização deste trabalho.

“Mire e veja... Os homens sempre estão mudando, mas nunca estão prontos”.
João Guimarães Rosa em Os Grandes Sertões: Veredas

Resumo

Apresenta-se neste trabalho uma técnica destinada a aumentar a exatidão na medição de velocidades pelo velocímetro Doppler ultra-sônico pulsátil de emissão e detecção coerentes. O velocímetro foi construído com quatro transdutores iguais de elemento piezoelétrico único. Três destes transdutores foram dispostos em um suporte de alumínio de forma que, ao traçarmos três linhas imaginárias interligando o centro de cada um deles, observamos que os centros dos mesmos coincidem com os vértices de um triângulo equilátero. Deslocando-se estes transdutores, a partir da posição de repouso, simultaneamente, de maneira a afastar a parte posterior dos mesmos, podemos formar uma pirâmide cuja base é um triângulo equilátero e as laterais são formadas pelos feixes ultra-sônicos dos transdutores. Quanto maior for este afastamento, menor será a altura da pirâmide, ou seja, o encontro dos feixes ultra-sônicos, ou foco do velocímetro, ocorrerá mais próximo das faces dos transdutores. Por outro lado, o foco se distancia se as partes posteriores dos transdutores forem aproximadas. Isso permite variar a distância na qual os feixes ultra-sônicos se encontram, ou seja, regular o foco do velocímetro. Para determinar a posição do velocímetro em relação ao vaso, o quarto transdutor foi fixado no suporte próximo à borda do velocímetro. A função deste transdutor, inicialmente, é localizar o vaso a ser estudado; para isso, ele realiza medidas aleatórias de frequências de variação Doppler no vaso; quando a frequência de variação Doppler for igual a zero, significando que o velocímetro está perpendicular a este vaso, o transdutor passa a trabalhar como um *scanner* em modo A para determinar o diâmetro interno do vaso. A partir daí, baseando-se nos valores de distância e diâmetro do tubo, o programa de controle do velocímetro monitora a posição do velocímetro em relação ao vaso e corrige o erro (ângulo) de posicionamento. Para verificar a aplicabilidade desta técnica, o velocímetro desenvolvido foi testado em um *phantom* que simula um vaso sanguíneo com regimes de fluxo variados. Os resultados experimentais obtidos confirmaram o desenvolvimento teórico.

Abstract

This work presents a technique to increase the accuracy of measurable speeds of the ultrasonic Doppler velocimeter with pulsed emission and coherent detection. The practical limits of the current technique allow the user of the equipment to obtain an estimate value of the blood flow under investigation. The velocimeter was constructed with four similar transducers with single piezoelectric element. Three of these transducers were mounted in an aluminum rack so if we trace three imaginary lines linking the center of the transducers faces, these lines coincide with the laterals of an equilateral triangle. Moving away the faces of the transducers, from the resting position, simultaneously, we can represent a pyramid which base is an equilateral triangle, and the ultrasonic beams, which coincide with the pyramid laterals, join at the pyramid vertex. If the posterior parts of the transducers are pushed away, the height of the pyramid decreases; in other words, the ultrasonic beams will join closer to the faces of the transducers. The opposite will happen if the faces of the transducers are approximated. This allows changing the distance at which the ultrasound beams meet; in other words, allows regulating the focus of the velocimeter. The fourth transducer was placed at the edge of the velocimeter to determine the position of the velocimeter in relation to the vessel. It is used, initially, to find the vase under study. Doppler frequencies measurements are made randomly until a null value is obtained meaning that the transducer is perpendicular to the vessel; then this transducer works as an ultrasonic A mode scanner to determine the internal diameter of the vessel. The control software uses the values of the distance and the diameter of the vessel to determine the position of the velocimeter in relation to the vessel, so it can correct the error (Doppler angle) when the velocimeter is no longer perpendicular to the vessel. To verify the applicability of this technique, the velocimeter was tested in a blood vessel phantom that simulates different blood flows. The experimental results confirmed the theoretical results.

Índice

Capítulo 1 – Introdução	1
Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos	4
2.1. O Ultra-som	4
2.2. O Princípio Doppler	8
2.3. Sistema Ultra-sônico Baseado no Efeito Doppler	16
2.3.1. Sistema Ultra-sônico Doppler com Transdutores Posicionados em Lados Opostos do Tubo	16
2.3.2. Sistema Ultra-sônico Doppler com Transdutores Posicionados no Mesmo Lado do Tubo	18
2.3.3. Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil com um Único transdutor Ultra-sônico ..	19
Capítulo 3 – Materiais e Métodos	20
3.1. Projeto Mecânico do Velocímetro	30
3.2. Projeto do Sistema de Controle	37
3.2.1. Fonte de Tensões	37
3.2.2. <i>Driver</i> para Motor de Passo	39
3.2.3. Seletor e Amplificador de Sinais	40
3.3. Simulador de Fluxo	42
3.4. <i>Software</i> de Controle	45
3.5. <i>Software</i> para Processamento de Sinal	46
Capítulo 4 – Testes e Resultados	51
4.1. Calibração do Manipulador	51
4.2. Calibração do Simulador de Fluxo	53
4.3. Determinação da Máxima Inclinação do Velocímetro	57
4.4. Medida de Profundidade, Diâmetro e Inclinação do Tubo de Silicone	59
4.4.1. Medida de Profundidade do Tubo de Silicone	59
4.4.2. Medida do Diâmetro do Tubo de Silicone	63
4.5. Medida do Grau de inclinação do Tubo de Silicone	67
4.6. Resultados	69
Capítulo 5 – Discussão e Conclusões	75
5.1. Discussão	75
5.2. Conclusões	78
5.3. Propostas para Trabalhos Futuros	79
Apêndice I	80
Referências Bibliográficas	83

Índice de Figuras

Figura 2.1:	Ilustração da variação do coeficiente de atenuação (em função da frequência) para os vários tipos de tecidos e soluções biológicas.	5
Figura 2.2:	Comportamento de uma onda acústica na interface entre dois meios distintos. θ_i = ângulo de incidência, θ_r = ângulo de reflexão e θ_t = ângulo de refração. ...	5
Figura 2.3:	O efeito Doppler. Se uma fonte sonora move-se em direção ao observador 1, este observa um aumento do timbre do som (aumento da frequência); já do ponto de vista do observador 2 nota-se um decaimento do timbre do som (diminuição da frequência).	9
Figura 2.4:	O alvo móvel atingido por uma onda com frequência f_i , a reflete com uma frequência f_r . A diferença entre f_i e f_r é a variação Doppler proporcional à velocidade do alvo. f_m é a frequência intermediária observada pelo alvo móvel. Nesta análise a fonte, o receptor e o meio ao redor estão parados, com apenas o alvo em movimento.	10
Figura 2.5:	Diagrama de blocos de um sistema ultra-sônico Doppler genérico.	14
Figura 2.6:	Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo .	17
Figura 2.7:	Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo.	18
Figura 2.8:	Sistema Doppler pulsátil com apenas um transdutor.	19
Figura 3.1:	Diagrama esquemático do transdutor ultra-sônico.	20
Figura 3.2:	Vista inferior do velocímetro. (a) O traçado em verde indica que os centros dos transdutores coincidem com os vértices de um triângulo equilátero; (b) fotografia da parte inferior do velocímetro.	22
Figura 3.3:	Disposição e mecanismo de movimentação dos transdutores que constituem o velocímetro Doppler.	22
Figura 3.4:	Focalização do velocímetro. Quando o pivô central move para cima, o foco aproxima-se da face do velocímetro; à medida que o pivô desce, o foco afasta-se da face do transdutor.	23
Figura 3.5:	Trem de pulsos senoidais produzidos pelo gerador de funções aplicado ao transdutor.	26

Figura 3.6:	Trans#4 detecta mudança na inclinação do ângulo ϕ através do monitoramento do diâmetro do vaso (scanner modo A).	27
Figura 3.7:	Diagrama em blocos do velocímetro.	28
Figura 3.8:	Foto do painel frontal do sistema de Controle do velocímetro Doppler desenvolvido.	29
Figura 3.9:	Detalhes das peças A e B para encaixe de transdutor no manipulador.	31
Figura 3.10:	Detalhes das peças C1 (pivô central) e C2 (haste articulada) do manipulador. .	32
Figura 3.11:	Detalhes da peça D1(parte superior) do manipulador.	33
Figura 3.12:	Detalhes da peça D2(face frontal) do manipulador.	34
Figura 3.13:	Disposição das peças D1, D2 e D3 do manipulador.	35
Figura 3.14:	Detalhe da peça F (para dar sustentação) do manipulador.	36
Figura 3.15:	Disposição das peças A, C1 e D2 do manipulador.	36
Figura 3.16:	Diagrama esquemático da fonte de tensões DC: +5V, -5V, +8V, -8V, +12V e -12V).	38
Figura 3.17:	Diagrama esquemático do circuito do driver para motor de passo.	39
Figura 3.18:	Diagrama esquemático do circuito contendo: a) buffers de entrada; b) amplificadores de ganho 10; c) seletor de ganho 10 ou 100 (funcionamento em conjunto com e); d) segundo estágio de amplificação (ganho 10); e) seletor de ganho 10 ou 100; f)seletor de sinal de saída (trans#2 ou trans#3). ...	41
Figura 3.19:	Diagrama esquemático do sistema de teste do velocímetro Doppler.	43
Figura 3.20:	Suporte em acrílico para fixação do velocímetro no tanque ultra-sônico.	43
Figura 3.21:	Fotografia do simulador de fluxo sanguíneo montado.	44
Figura 3.23:	Tela do software de controle.	45
Figura 3.24:	Fluxograma do software de processamento de sinal.	47
Figura 3.25:	O ângulo ϕ é proporcional ao deslocamento do pivô central. Pode-se determinar o valor de ϕ utilizando a Equação 3.5.	48
Figura 3.26:	O vetor velocidade é obtido a partir da soma vetorial de f_2 e f_3 medidos através de trans#2 e trans#3, respectivamente. f_0 é frequência transmitida por trans#1.	50

Figura 4.1:	Determinação do grau de inclinação dos transdutores ($58,23^\circ$) em função do deslocamento do pivô central.	52
Figura 4.2:	Determinação do grau de inclinação dos transdutores($52,39^\circ$) em função do deslocamento do pivô central.	53
Figura 4.3:	Valor da viscosidade sangüínea e da solução de teste em função do hematócrito.	55
Figura 4.4:	Medida do diâmetro (indicadas no canto inferior direito das figuras) do tubo de silicone realizadas com o tubo posicionado a 90° em relação ao eixo central do transdutor.	58
Figura 4.5:	Medidas do diâmetro (indicada no canto inferior direito das figura) do tubo de silicone realizadas com o tubo posicionado a 52° em relação ao eixo central do transdutor.	59
Figura 4.6:	Medida realizada com o transdutor de elemento único para determinar a profundidade do tubo de silicone quando o tubo era posicionado a 2cm da face do velocímetro.	60
Figura 4.7:	Medida realizada com o transdutor de elemento único para determinar a profundidade do tubo de silicone quando o tubo era posicionado a 3cm da face do velocímetro.	61
Figura 4.8:	Medidas da profundidade do tubo de silicone realizadas com scanner ultra-sônico operando no modo B quando o tubo de silicone era posicionado a 2cm (a) e a 3cm (b) da face do velocímetro.	62
Figura 4.9:	Envelope do sinal de RF (d) captado pelo transdutor (a), com os ecos produzidos pelas interfaces 1, 2, 3 e 4, à medida que o pulso ultra-sônico (b) atravessa o tubo de silicone (c).	63
Figura 4.10:	Forma de onda do pulso ultra-sônico utilizado no modo A.	64
Figura 4.11:	Forma de onda do sinal de RF do eco captado.	64
Figura 4.12:	Envelope do sinal de RF mostrando apenas os dois ecos gerados pelas paredes internas do tubo de silicone.	65
Figura 4.13:	Medição do diâmetro menor do tubo de silicone. O valor obtido com a ferramenta de medição de distância do scanner encontra-se no canto inferior direito da figura.	66
Figura 4.14:	Medição do diâmetro maior do tubo de silicone. O valor obtido com a ferramenta de medição de distância do scanner encontra-se no canto inferior direito da figura.	67

Figura 4.15: Eco captado pelo transdutor (a) e a FFT deste sinal (b).	69
Figura 4.16: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (1,40l/min a 2cm de profundidade).	70
Figura 4.17: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência 1,80l/min a 2cm de profundidade).	71
Figura 4.18: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (2,29l/min a 2cm de profundidade).	71
Figura 4.19: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (1,40l/min a 3cm de profundidade).	72
Figura 4.20: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (1,80l/min a 3cm de profundidade).	72
Figura 4.21: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (2,29l/min a 3cm de profundidade).	73
Figura 4.22: Comparação entre a velocidade real do fluxo com os valores de velocidade medidos utilizando a técnica de correção do angulo Doppler proposta (B) e considerando o valor do ângulo Doppler igual a 45° (A).	74
Figura A.1: Comportamento de uma onda acústica incidindo perpendicularmente na interface entre dois meios distintos.	80

Índice de Tabelas

Tabela 2.1.	Características ultra-sônicas de alguns materiais.	8
Tabela 4.1:	Análise do 1° fluxo de teste.	56
Tabela 4.2:	Análise do 2° fluxo de teste.	56
Tabela 4.3:	Análise do 3° fluxo de teste.	57
Tabela 4.4:	Valores do diâmetro interno do tubo (D_i) obtidos através de medições em modo A com transdutor de elemento único.	66
Tabela 4.5:	Valores de D e D_a obtidos através de medições em modo A com o transdutor trans#4 do Velocímetro.	68

Capítulo 1 - Introdução

A principal função do sistema cardiovascular é distribuir o sangue para as diversas partes e órgãos do corpo. Até o momento (exceto nas extremidades do corpo, onde a pletismografia pode ser utilizada) não é possível medir diretamente por meios não invasivos a quantidade de sangue que flui para uma certa região do corpo em um intervalo de tempo determinado. O ultra-som Doppler possibilita de forma segura e não invasiva a medição de fluxo sanguíneo em uma grande gama de vasos sanguíneos.

A técnica do ultra-som Doppler tem sido amplamente utilizada para estimar a velocidade do fluxo sanguíneo. Contudo, uma das maiores limitações desta técnica é que as medidas de velocidade só são possíveis se o ângulo formado entre o feixe ultra-sônico do transdutor e o vetor velocidade do fluxo sanguíneo possuir um valor conhecido. O ângulo entre o vetor velocidade do fluxo e o feixe ultra-sônico é uma fonte significativa de erro na estimativa do fluxo, uma vez que o valor do mesmo é geralmente considerada constante e igual a 45° , o que acarreta erros maiores que 15% (ARNOLD, 1995; SABBAGHA, 1994).

Numerosas técnicas, utilizando princípios Doppler e não-Doppler, têm sido propostas para tentar solucionar as limitações na velocimetria impostas pelo ângulo Doppler. Uma dessas técnicas de velocimetria baseia-se no monitoramento do *speckle* na imagem ultra-sônica causado pelo espalhamento produzido pelas células vermelhas do sangue. A substancial invariabilidade do comportamento do *speckle* permite estabelecer um *speckle* padrão em uma região específica, a partir de quadros sucessivos de imagem, utilizando um algoritmo para localização de uma determinada região da imagem (TRAHEY; ALLISIN; VON RAMM, 1987). Jensen propôs uma aproximação diferente para localizar o *speckle* sanguíneo (JENSEN; LACASA, 1999). A aproximação de Jensen utiliza um feixe ultra-sônico largo que é transmitido e captado por múltiplas linhas focais laterais que estão localizadas no interior do vaso e ao longo da direção do fluxo.

Se uma técnica baseada no princípio Doppler é utilizada na estimativa do fluxo sanguíneo, então é necessário levar em consideração o ângulo Doppler para que se possa determinar o verdadeiro vetor velocidade do fluxo sanguíneo. Uma forma de se conseguir isso é

utilizar mais de um feixe ultra-sônico. Quando devidamente orientados, o uso de dois transdutores permite que o verdadeiro valor da velocidade possa ser calculado por triangulação. No trabalho de Schrank (SCHRANK; PHILIPS; MORITIZ; STANDNESS, 1990) dois transdutores separados foram posicionados um de frente para o outro ao longo de dois pontos independentes de observação. Um sistema de localização de posição foi utilizado para que os dados coletados sobre o fluxo fossem referenciados a um ponto de origem conhecido. Conseqüentemente, a triangulação pode ser utilizada para determinar o valor da velocidade do fluxo.

Phillips e colaboradores (1995) utilizaram um *array* linear que foi dividido em duas partes, A e B, que produziam feixes ultra-sônicos distintos. A parte B foi utilizada para transmissão e recepção, como um *array* convencional, enquanto que a parte A foi utilizada para capturar ecos de diferentes locais ao longo do feixe ultra-sônico, produzido pela parte B. Os ângulos formados entre a linha de transmissão da parte B e a linha de recepção da parte A, são conhecidos. Múltiplos componentes da velocidade do fluxo foram medidos ao longo da linha de transmissão produzida pela parte B. Com isso, utilizando estimativas múltiplas e conhecendo-se o ângulo entre estas estimativas, pode-se calcular o valor da velocidade do fluxo.

Outras técnicas utilizando transdutores múltiplos foram propostas para estimar tridimensionalmente (3D) o valor da velocidade do fluxo sanguíneo. Fox (FOX, 1978) usou dois transmissores e um receptor localizado entre os transmissores para medir os componentes da velocidade. Utilizando os valores de velocidade e conhecendo-se o ângulo entre os transdutores foi possível estimar o vetor velocidade do fluxo em 3D. Uma combinação entre o método da decorrelação e o uso de dois feixes ultra-sônicos permitiu, de forma mais complexa, determinar o fluxo em 3D (RUBIN; TUTHILL; FOWLKERS, 2001).

A técnica de Doppler 3D também pode ser aplicada na determinação do fluxo sanguíneo. Uma varredura manual é realizada lentamente sobre um vaso, a fim de se adquirir várias imagens bidimensionais de *Power Doppler*. Sobrepondo-se estas imagens pode-se criar imagens Doppler 3D. Esse método considera que a varredura manual foi realizada lentamente e a uma velocidade constante (BENDICK; BROWN; GLOVER; BOVE, 1998). Para um melhor resultado, o transdutor ultra-sônico pode ser colocado em um suporte e movimentado com o auxílio de um motor, a uma velocidade constante, para adquirir uma série de imagens *Power Doppler* 2D. As

múltiplas imagens 2D permitem reconstrução da imagem Doppler 3D, gerando também uma imagem 3D do fluxo (GUO; BOUGHNNER; DIETRICH; PFLUGFELDER, 2001).

O velocímetro desenvolvido neste trabalho permite estimar, o valor do fluxo de teste (água e alumina a 30%) em um tubo de silicone sem a necessidade de se estimar o ângulo formado entre o feixe ultra-sônico e o vetor velocidade do fluxo sob investigação. O valor deste ângulo é conhecido, e é determinado pelo próprio velocímetro, de acordo com a profundidade do vaso a ser determinado. O velocímetro é constituído por quatro transdutores piezelétricos. Três transdutores iguais foram dispostos de forma que ao se traçar três linhas imaginárias interligando o centro de cada um deles, observa-se que estes centros coincidem com os vértices de um triângulo equilátero. Movimentando-se estes transdutores, simultaneamente, de maneira a afastar a parte posterior dos mesmos, pode-se formar uma pirâmide cuja base sempre será um triângulo equilátero; as laterais serão formadas pelos feixes ultra-sônicos dos transdutores e o ápice coincidirá com o foco ultra-sônico, ou seja, o ponto onde os três feixes se encontram. Quanto maior for o afastamento entre as partes posteriores dos transdutores, menor será a altura da pirâmide, ou seja, o encontro dos feixes ultra-sônicos se dará mais próximo da face do velocímetro. O oposto ocorrerá se as partes posteriores dos transdutores forem aproximadas.

Para verificar a aplicabilidade desta técnica, o velocímetro desenvolvido foi testado em um *phantom*, também construído neste trabalho, que simula vasos sangüíneos com regime de fluxo variado, posicionados a diferentes profundidades e com três graus de inclinação em relação à face do velocímetro. Os resultados experimentais obtidos confirmaram o desenvolvimento teórico.

Nos capítulos seguintes são apresentadas a revisão bibliográfica sobre ultra-som Doppler (Capítulo II) a descrição da metodologia adotada para projetar, construir e testar o velocímetro Doppler (Capítulo III) além dos resultados obtidos (Capítulo IV) e da discussão e conclusão do trabalho (Capítulo V). Também é apresentada uma série de sugestões de trabalhos que poderão ser realizados para complementar os testes do velocímetro e melhorar o desempenho do mesmo.

Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

Neste capítulo, são apresentadas informações detalhadas sobre o ultra-som, o efeito Doppler e as técnicas de velocimetria baseadas neste princípio. A velocimetria Doppler ultra-sônica é utilizada principalmente nas áreas de fisiologia e clínica médica para o estudo de fenômenos hemodinâmicos, principalmente por ser uma técnica não invasiva. As células sanguíneas atuam como refletores para as ondas acústicas, podendo dispensar desta forma a administração de contrastes ao paciente, durante a realização de procedimentos de fluxometria.

2.1 - O Ultra-Som

O conhecimento do ultra-som data da descoberta do efeito piezelétrico do quartzo pelos irmãos Curie, em 1880. Hertz e Edgar, em 1953, na Suécia, aplicaram o ultra-som pela primeira vez em cardiologia. Desde então, tem-se visto notável evolução da ultra-sonografia e de sua aplicabilidade (CASTRO; HAERTEL; ORTIZ; SILVA, 2000). O transdutor contém um ou mais elementos piezelétricos que, submetidos à excitação elétrica, vibram em suas frequências de ressonância, emitindo o ultra-som.

Ultra-som pode ser definido como ondas acústicas com frequências superiores a 20kHz. Cada material (ar, água, sangue, tecido biológico, materiais sólidos etc.) apresenta propriedades acústicas características como: impedância, velocidade de propagação e atenuação. Como pode ser visto na Figura 2.1 (WEBB, 1988), a atenuação do ultra-som num dado tecido biológico aumenta com o valor da frequência.

Quando o ultra-som passa de um meio 1 para um meio 2 com densidade diferente, parte de sua energia é refletida e parte penetra no novo meio. Ambas as ondas ultra-sônicas, refletida e transmitida, sofrem desvio de propagação (Figura 2.2) (WEBB, 1988; BRONZINO, 1986; CHRISTENSEN, 1988). Assim como as radiações eletromagnéticas, as ondas sonoras sofrem reflexão, refração e absorção causadas pelos meios onde se propagam.

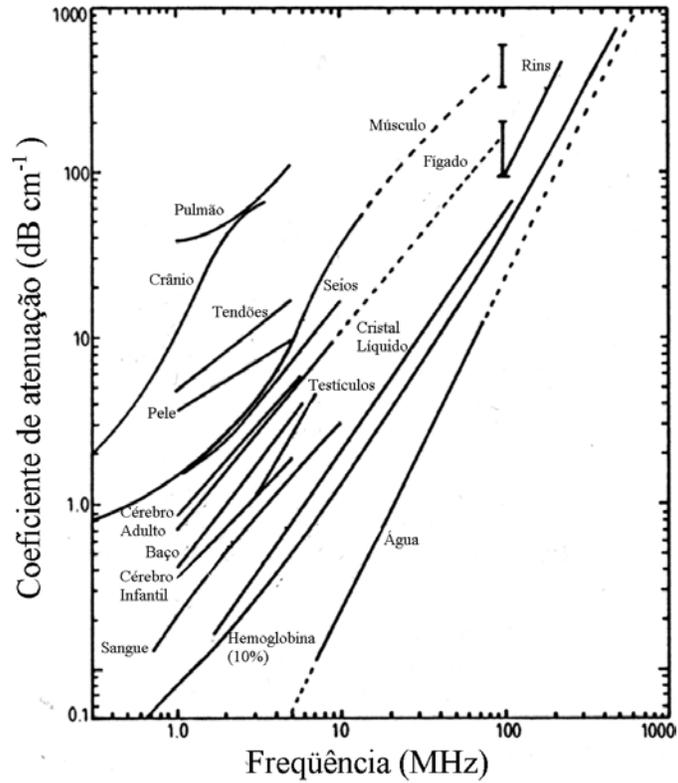


Figura 2.1: Ilustração da variação do coeficiente de atenuação (em função da frequência) para os vários tipos de tecidos e soluções biológicas [modificado de WEBB, 1988].

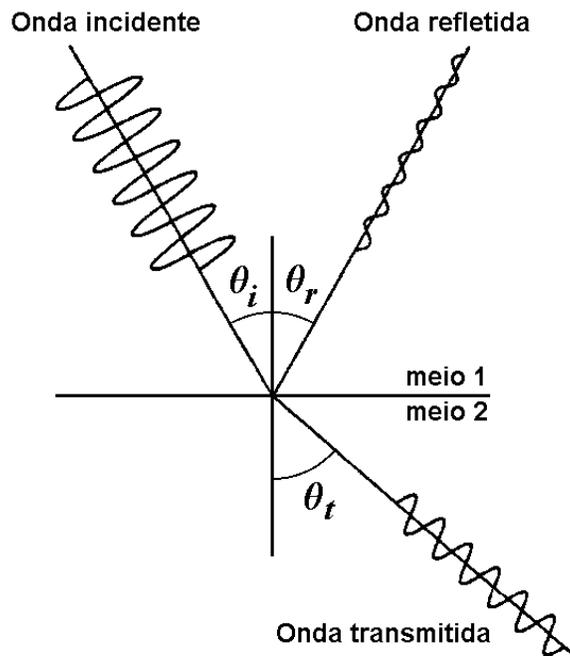


Figura 2.2: Comportamento de uma onda acústica na interface entre dois meios distintos. θ_i = ângulo de incidência, θ_r = ângulo de reflexão e θ_t = ângulo de refração. [modificado de WELLS, 1977].

A velocidade de propagação e a impedância acústica são parâmetros de grande relevância para o estudo do comportamento de uma onda sonora na interface entre dois meios constituídos de materiais distintos. A onda refletida propaga-se no meio de origem com a mesma velocidade com que foi transmitida. Contudo, a onda transmitida continua a se mover para frente com velocidade diferente (SHUNG; SMITH; BENJAMIN, 1992b).

A velocidade de propagação de uma onda sonora em um determinado meio é função de seu comprimento de onda, e é dada por:

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.1),$$

Onde:

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

λ : comprimento de onda (m);

f: frequência sonora (Hz).

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

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.2),$$

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).

Observa-se que, 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. Já o ângulo de transmissão está relacionado ao ângulo de incidência em função das velocidades de propagação dos meios 1 e 2 (c_1 e c_2) pela seguinte fórmula:

$$\frac{\text{sen } \theta_i}{\text{sen } \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.3).$$

Como em óptica, quando $\theta_t = \pi/2$, $\text{sen } \theta_t = 1$, e $\theta_i = \theta_{ic} = \text{sen}^{-1}(c_1/c_2)$, se $c_2 > c_1$. Para qualquer ângulo de incidência maior que θ_{ic} , não ocorre transmissão, ou seja, a reflexão da onda acústica é total. Sendo assim, θ_{ic} é chamado de ângulo crítico.

Os coeficientes de pressões acústicas transmitida e refletida, T e R , podem ser calculados utilizando as condições de fronteira onde a pressão e a velocidade da partícula devem ser constantes ao longo da interface (BREKHOVSKIKH, 1960; COSTA, 1989) (Apêndice 1).

$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (2.4),$$

$$T = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (2.5),$$

Onde:

Z_1 e Z_2 = Impedâncias acústicas nos meios 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 do som ($\theta_i = \theta_t = 0$) e os coeficientes de pressões acústicas refletida e transmitida são:

$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.6),$$

$$T = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2.7).$$

A atenuação da onda ultra-sônica trata do decaimento exponencial da amplitude de uma onda acústica que se propaga por um material. O coeficiente de atenuação é dado por:

$$\alpha = af^b \quad (2.8),$$

Onde:

α : coeficiente de atenuação (dB/cm);

f : frequência da onda ultra-sônica (MHz);

a : coeficiente de atenuação para 1MHz (Tabela 2.1);

b : parâmetro correspondente à dependência de atenuação com a frequência.

A Tabela 2.1 apresenta as propriedades acústicas de alguns materiais. Pode ser observado que os valores da velocidade e da impedância da água e do sangue são bem próximos.

Tabela 2.1. Características ultra-sônicas de alguns materiais [Modificado de BRONZINO, 1986].

Material	Velocidade c (m/s)	Densidade ρ (g/ml)	Impedância Z (kg/m ² ·s)	Coefficiente α para 1MHz (dB/cm)	b
Ar	340	0,0012	0,0004	1,2	2
Água	1500	1,00	1,5	0,002	2
Sangue	1540	1,06	1,6	0,1	1,3
Pulmão	650	0,40	0,26	40	0,6
Gordura	1460-1470	0,92	1,4	0,6	1
Músculo	1540-1630	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
Chumbo	4000	7,7	30	-	-
Polietileno	2000	0,92	1,8	-	-

2.2 - O Princípio Doppler

Christian Doppler (1803-1853) foi um físico austríaco que em 1842, equacionou o fenômeno no qual um observador percebe uma mudança na frequência da onda sonora emitida por uma fonte quando o observador, a fonte ou ambos estão se movendo (Figura 2.3). Doppler realizou um experimento único para provar a sua teoria. Durante dois dias, Doppler fez um trem puxar repetidamente um vagão, a velocidades diferentes, com trompetistas tocando em cima dele. Um músico identificava e registrava as diferenças de timbre das notas musicais quando o trem se aproximava ou afastava. Mais tarde, Doppler tentou mostrar que sua teoria poderia ser aplicada a ondas eletromagnéticas (luz). No entanto, não obteve sucesso. Outro cientista, Fizeau, generalizou o trabalho de Doppler e descobriu que o “Princípio Doppler” poderia também ser aplicado à luz. Essa descoberta foi de grande relevância para estudos no campo da astronomia. (CHRISTIAN DOPPLER, <[HTTP://SPACEBOY.NASDA.GO.JP/NOTE/KAGAKU/E/KAG12_1_DOPPLER_E.HTML](http://spaceboy.nasda.go.jp/note/kagaku/e/kag12_1_doppler_e.html)>, Acesso em 21 nov. 2002).

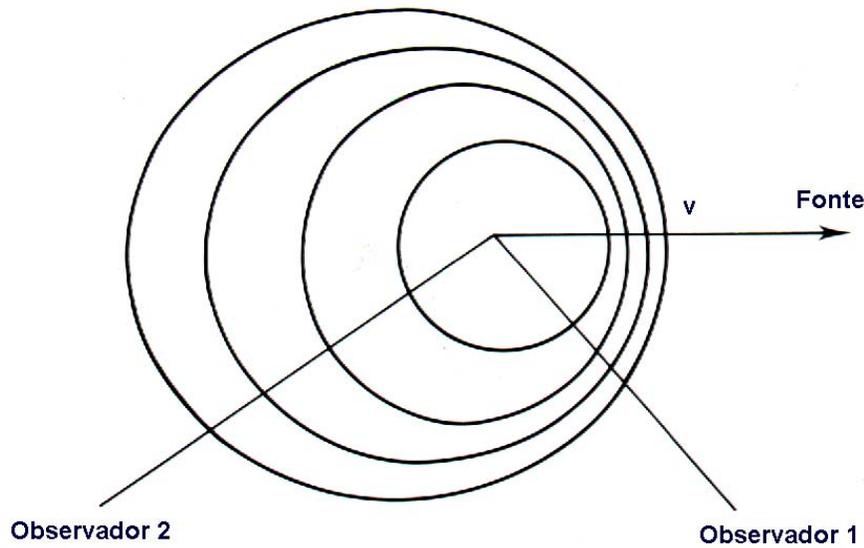


Figura 2.3: O efeito Doppler. Se uma fonte sonora move-se em direção ao observador 1, este observa um aumento do timbre do som (aumento da frequência); já do ponto de vista do observador 2 nota-se um decaimento do timbre do som (diminuição da frequência) [Modificado de CHUDLEIGH e PEARCE, 1992].

Em um meio estacionário, as ondas acústicas transmitidas e refletidas não sofrem variação de frequência. Isso só é verdade para interfaces que não apresentam movimentação em relação à fonte e/ou ao receptor. Do ponto de vista do transdutor ultra-sônico, o desvio Doppler é a diferença entre as frequências que ele emite e recebe (pulso-eco), e esta variação da frequência é proporcional à velocidade relativa entre a fonte e o observador.

No caso de estruturas móveis (como por exemplo, as células sanguíneas), o sinal que retorna ao transdutor sofre dois desvios em frequência: inicialmente, o alvo atua como um receptor móvel, de forma que o sinal por ele recebido apresenta um comprimento de onda diferente do emitido; a seguir ele passa a atuar como uma fonte emissora móvel, enviando sinais com este mesmo comprimento de onda, mas que em função de seu movimento, são captados pelo transdutor com outro valor de comprimento de onda (ATIKINSON e WOODCOCK, 1982).

Para determinar a equação da variação Doppler, considere na Figura 2.4 uma fonte com frequência f_i . A onda incidente possui um comprimento de onda λ_i no meio de propagação. O alvo está se movendo a uma velocidade V com um ângulo de θ_i em relação à direção de

propagação da onda. Após atingir o alvo, a onda sonora é refletida e captada pelo receptor situado a um ângulo θ_r em relação ao vetor velocidade do alvo. A frequência f_r da onda refletida será diferente da onda f_i . Esse desvio de frequência pode ser dividido em dois passos: (a) caminho da fonte para o alvo e (b) caminho do alvo para o receptor.

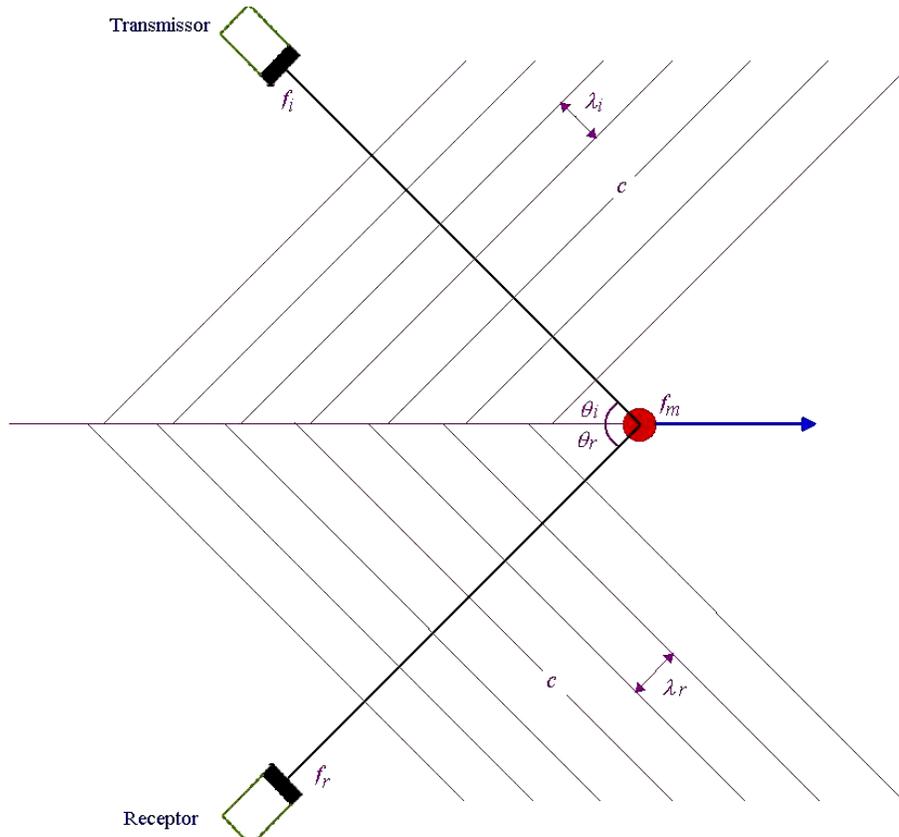


Figura 2.4: O alvo móvel atingido por uma onda com frequência f_i , a reflete com uma frequência f_r . A diferença entre f_i e f_r é a variação Doppler proporcional à velocidade do alvo. f_m é a frequência intermediária observada pelo alvo móvel. Nesta análise a fonte, o receptor e o meio ao redor estão parados, com apenas o alvo em movimento [modificado de CHRISTENSEN, 1988].

(a) Caminho da Fonte para o Alvo

Observando-se a Figura 2.4 percebe-se que o alvo está se afastando da fonte sonora, neste caso, a frequência da onda sonora captada será diferente da frequência sonora original, ou seja, a frequência f_m no alvo será diferente da frequência da fonte f_i . De acordo com a geometria da

Figura 2.4 a onda incidente será vista como tendo uma velocidade de fase efetiva proporcional ao deslocamento da fonte. Essa relação é dada por:

$$c_{in,eff} = c - V \cos\theta_i \quad (2.11)$$

Onde:

$c_{in,eff}$ = velocidade efetiva do som incidente no meio;

c = velocidade da onda sonora;

V = velocidade da fonte;

θ_i = ângulo de incidência da onda sonora.

Assim, a frequência efetiva com a qual o alvo é atingido pode ser determinada por:

$$\lambda_i = \frac{c_{in,eff}}{f_m} \quad (2.12)$$

Onde:

λ_i = comprimento de onda incidente;

f_m = frequência emitida pelo alvo.

Substituindo a equação 2.11 em 2.12, tem-se:

$$f_m = \frac{c - V \cos\theta_i}{\lambda_i} \quad (2.13)$$

Como no meio de propagação da onda incidente $\lambda_i = \frac{c_i}{f_i}$, a equação (2.13) pode ser reescrita como:

$$f_m = f_i \left(1 - \frac{V \cos\theta_i}{c} \right) \quad (2.14)$$

Onde:

f_i = frequência da onda incidente;

Note que a diferença entre f_m e f_i é proporcional à velocidade de deslocamento da fonte ao longo da direção de propagação da mesma. Além disso, nota-se que se $V=0$ ou $\theta_i = 90^\circ$, as frequências serão iguais.

(b) Caminho do Alvo para o Receptor

As ondas refletidas pelo alvo móvel irão produzir oscilações na frequência f_m . Estas, por sua vez, serão captadas pelo receptor. Deve ser mencionado que as oscilações produzidas pela interface entre dois meios de impedâncias acústicas diferentes devem ser consideradas como sendo a fonte de todas as outras ondas derivadas da onda incidente, incluindo as ondas refletidas e transmitidas. Se a interface e a onda de incidência são planares, as ondas refletidas e refratadas serão planares e se propagarão em uma mesma direção de acordo com a lei da reflexão especular e a lei de Snell. Se a interface for irregular, as ondas refletidas e refratadas serão espalhadas para todas as direções.

De qualquer forma, a onda refletida em um ângulo θ_r , na Figura 2.4, será radiada a uma frequência f_m dentro do meio que está se afastando da fonte sonora. Devido a esse movimento, a fase efetiva da velocidade das ondas na medida em que deixam a interface será:

$$c_{\text{out,eff}} = c \pm V \cos\theta_r \quad (2.15)$$

Onde:

θ_r = ângulo de reflexão;

Considerando o alvo afastando-se do transdutor transmissor, o movimento do alvo irá “esticar” o comprimento de onda da onda incidente no meio estacionário. Esse aumento no comprimento de onda no meio pode ser determinado aplicando a Equação 2.15 na Equação 2.12, e a onda detectada no receptor terá comprimento de onda dado por:

$$\lambda_r = \frac{c_{\text{out,eff}}}{f_m} = \frac{c + V \cos\theta_r}{f_m} \quad (2.16)$$

Como consequência, a frequência com a qual essa onda é detectada no receptor será:

$$f_r = \frac{c}{\lambda_r} = \frac{f_m}{1 + \left(\frac{V \cos\theta_r}{c}\right)} \quad (2.17)$$

Nota-se que a diferença entre as duas frequências está relacionada com a taxa de projeção da velocidade do alvo e a velocidade de fase.

Agora é possível combinar a variação de frequência obtida pelos dois caminhos em uma única expressão, através da eliminação do termo f_m das Equações 2.14 e 2.17. Isso permite estabelecer uma relação entre a frequência da fonte e a frequência recebida:

$$f_r = f_i \left[\frac{1 - \left(\frac{V \cos \theta_i}{c} \right)}{1 + \left(\frac{V \cos \theta_r}{c} \right)} \right] \quad (2.18)$$

Pode-se aplicar à Equação 2.18 uma simplificação que é válida para a grande maioria dos casos práticos, em que a velocidade da fonte é muito menor que a velocidade da onda sonora:

$$V \ll c$$

O que reduz a Equação 2.18 a:

$$f_r = f_i \left[1 - \frac{V \cos \theta_i}{c} - \frac{V \cos \theta_r}{c} \right] \quad (2.19)$$

A frequência Doppler f_d será definida como a diferença entre a onda incidente (f_i) e a onda refletida (f_r), de acordo com:

$$f_d = f_r - f_i \quad (2.20)$$

Da Equação 2.19 pode-se obter:

$$f_d = -\frac{V}{c} (\cos \theta_i + \cos \theta_r) f_i \quad (2.20)$$

Generalizando, podemos obter o resultado final:

$$f_d = \pm \frac{V}{c} (\cos \theta_i + \cos \theta_r) f_i \quad (2.21)$$

Sendo que, quando o alvo está se afastando da fonte sonora a frequência f_r será menor que f_i , então, f_d será negativa. Se o alvo se mover de encontro à fonte sonora, f_r será maior que f_i , então, f_d será positiva. A equação Doppler possui algumas características interessantes. Em particular, nota-se que a variação do desvio Doppler é proporcional a f_i , ou seja, quanto maior a frequência da fonte maior será o valor da variação. No entanto, o percentual de mudança em f_i é independente do valor da mesma. Nota-se ainda que $f_d = 0$ quando $V = 0$.

Em geral, os sistemas ultra-sônicos baseados no efeito Doppler podem ser enquadrados no seguinte diagrama em blocos (Figura 2.5):

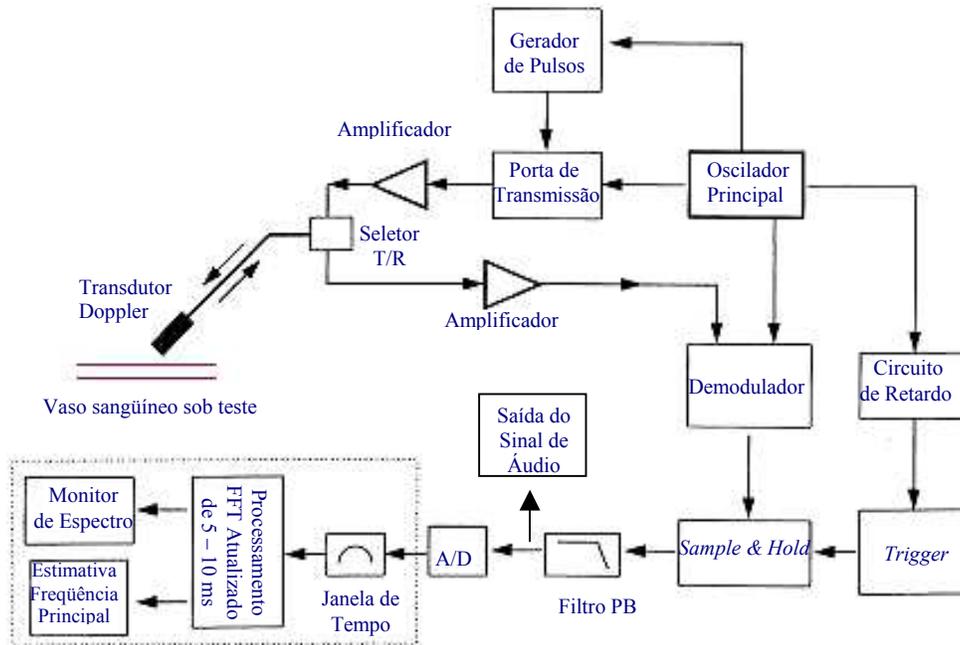


Figura 2.5: Diagrama de blocos de um sistema ultra-sônico Doppler genérico [Modificado de ENDERLE, 2000].

Como ilustrado na Figura 2.5, o transdutor ultra-sônico é excitado pelo gerador de pulsos (geralmente um trem de pulsos – *burst* -, estreitos, na frequência central do transdutor) para produzir pulsos ultra-sônicos. Os ecos recebidos pelo mesmo transdutor são amplificados e demodulados. O sinal demodulado é amostrado e armazenado pelo circuito de amostragem e armazenagem (*Sample & Hold*), o qual é disparado pelo circuito de retardo de pulsos. O retardo no tempo permite selecionar a região do vaso onde a frequência Doppler será monitorada. Após a filtragem com um filtro passa-baixas, o sinal Doppler, que se encontra na faixa audível, poderá ser escutado através de um alto falante ou mostrado em um monitor de espectro (monitor de vídeo). O processamento do desvio Doppler pode ser feito de forma analógica, através de um detetor de cruzamentos por zero, que "conta" o número de ciclos do sinal, medindo a frequência média do mesmo. Outra maneira de realizar é o processamento é de forma digital, determinando a transformada de Fourier (FFT) e obtendo as várias componentes do espectro de frequência do sinal (ENDERLE, 2000).

Existem duas subdivisões principais para os fluxômetros baseados no efeito Doppler, os de onda contínua e os pulsáteis. Nos primeiros, há a emissão contínua de ondas ultra-sônicas por parte do transdutor transmissor. O eco captado por outro transdutor, o receptor, é produzido pelas

reflexões geradas pelos alvos móveis a diferentes profundidades, sendo tratado como um sinal único. No caso dos sistemas Doppler pulsáteis, o transdutor emite *bursts*, ou trens de pulsos ultra-sônicos emitidos com uma certa periodicidade.

A grande vantagem dos sistemas Doppler pulsáteis sobre os sistemas de onda contínua é que estes permitem isolar partes do sinal que retorna ao transdutor proveniente de diferentes profundidades e tratá-las de forma diferenciada, ou seja, é possível obter informações tais como o perfil de velocidades do fluxo e o diâmetro do vaso, além de medir distâncias, determinar o ângulo entre o transdutor e o fluxo e formar imagens (com o uso de programação). Outra vantagem é que com o sistema pulsátil a potência acústica incidente no sangue, é menor que no sistema contínuo; isso se dá porque a transmissão dos pulsos ultra-sônicos ocorre durante um breve período de tempo e não continuamente (NOGUEIRA, 1995).

Nos sistemas pulsáteis, a frequência de amostragem deve ser maior que duas vezes a máxima frequência do sinal amostrado, de acordo com o Teorema de Nyquist (OPPENHEIM; WILLSKY; YOUNG, 1993). Sendo assim, a frequência de amostragem deve ser, no mínimo, o dobro da máxima componente de frequência do desvio Doppler. Caso esta relação não seja obedecida, ocorre superposição dos espectros de frequência, causando perda de informação durante a recomposição do sinal, fenômeno este denominado sub-amostragem ou *aliasing*.

Os sistemas de fluxometria Doppler possuem ainda uma outra variante que se refere ao número e posicionamento dos transdutores. Podem ser de elemento único onde o transdutor atua ora como transmissor ora como receptor, em modo pulsátil. A outra configuração utiliza dois transdutores, sendo que um é o transmissor e o outro o receptor. Além dessas existem ainda sistemas que utilizam transdutores do tipo *arrays*, como por exemplo, o Power Doppler, que consiste na determinação da potência espectral do desvio Doppler, que pode ser usada como uma característica a mais na técnica CFM (CFM – *Doppler color flow mapping*). Ela aumenta a sensibilidade às variações do fluxo e apresenta bons resultados mesmo quando o transdutor é posicionado em ângulos perpendiculares à direção do fluxo, o que não pode ser visualizado nos sistemas Doppler padrão.

Os fluxômetros ultra-sônicos não medem o fluxo de forma direta, mas sim a velocidade de escoamento do fluido. A medida de fluxo pode ser feita de forma indireta, já que a área da

seção do tubo é considerada constante e conhecida. O fluxo (Q), expresso em termos de taxa de variação volumétrica, é dado pela seguinte relação:

$$Q = \int_A V dA \quad (2.22)$$

Ou, em valores médios,

$$\bar{Q} = \bar{V} A \quad (2.23)$$

Onde:

V : velocidade do fluido em determinado ponto;

A : área da seção do tubo.

2.3 - Sistema Ultra-sônico Baseado no Efeito Doppler

A seguir são apresentadas as configurações mais comuns para os velocímetros Doppler.

2.3.1 - Sistema Ultra-sônico Doppler com Transdutores Posicionados em Lados Opostos do Tubo

A Figura 2.6 mostra um arranjo para o qual o vetor velocidade do fluido V é longitudinal; com isso o sistema só é sensível a fluxos sangüíneos longitudinais. 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. 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.

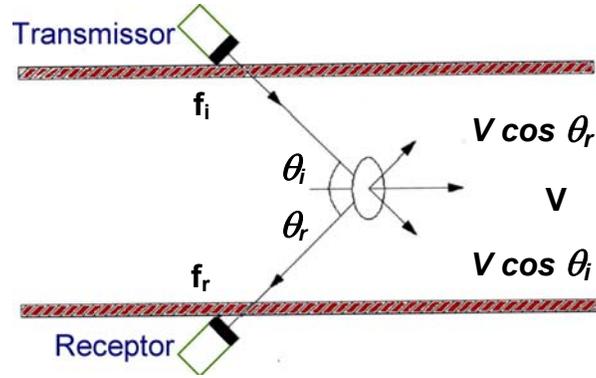


Figura 2.6: Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo [Modificado de DANTAS, 2000].

Para este arranjo, tem-se uma equação que relaciona a frequência recebida com a transmitida em função da velocidade (V):

$$f_R = f_T \left[\frac{1 - (V \cos \theta_R / c)}{1 + (V \cos \theta_T / c)} \right] \quad (2.24),$$

onde:

f_R e f_T : são as frequências recebida e transmitida, respectivamente;

V : velocidade de escoamento do fluido;

C : velocidade de propagação do som meio (1540m/s para o sangue).

Reescrevendo a mesma equação em função do desvio Doppler ($f_D = f_R - f_T$), tem-se:

$$f_D = -f_T \left[\frac{(V \cos \theta_R) + (V \cos \theta_T)}{c + V \cos \theta_T} \right] \quad (2.25).$$

Considerando $V \ll c$ e fazendo os ângulos de incidência iguais ($\theta_T = \theta_R = \theta$), a equação 2.25 pode ser simplificada para a seguinte forma:

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (2.26).$$

O sinal negativo (-) presente na equação 2.25 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 em sentido contrário

(da direita para a esquerda), o sinal seria positivo, razão pela qual a equação 2.26 apresenta o sinal (\pm).

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

Esta configuração (Figura 2.7) permite a utilização de dois transdutores em encapsulamento único. As considerações a respeito da proporcionalidade do desvio Doppler com a velocidade são as mesmas da configuração anterior. 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 próximos um do outro, pode-se considerar os ângulos de transmissão e recepção iguais ($\theta_i = \theta_r = \theta$).

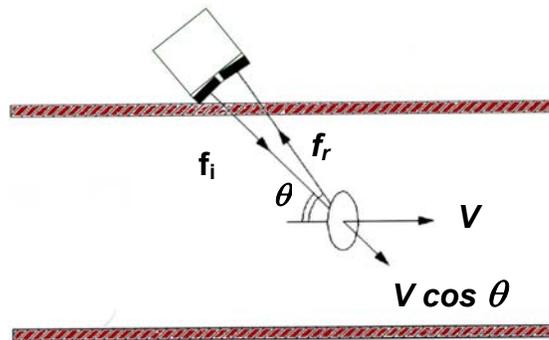


Figura 2.7: Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo [Modificado de DANTAS, 2000].

Esta configuração permite que dois transdutores tenham encapsulamento único. Considerações a respeito da proporcionalidade do desvio Doppler com a velocidade são as mesmas da configuração anterior. Desta forma tem-se a seguinte relação:

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (2.27)$$

2.3.3 - 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 2.8). A grande vantagem deste sistema é que os vários ecos captados são frutos de reflexões a profundidades distintas, 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 essa 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 2.3.1 e 2.3.2 terem sido apresentadas para ondas contínuas, elas também podem ser utilizadas no modo pulsátil.

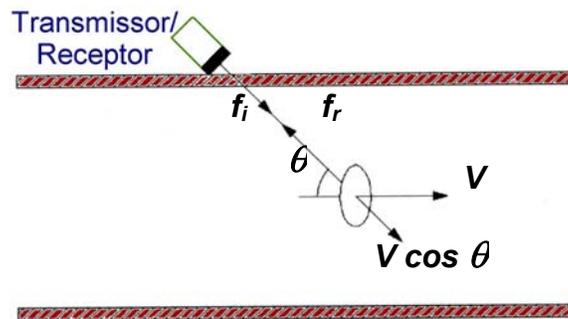


Figura 2.8: Sistema Doppler pulsátil com apenas um transdutor [Modificado de DANTAS, 2000].

E o desvio Doppler pode também pode ser calculado pela Equação 2.27 (repetida a seguir):

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (2.27).$$

Capítulo 3 - Materiais e Métodos

O Velocímetro Doppler desenvolvido neste trabalho permite determinar o valor do fluxo sanguíneo em um determinado vaso sanguíneo através da detecção automática do ângulo formado entre o feixe ultra-sônico e o vetor velocidade do fluxo sob investigação, ângulo Doppler. O velocímetro é constituído por quatro transdutores ultra-sônicos de 1,62 MHz de frequência nominal, produzidos pela empresa FUNBEC (Figura 3.1). Todas as etapas de desenvolvimento e testes foram realizadas no Laboratório de Ultra-Som (LUS) do Departamento de Engenharia Biomédica (DEB) da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) e do Centro de Engenharia Biomédica (CEB), com a exceção da confecção do velocímetro que foi realizada na Oficina Mecânica do Departamento de Materiais (DEMA) da Faculdade de Engenharia Mecânica (FEM) da UNICAMP.

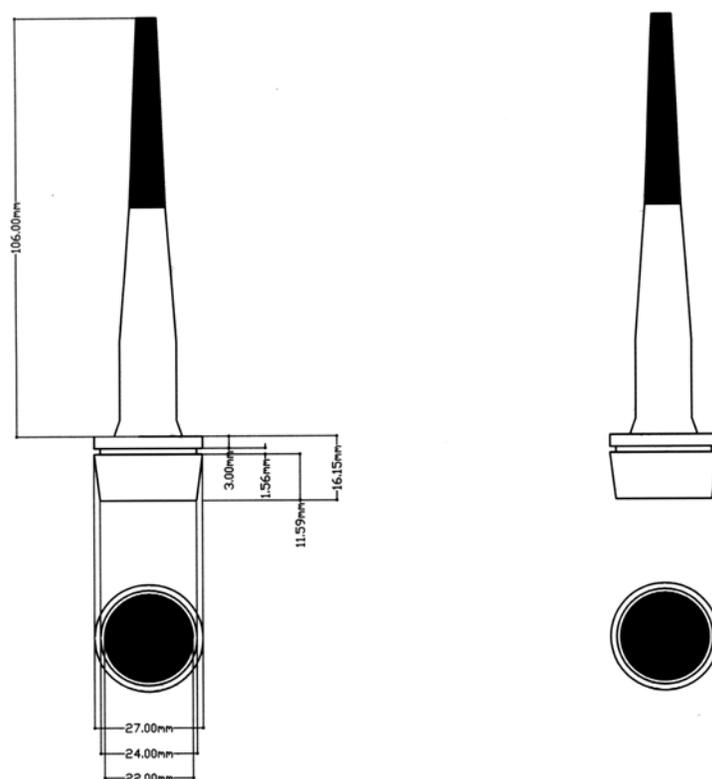


Figura 3.1: Diagrama esquemático do transdutor ultra-sônico.

Os três transdutores foram dispostos de forma que, se traçarmos três linhas imaginárias interligando o centro de cada um, observa-se que estes centros coincidem com os vértices de um triângulo equilátero (Figura 3.2). Movimentando-se estes transdutores, simultaneamente, de maneira a afastar as bases dos mesmos, forma-se uma pirâmide cuja base é um triângulo equilátero, as laterais são formadas pelos feixes ultra-sônicos dos transdutores e o ápice desta pirâmide é o ponto focal onde os feixes ultra-sônicos se encontram. Quanto maior for o afastamento entre as bases dos transdutores, menor será a altura da pirâmide, ou seja, o encontro dos feixes ultra-sônicos se dará mais próximo da face do velocímetro. O oposto ocorrerá se as bases dos transdutores forem aproximadas (Figura 3.3).

O mecanismo de movimentação dos transdutores é assim descrito: um motor de passo gira um parafuso de rosca sem fim, posicionado entre os transdutores, à medida que o parafuso gira, um pivô preso nas extremidades dos transdutores, por longarinas e dobradiças, move-se para cima ou para baixo, dependendo do sentido da rotação do motor. Como as outras extremidades dos transdutores estão presas à borda do velocímetro por dobradiças, o efeito provocado pela movimentação do pivô é de afastar ou aproximar as bases dos transdutores (Figura 3.3). Isso permite variar a distância na qual os feixes ultra-sônicos se encontram, ou seja, a altura da pirâmide. Determina-se a distância aonde os feixes ultra-sônicos se encontram, de acordo com a profundidade do vaso sob estudo (Figura 3.4).

O transdutor 1 ou, trans#1, emite os pulsos ultra-sônicos, enquanto os outros dois, trans#2 e trans#3, recebem os ecos oriundos dos vasos sob investigação. Com isso é possível realizar duas medidas de variação Doppler em um mesmo ponto do vaso.

Foi utilizado um trem (*burst*) com 4 pulsos senoidais em 1,62 MHz para excitar trans#1, com o qual se obteve reflexões (ecos) captadas pelos transdutores trans#2 e trans#3 com boa relação sinal/ruído. Trens de pulsos mais estreitos, por exemplo, com 3 pulsos, geravam reflexões de amplitude muito baixa e trens de pulsos mais largos, por exemplo, 10 pulsos, proporcionavam baixa resolução espacial.

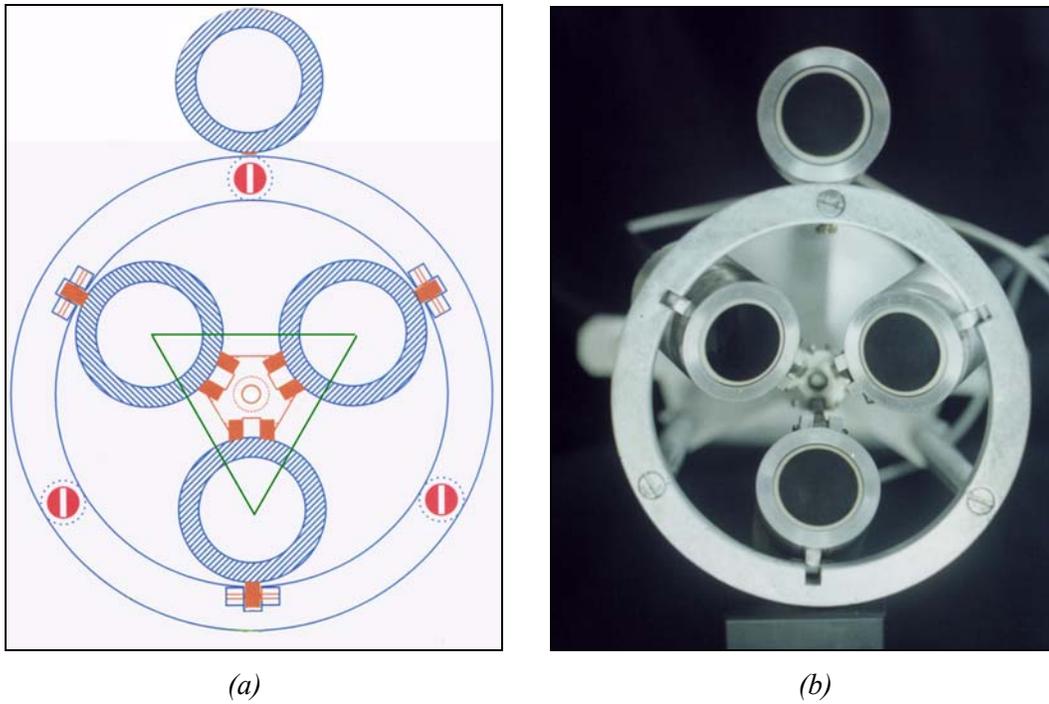


Figura 3.2: Vista inferior do velocímetro. (a) O traçado em verde indica que os centros dos transdutores coincidem com os vértices de um triângulo equilátero; (b) fotografia da parte inferior do velocímetro.

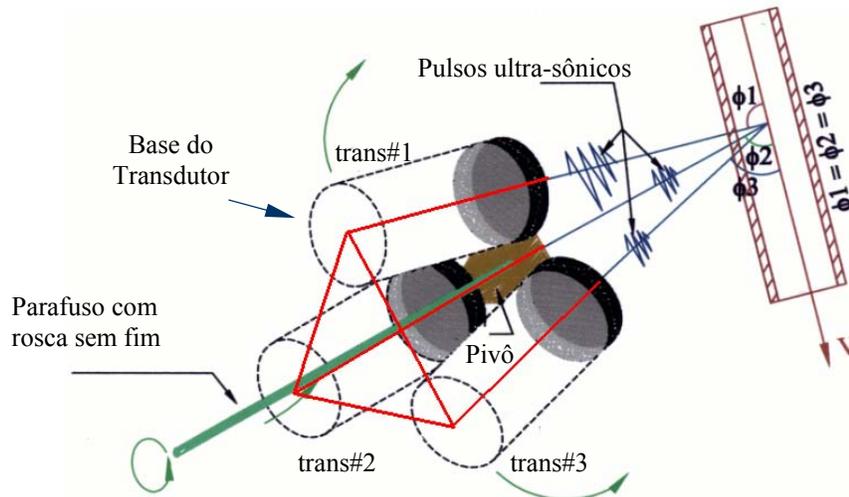


Figura 3.3: Disposição e mecanismo de movimentação dos transdutores que constituem o velocímetro Doppler.

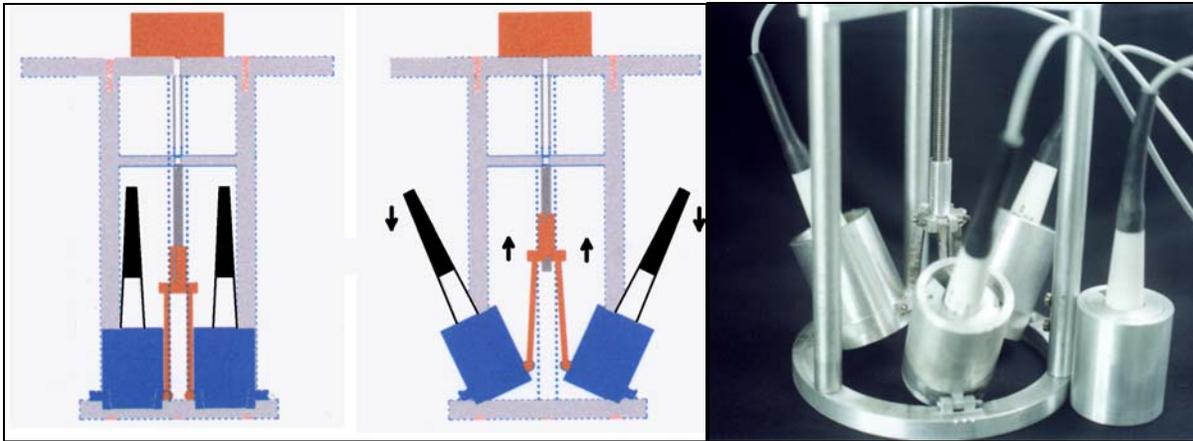


Figura 3.4: Focalização do velocímetro. Quando o pivô central move para cima, o foco aproxima-se da face do velocímetro; à medida que o pivô desce, o foco afasta-se da face do transdutor.

O número de pulsos e sua taxa de repetição são calculados de forma a permitir que estes pulsos atinjam a profundidade desejada, sofram reflexões e voltem, sendo captados pelo transdutor receptor. A potência transmitida está relacionada tanto com a amplitude do sinal aplicado ao transdutor como com o número de pulsos. A emissão de um número muito pequeno de pulsos corresponde a sinais de baixa potência, causando pouco espalhamento do sinal e resultando em ecos de menor amplitude e curta duração. Além disso, quanto mais estreito for o trem de pulsos, maior é o número de harmônicas (banda larga) presentes no feixe ultra-sônico transmitido. A utilização de um número muito grande de pulsos corresponde a uma maior potência transmitida, mas, por outro lado, resulta em perda de resolução espacial, pois como as reflexões ocorrem a diferentes profundidades, elas podem se somar, impossibilitando sua distinção.

A frequência de desvio Doppler (f_D), para um alvo isolado, que se desloca com velocidade constante igual a V , na mesma direção que a de propagação da onda acústica, é dada pela equação:

$$f_D = \frac{2 \cdot V \cdot f_i}{c} \quad (3.1)$$

Onde:

f_i = frequência da onda acústica transmitida;

V = velocidade da fonte (fluido de teste)

c = velocidade de propagação do som no meio;

f_D = frequência de desvio Doppler.

De acordo com Nyquist e Shannon, o intervalo entre as amostras (T_r) determina a máxima frequência (f_D) mensurável do sinal:

$$f_D < \frac{f_r}{2} \quad (3.2)$$

Onde:

$$f_r = \frac{1}{T_r} = \text{frequência da onda acústica refletida}$$

O tempo de percurso da onda acústica (tempo do percurso até o alvo e retorno) deve ser menor que o intervalo de repetição de pulsos. Sendo assim, a distância máxima mensurável (D_{\max}) é dada por:

$$D_{\max} < \frac{T_r \cdot c}{2} \quad (3.3)$$

Combinando-se as equações (3.1), (3.2) e (3.3) obtém-se a equação (3.4):

$$(VD)_{\max} < \frac{c^2}{8 \cdot f_i} \quad (3.4)$$

Onde:

$(VD)_{\max}$ = relação entre a distância máxima mensurável (D_{\max}) e o vetor velocidade V

A equação (3.4) demonstra que para uma determinada frequência de emissão, a velocidade máxima mensurável depende da distância máxima mensurável e vice-versa. Fatores como resolução espacial, atenuação da onda acústica no meio, entre outros, fazem com que a escolha de f_0 não seja feita de forma arbitrária.

Em aplicações médicas em geral, a distância máxima desejável para medição é determinada pela profundidade dos vasos sanguíneos ou órgãos sob estudo. Neste trabalho, consideramos a distância máxima para acesso ao vaso como sendo igual a 7cm (ARNOLD, 1995;

SABBAGHA, 1994). Considerando-se a distância de 7cm, pode-se calcular a frequência de repetição dos pulsos de um Velocímetro Doppler.

Dados:

$$c = 1.540 \text{ m/s};$$

$$D_{\max} = 0,07 \text{ m}$$

Tem-se:

$$D_{\max} = \frac{T_r \cdot c}{2} \Rightarrow 0,07 < \frac{T_r \cdot 1540}{2} \Rightarrow 0,07 < 770 \cdot T_r \Rightarrow T_r > \mathbf{9,0909 \cdot 10^{-5} \text{ seg}}$$

Como:

$$f_r = \frac{1}{T_r},$$

tem-se:

$$f_r = \frac{1}{9,0909 \cdot 10^{-5}} \Rightarrow f_r = \mathbf{11 \text{ kHz}}$$

Fazendo-se uso das Equações (3.1) e (3.2), pode-se calcular a máxima velocidade mensurável no seguinte caso:

- utilizando um transdutor de 1.62MHz,

$$\Delta f_D < \frac{f_r}{2} \Rightarrow \Delta f_D < \frac{11000}{2} \Rightarrow \Delta f_D = \mathbf{5,5 \text{ kHz}}$$

$$\Delta f_D = \frac{2 \cdot V \cdot f_0}{c} \Rightarrow 5500 = \frac{2 \cdot V \cdot 1,62 \cdot 10^6}{1540} \Rightarrow V = \mathbf{2,8 \text{ m/s}}$$

Conforme observado, para um transdutor de 1,62MHz a velocidade máxima mensurável em um vaso situado a 7cm de profundidade é de cerca de 2,8m/s.

Em sistemas ultra-sônicos Doppler, geralmente são utilizados sinais senoidais na frequência de ressonância do transdutor. Neste projeto fez-se o uso de um gerador de funções TEKTRONICS modelo TM-515 para gerar o sinal de excitação do transdutor. A Figura 3.5

mostra o trem de 4 pulsos senoidais que é aplicado ao transdutor 1. As componentes de alta frequência que aparecem na borda de descida dos pulsos é causada pelo carregamento do transdutor sobre o circuito de transmissão.

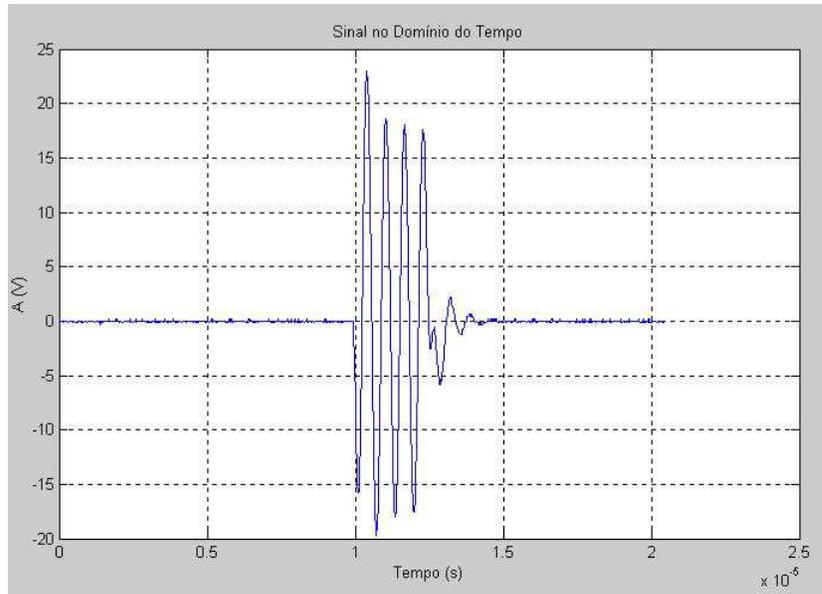


Figura 3.5: Trem de pulsos senoidais produzidos pelo gerador de funções aplicado ao transdutor.

A região espacial à qual o velocímetro Doppler pulsátil é sensível é denominada volume de amostragem. A forma geométrica do volume de amostragem efetivo depende de vários fatores, tais como: a forma do feixe acústico, a função de transferência do transdutor e a janela temporal de seleção da distância. A seleção de uma região espacial ao longo do feixe ultra-sônico é efetuada através da abertura de uma janela temporal de amostragem. Em condições ideais o atraso entre o pulso transmitido e o início da janela de amostragem determina o início da região selecionada e a duração temporal da janela determina o comprimento da região. Desta forma, para cada pulso emitido, obtém-se o eco de todas as estruturas que estejam na direção do feixe ultra-sônico. A associação de várias janelas seqüenciais (ANGELSEN; KRISTOFFERSEN, 1979; EYER; BRANDESTINI; PHILIPS; BAKER, 1981) ou o uso de uma janela contínua (GAMBA, 1989), é utilizada para a medição do perfil das velocidades do fluido ao longo da secção transversal do tubo. Neste trabalho buscou-se medir a velocidade do fluido no centro, ou seja, sua velocidade máxima, e o valor da velocidade média do fluido pode ser calculado como aproximadamente a metade da velocidade máxima, encontrada no centro do tubo (FOX, 1998; GUIDI; NEWHOUSE, 1995).

O quarto transdutor, trans#4 (Figura 3.6), é utilizado para localizar o vaso a ser estudado. Para isso, o velocímetro é deslocado aleatória e lentamente, enquanto trans#4 faz as medidas das de variação Doppler no vaso; quando a frequência de variação Doppler for igual a zero, sabe-se que o transdutor está perpendicular ao vaso. Neste momento, o sistema faz com que este transdutor passe a trabalhar como um scanner modo A. Com isso, é possível determinar o diâmetro e a profundidade do vaso, no local aonde serão feitas as medidas da frequência Doppler. A partir daí, após cada leitura Doppler o quarto transdutor passa a monitorar o diâmetro do vaso para detectar uma possível inclinação do velocímetro, ou seja, se o sistema “perceber” que o diâmetro aumentou (mudança no valor de ϕ_i), significa que o velocímetro não está mais perpendicular ao vaso e baseando-se no novo valor do diâmetro, o sistema será capaz de corrigir o posicionamento do velocímetro. É importante ressaltar que todo esse processo de correção do posicionamento do velocímetro não sofre interferência do operador, e é realizado pela programação desenvolvida em linguagem C.

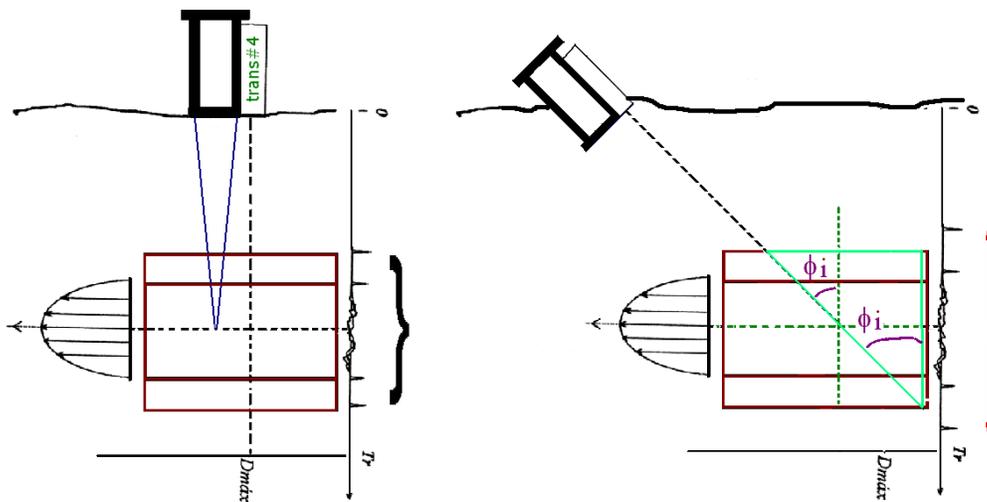


Figura 3.6: Trans#4 detecta mudança na inclinação do ângulo ϕ_i através do monitoramento do diâmetro do vaso (scanner modo A).

A Figura 3.7 apresenta o diagrama em blocos do sistema completo, incluindo o velocímetro, os equipamentos de geração de pulsos (gerador de funções e pulso/eco), sistema de controle do velocímetro, recepção de sinais (osciloscópio digital) e processamento de sinais. O gerador de função é utilizado para excitar trans#1 (trem de pulsos senoidais com 4 pulsos de 1,62 MHz e 100Vpp). Os sinais captados por trans#2 e trans#3 são enviados ao sistema de controle que os amplifica e os envia, um de cada vez, ao canal 1 do osciloscópio, onde são digitalizados e

então armazenados na memória de um PC486. Um programa controla, via porta paralela do PC, o motor de passo, o controle de ganho e a seleção de sinal. O *pulser/receiver* é utilizado para excitar trans#4 e amplificar seus ecos que também são digitalizados, no canal 2 do osciloscópio, e armazenados na memória do PC.

Esta configuração para aquisição dos sinais foi escolhida porque toda a estrutura para aquisição de dados via osciloscópio digital já estava disponível no Laboratório de Ultra-Som (LUS). No entanto, o osciloscópio permite somente a aquisição de dois sinais ao mesmo tempo (canal 1 e 2) e o Velocímetro supria o sistema com três sinais para serem processados. A solução foi utilizar multiplexadores para adquirir os sinais de RF provenientes de trans#2 ou de trans#3 e enviá-los ao canal 1 do osciloscópio.

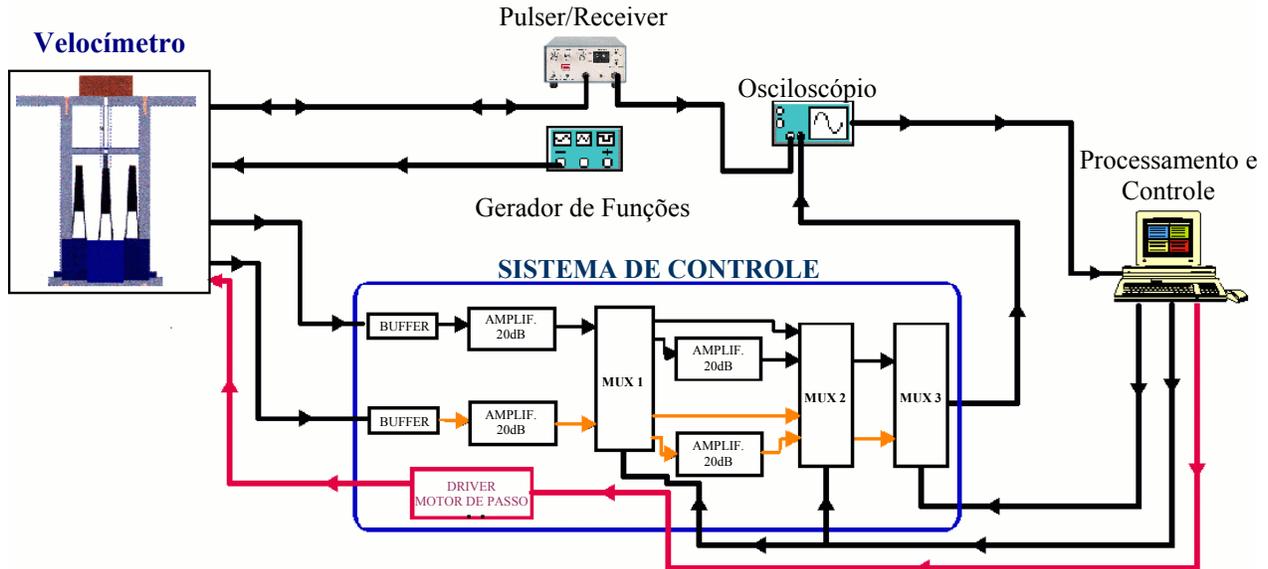


Figura 3.7: Diagrama em blocos do velocímetro.

Resumidamente, pode-se descrever a seqüência de operação do sistema durante o processo de medição do fluxo do fluido: (1) trans#4 realiza uma varredura Doppler sobre o tubo; quando uma variação Doppler nula é encontrada, significa que o velocímetro está perpendicular ao tubo; (2) então, trans#4 começa a operar como um *scanner* modo A para determinar o diâmetro e a profundidade do tubo em relação à face do velocímetro; este processo é contínuo durante toda a medição do fluxo do fluido; (3) o velocímetro move trans#1, trans#2 e trans#3 de forma que o ponto focal coincida com o centro do tubo. O ângulo entre trans#1, trans#2 e trans#3 em relação ao tubo pode ser determinado facilmente, como será descrito adiante, uma vez que

este ângulo é proporcional ao deslocamento do pivô; (4) trans#1 é excitado e os ecos produzidos pela reflexão do ultra-som no tubo são capturados, simultaneamente, por trans#2 e trans#3; (5) os ecos são captados e processados; (6) volta ao passo (2). Este ciclo se repete continuamente.

A Figura 3.8 mostra uma foto do painel frontal do Sistema de Controle do velocímetro desenvolvido. As dimensões do módulo são: 23cm de largura, 10,5cm de altura e 19cm de profundidade.



Figura 3.8: Foto do painel frontal do sistema de Controle do velocímetro Doppler desenvolvido.

Os testes foram realizados utilizando-se solução de água destilada com alumina. A função da alumina é fazer com que a solução tenha partículas em suspensão, capazes de refletir ondas ultra-sônicas. Como foram utilizados feixes ultra-sônicos de 1,62 MHz, seu comprimento de onda ($974\mu\text{m}$) é muito maior que as dimensões tanto das hemácias ($8\mu\text{m}$ por $2\mu\text{m}$) quanto dos grãos de alumina que possuem diâmetro médio de $3\mu\text{m}$ (NOGUEIRA, 1995). Esta diferença faz com que, para o feixe ultra-sônico, estas partículas sejam consideradas alvos pontuais, ocasionando reflexões não somente em uma direção, mas em várias direções, fenômeno este denominado espalhamento (WELLS, 1977; WEBB, 1988; SHUNG; CLOUTIER; LIM, 1992a). No início dos experimentos tentou-se fazer uso de Maizena[®] (amido de milho) para produzir refletores; contudo esta apresentou dois problemas: primeiro, ao decantar entupia as mangueiras

do sistema porque se transformava em uma goma que era de difícil dispersão e, além disso, após dois dias entrava em processo de putrefação.

O desenvolvimento do projeto do velocímetro se deu em cinco etapas principais: 1- Projeto Mecânico do Velocímetro, 2- Projeto do Sistema de Controle, 3- Simulador de Fluxo Sangüíneo, 4- Software de Controle e 5- Software para Processamento de Sinal. A seguir é detalhada cada uma destas etapas do projeto.

3.1 - Projeto Mecânico do Velocímetro

O projeto mecânico do velocímetro foi desenvolvido de forma a possibilitar a utilização dos transdutores ultra-sônicos da FUNBEC disponíveis no laboratório de ultra-som. A confecção das peças foi realizada na oficina mecânica do Departamento de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP. Inicialmente, pensou-se em confeccioná-lo em acrílico transparente, no entanto, devido à fragilidade desse material e às forças de torção às quais seria submetido, optou-se por outro material, o alumínio. O velocímetro é constituído por 4 transdutores piezoelétricos; 1 motor de passo de 12 V, 500 mA, 4 fases, 7,5° por passo e um manipulador que por sua vez é constituído pelas peças A, B, C1, C2, D1, D2, D3 e F (Figuras 3.9 a 3.15).

Os pontos do manipulador onde são observadas as maiores forças de torção são nas dobradiças situadas entre as peças A-C2 e A-D2. A tendência natural da peça C1 seria girar entorno do eixo do motor, mas, como esta está presa à peça A, através da peça C2, ela se desloca ao longo do eixo do motor, imprimindo nas peças C2, A e D2 um elevado torque. As Figuras 3.9 a 3.15 a seguir mostram os detalhes construtivos das peças.

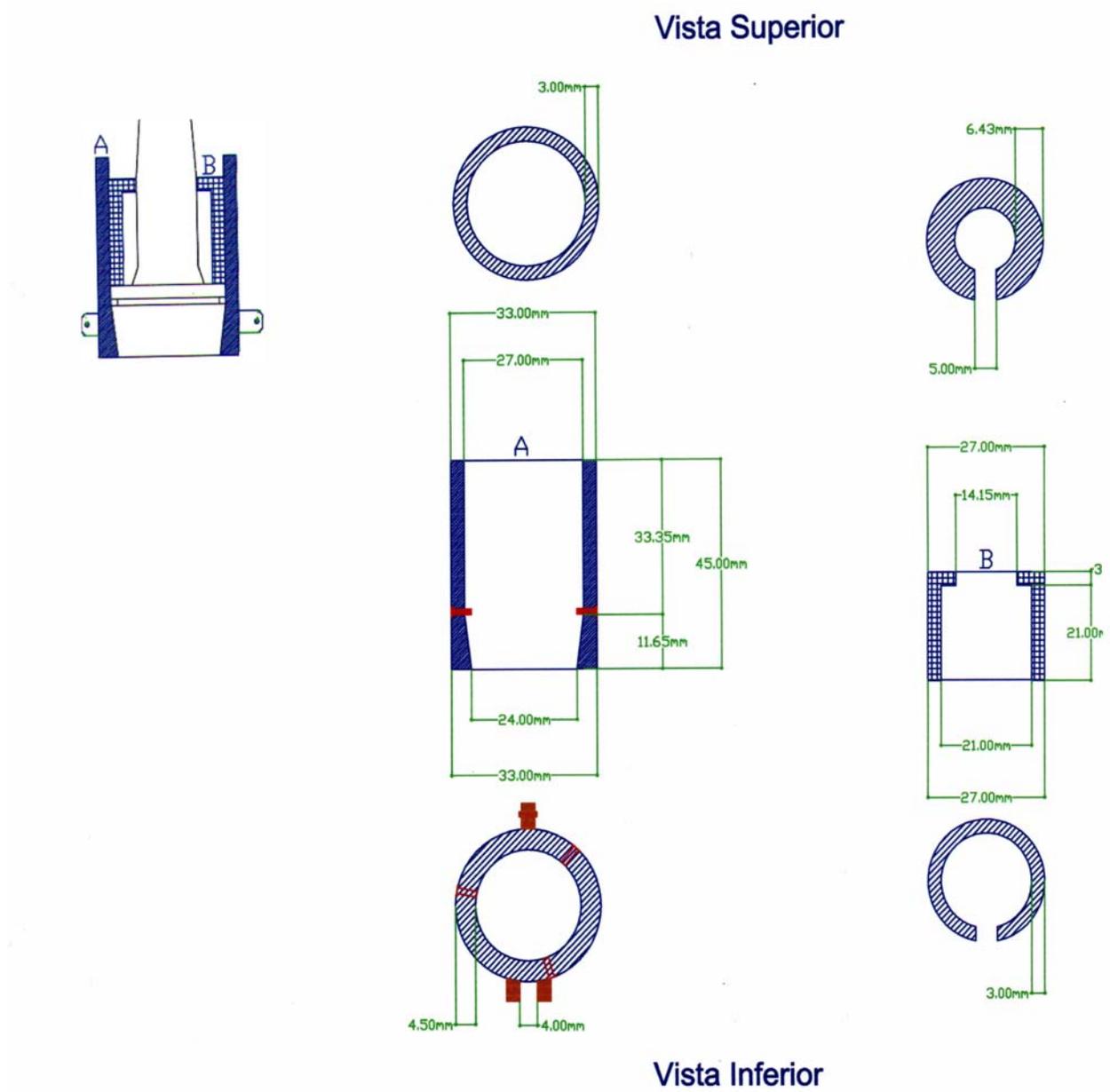


Figura 3.9: Detalhes das peças A e B para encaixe de transdutor no manipulador.

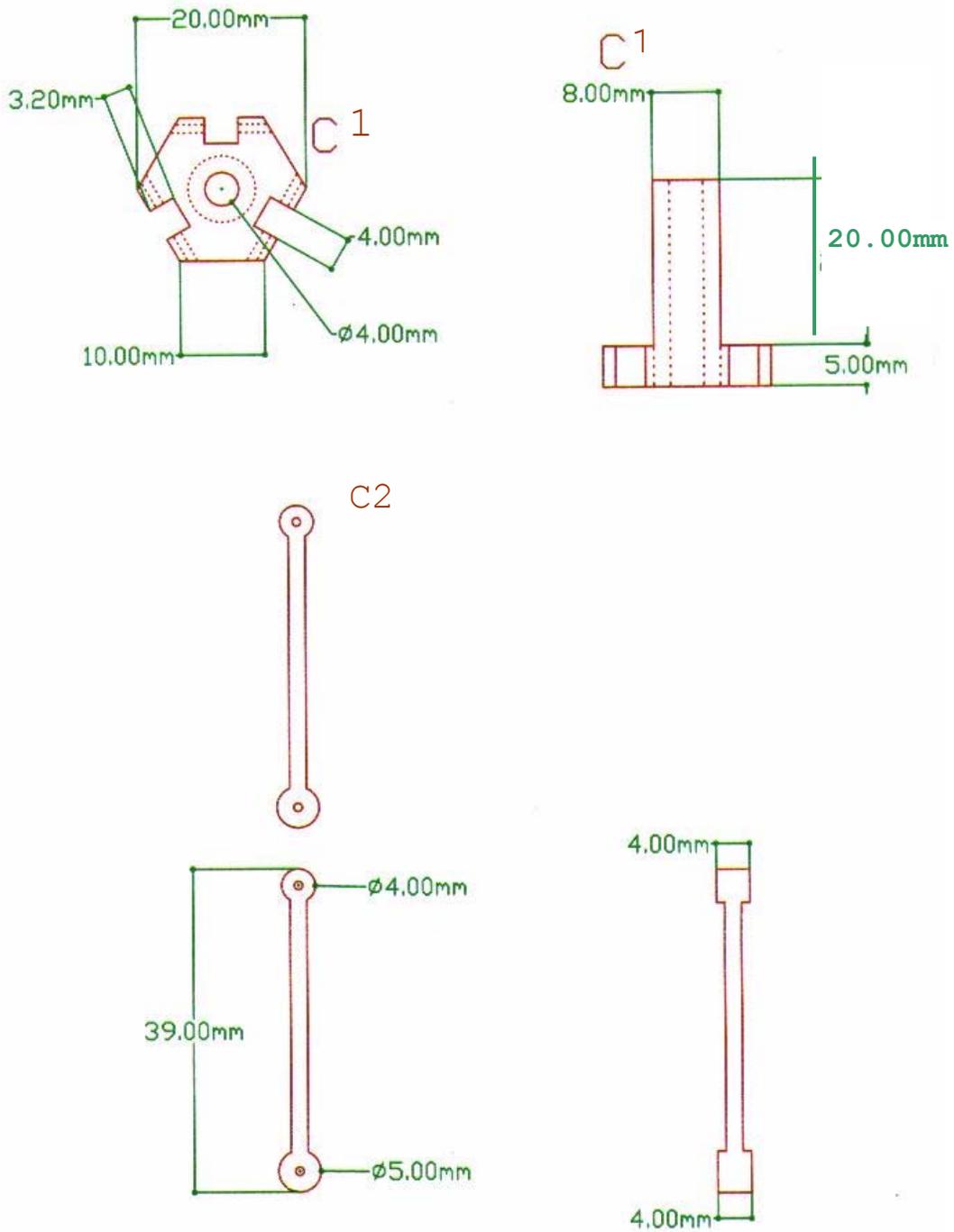
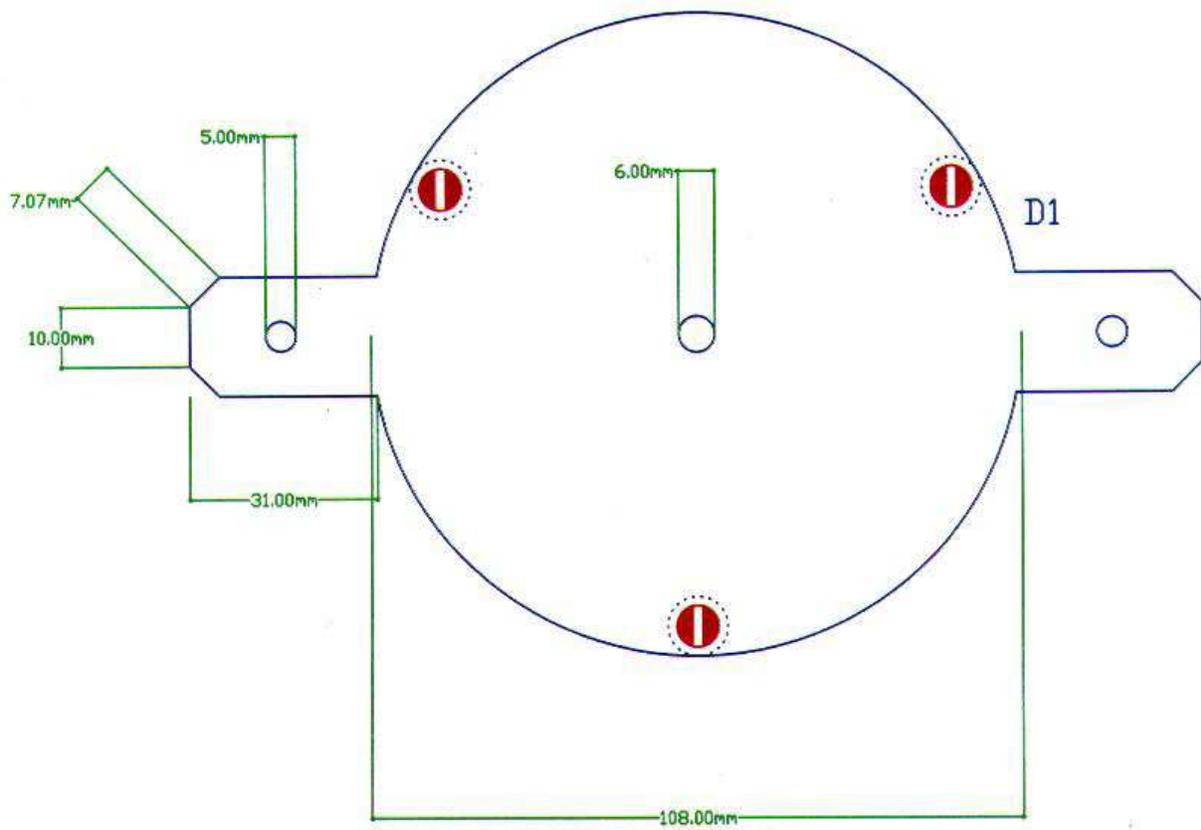


Figura 3.10: Detalhes das peças C1 (pivô central) e C2 (haste articulada) do manipulador.



Vista Superior

Figura 3.11: Detalhes da peça D1 (parte superior) do manipulador.

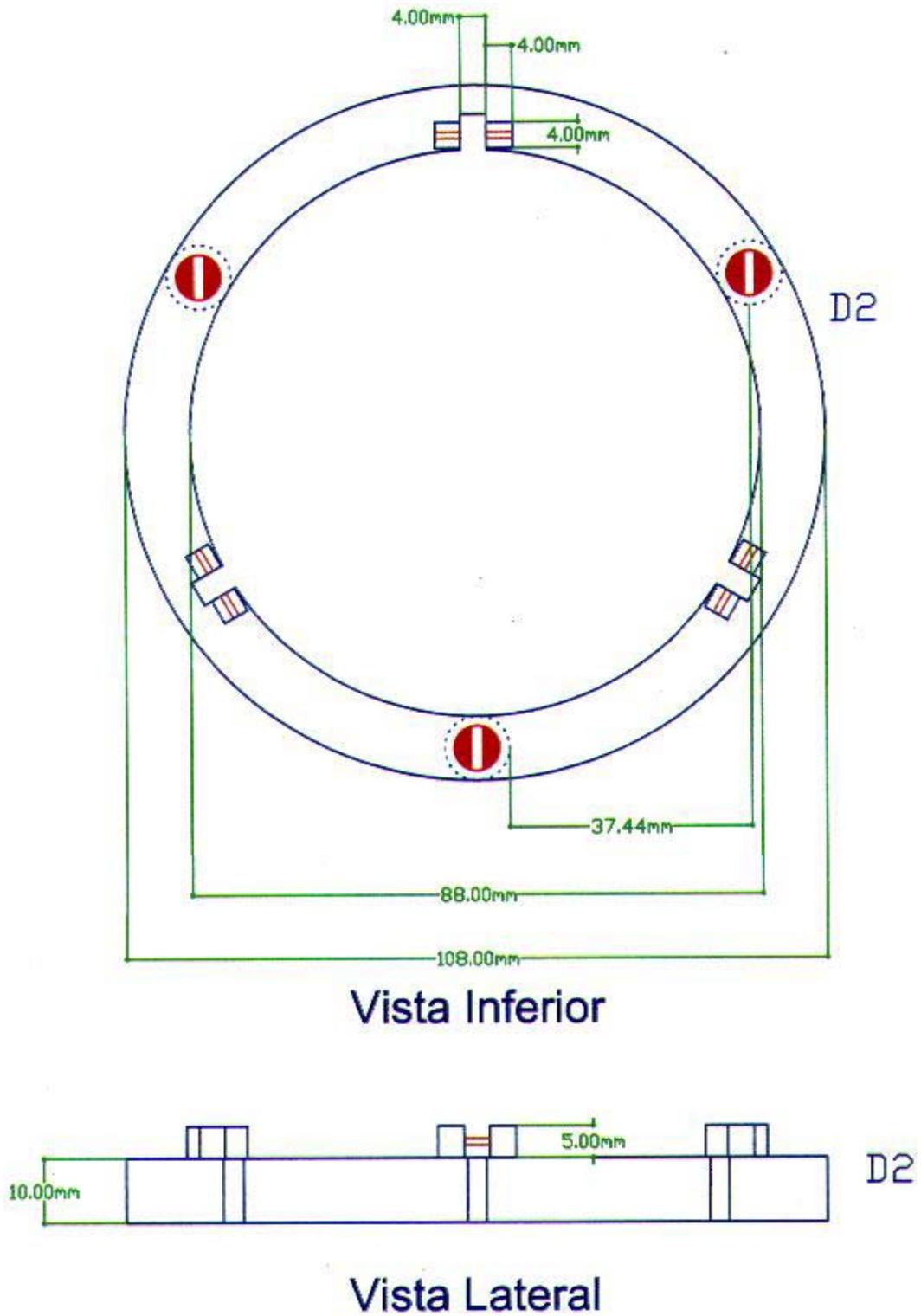


Figura 3.12: Detalhes da peça D2(face frontal) do manipulador.

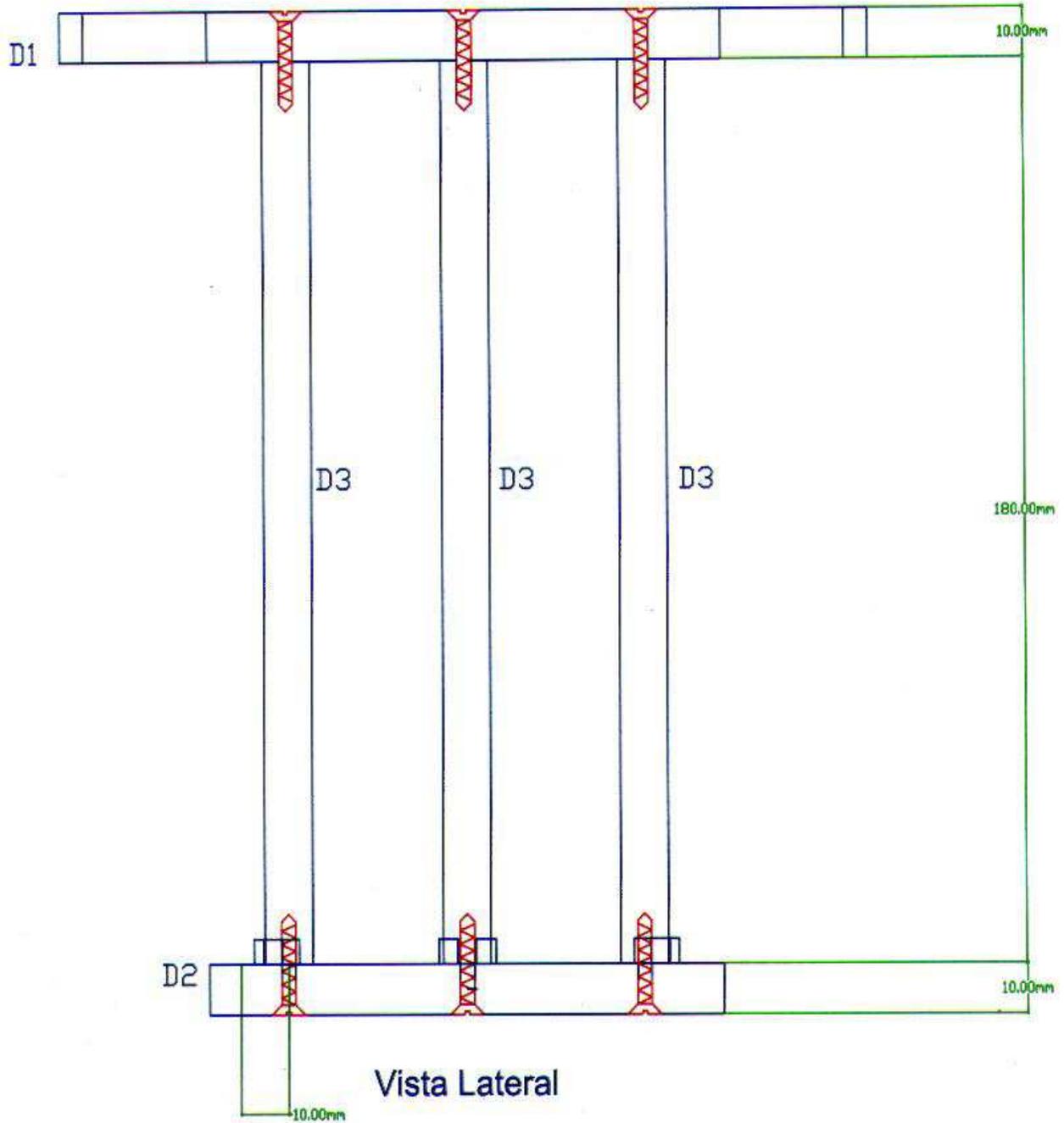


Figura 3.13: Disposição das peças D1, D2 e D3 do manipulador.

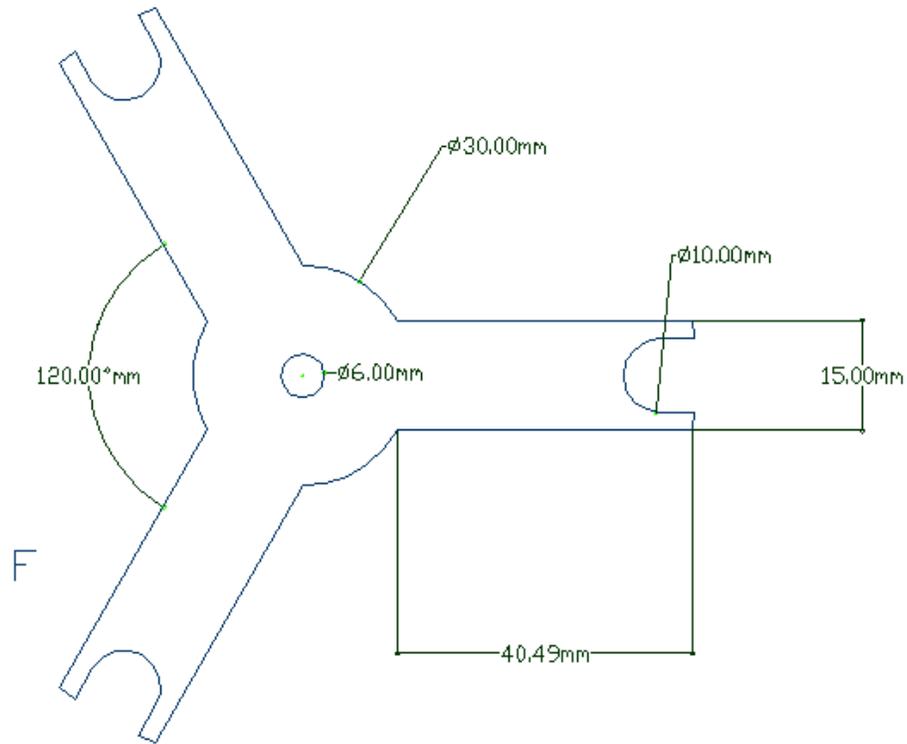


Figura 3.14: Detalhe da peça F (para dar sustentação) do manipulador.

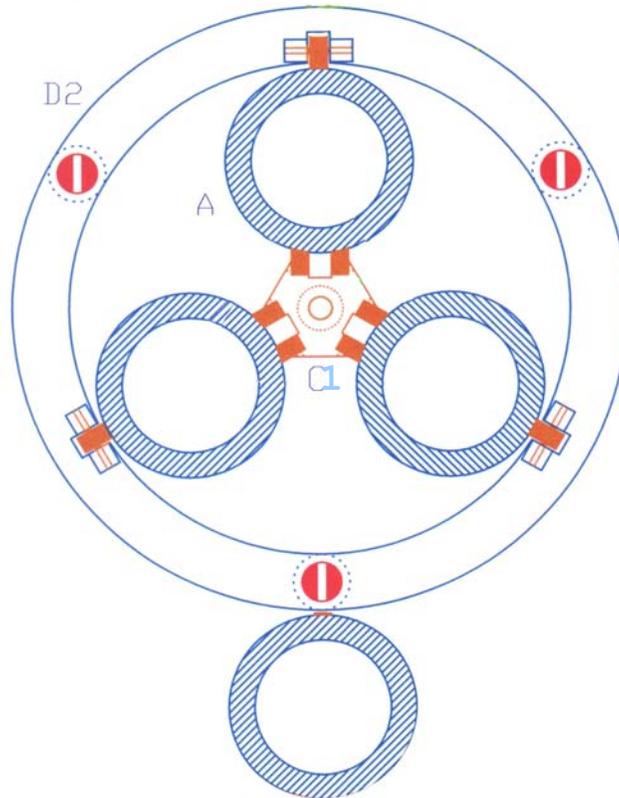


Figura 3.15: Disposição das peças A, C1 e D2 do manipulador.

3.2 - Projeto do Sistema de Controle

O módulo eletrônico do velocímetro desenvolvido foi dividido em várias placas, segundo suas características funcionais. A seguir é feito um detalhamento de todo o circuito ao longo das seguintes subseções, incluindo: fonte de tensões, *driver* para motor de passo e circuito seletor e amplificador de sinais.

3.2.1 - Fonte de tensões

A alimentação das placas de circuito do Sistema de Controle foi realizada através de uma fonte de tensão linear, capaz de fornecer tensões contínuas de -5V, +5V, -8V, +8V, -12V e +12V e 1A cada. A fonte desenvolvida é constituída por um transformador com relação de transformação 110/220V para 12V+12V, sendo o secundário do mesmo conectado a um retificador de onda completa montado com diodos SK3G04, seguido de estágios de filtragem (capacitores cerâmicos para ruídos de alta frequência e Capacitores eletrolíticos para ruídos de baixa frequência). A regulação das várias tensões de saída é feita com circuitos integrados reguladores da família 78xx (tensões positivas) e 79xx (tensões negativas) (Figura 3.16).

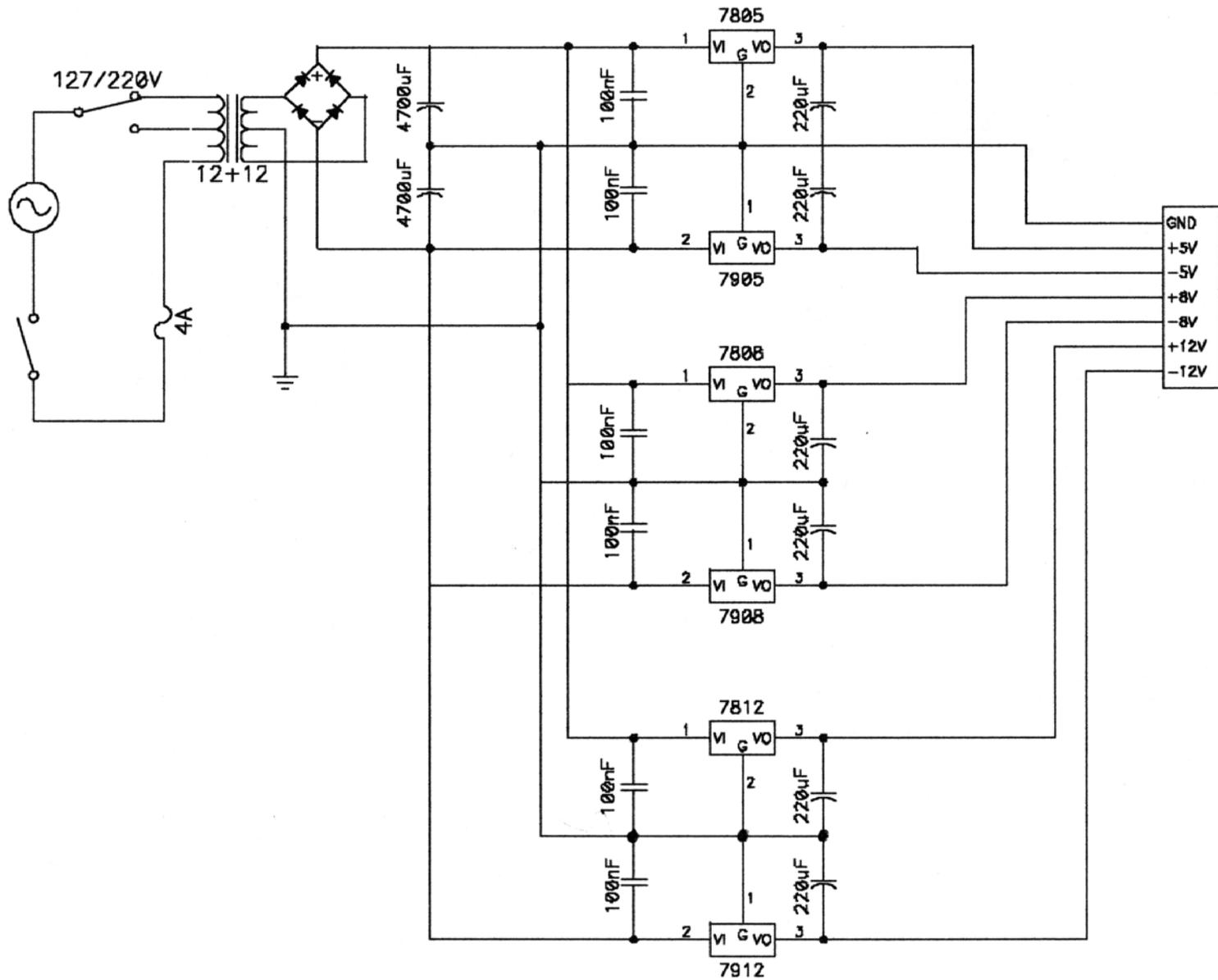


Figura 3.16: Diagrama esquemático da fonte de tensões DC: +5V, -5V, +8V, -8V, +12V e -12V);

3.2.2 - Driver para Motor de Passo

O *driver* de motor de passo apresentado a seguir pode ser empregado para controlar um motor de 12V unipolar, 500 mA e com quatro fases. É constituído por 4 CI's (HC4050, 74LS86, 74LS112 e ULN2003) e um diodo zener. Esse controlador possui apenas dois sinais de controle, controle de direção (DIR) e passo (STEP). Com o sinal DIR pode-se determinar o sentido de rotação do motor e com o STEP é informado ao circuito o instante de acionar o motor. Toda vez que o sinal em STEP vai a zero o motor anda um passo.

O primeiro CI do circuito, o HC4050, é um *buffer* não inversor CMOS hexadecimal de alta velocidade. É utilizado para promover o casamento de impedâncias entre o circuito de controle do motor e o circuito da porta paralela do PC a fim de evitar que esta seja danificada. O ULN2003, é um *driver* para motor de passo. A figura 3.17 a seguir ilustra o circuito do *driver* de motor de passo utilizado.

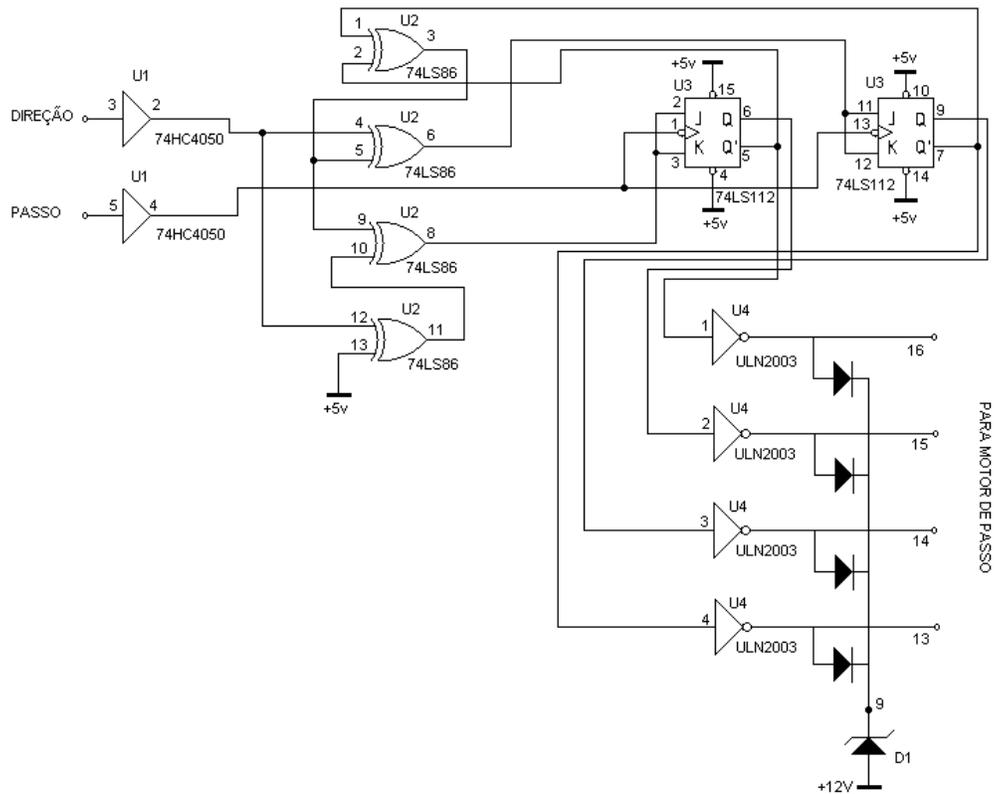


Figura 3.17: Diagrama esquemático do circuito do driver para motor de passo.

3.2.3 - Seletor e Amplificador de Sinais

A Figura 3.18 apresenta o diagrama esquemático completo do circuito de amplificação e seleção dos ecos captados pelos transdutores trans#2 e trans#3. De modo a facilitar o entendimento, este circuito foi dividido em suas várias sub-partes funcionais, explicadas separadamente.

O eco recebido tem amplitudes muito menores que o sinal utilizado na excitação do transdutor, sendo necessária uma amplificação com elevado ganho. O CI U1 (LF357AH), nesta configuração, funciona como um “*buffer*” de ganho unitário que antecede o amplificador (Figura 3.18. (a)). Após o *buffer* tem-se o primeiro estágio de amplificação que confere ao sinal captado um ganho de 20dB, esta amplificação é feita através do CI U2 (LF357AH). A escolha deste CI para uso tanto como *buffer* quanto para amplificador deu-se pelo fato deste componente possuir alta impedância de entrada, excelente relação sinal/ruído, além de ser capaz de processar sinais de frequência até 20MHz (Figura 3.18 (b)).

Após o primeiro estágio de amplificação, o sinal passa pelo seletor de ganho que é constituído por dois multiplexadores, CI U3 e CI U5 (MC14053). Se após o primeiro estágio de ganho (20dB) o sinal possui amplitude suficiente para ser processado, o primeiro multiplexador o envia diretamente ao segundo multiplexador e este por sua vez ao seletor de sinal. Contudo, se o não tiver amplitude adequada para ser processado, U3 o envia ao segundo estágio de amplificação, o qual confere ao sinal outro ganho de 20dB, e em seguida ao segundo multiplexador (Figura 3.18. (c)). O valor do nível de ganho do sinal é ajustado manualmente pelo operador via o programa de controle.

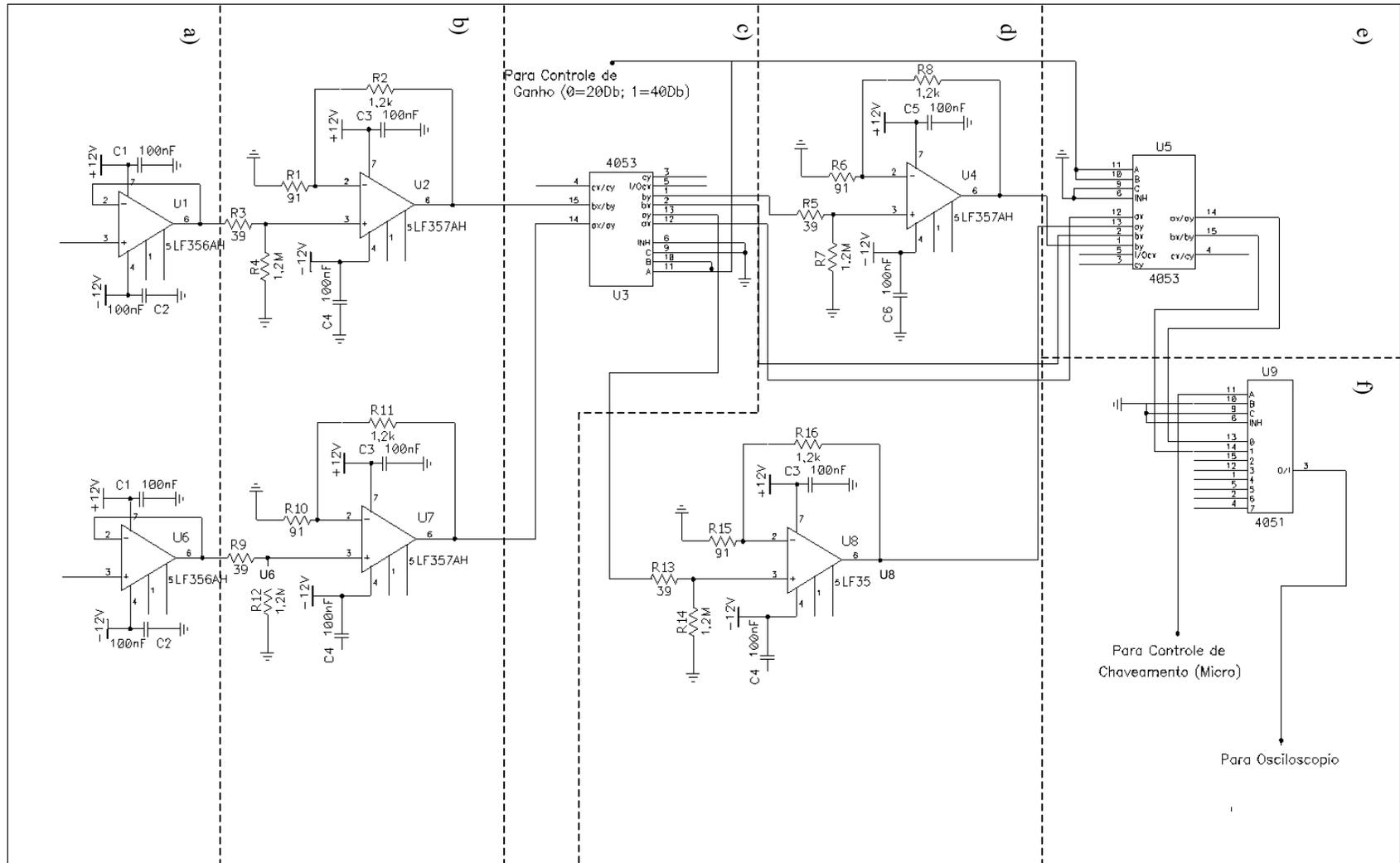


Figura 3.18: Diagrama esquemático do circuito contendo: a) buffers de entrada; b) amplificadores de ganho 10; c) seletor de ganho 10 ou 100 (funcionamento em conjunto com e); d) segundo estágio de amplificação (ganho 10); e) seletor de ganho 10 ou 100; f) seletor de sinal de saída (trans#2 ou trans#3).

A seleção de sinais (trans#2 ou trans#3) é feita através do CI U9 (MC14051), que também é um multiplexador (Figura 3.18 (d)). O controle dos multiplexadores, tanto do controle de ganho quanto do seletor de sinal, é feito através de um código binário produzido na porta paralela do PC pelo *software* de controle. Durante a montagem do circuito, foi observado que a amplitude do sinal de controle produzido pela porta paralela do microcomputador (Pentium III 450MHz 128Mb RAM), que é de 5V, não era suficiente para controlar os multiplexadores que requerem 8V. A solução encontrada foi utilizar um *buffer* hexadecimal com coletor aberto, CI U10 (74LS07). Esse componente permite que o sinal produzido pela porta paralela do microcomputador seja elevado a 8V da seguinte forma: o sinal da porta paralela é aplicado à base do transistor interno no CI, o coletor do transistor é ligado à uma fonte de 8V por um resistor de 1,2k Ω , o emissor é internamente aterrado, quando a porta paralela aplica 5V à base do transistor, o transistor começa a conduzir produzindo uma tensão de 8V na no coletor essa tensão de saída é, então, utilizada para controlar os multiplexadores (Figura 3.18 (e)).

3.3 - Simulador de Fluxo Sangüíneo

A montagem experimental utilizada para simular o fluxo sangüíneo é mostrada na Figura 3.19, onde a bomba atua esvaziando um reservatório inferior e enchendo o tanque superior (IEC 1206, 1993). Devido às grandes dimensões do protótipo do velocímetro era difícil posicioná-lo de forma adequada sobre o tubo de silicone. Para solucionar esse problema, o simulador foi modificado de tal forma que um trecho de 30cm do tubo de silicone pudesse ser inclinado, de forma controlada, em relação ao eixo central do velocímetro. O valor do ângulo formado entre o velocímetro e o tubo de silicone é indicado por um transferidor. O fluxômetro ultra-sônico desenvolvido foi colocado em série com a bomba, de forma a permitir sua calibração através da comparação do valor por ele medido com o valor obtido pelo tempo que o simulador leva para encher o reservatório graduado.

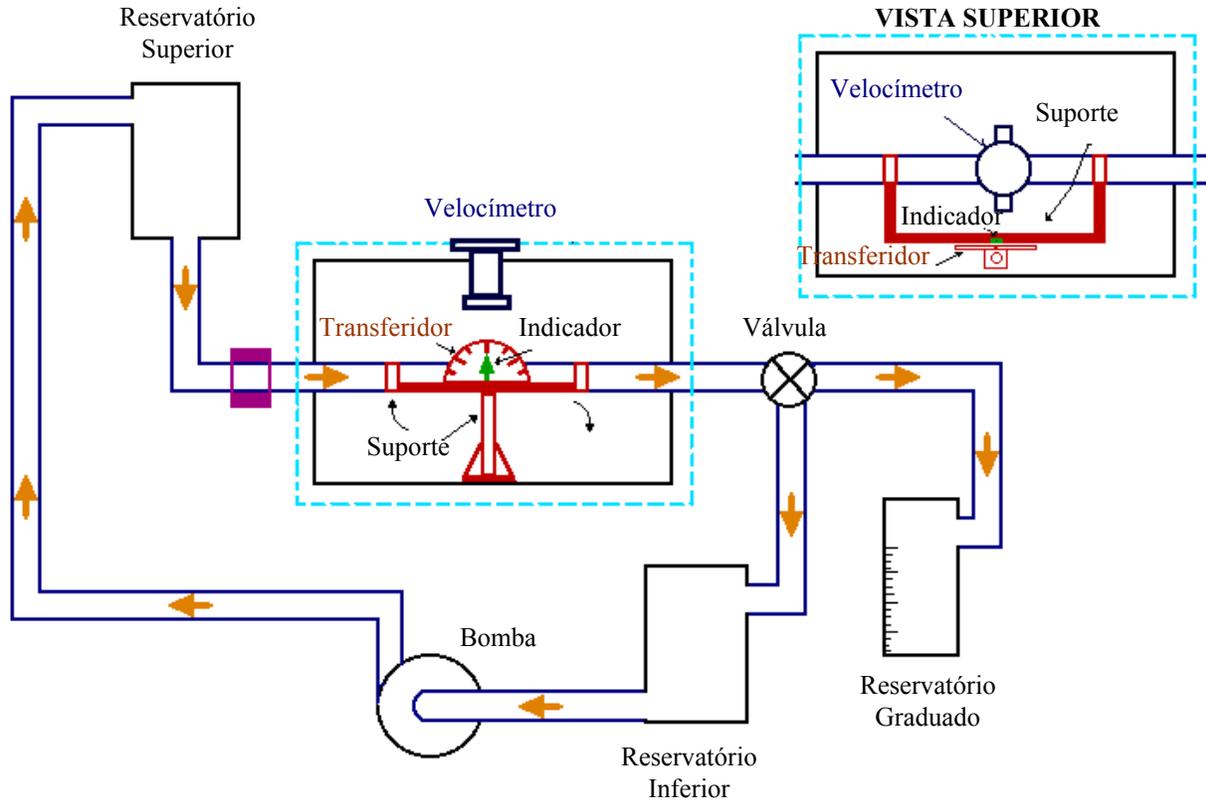


Figura 3.19: Diagrama esquemático do sistema de teste do velocímetro Doppler [Modificado da IEC 1206, 1993].

O velocímetro é acoplado ao tanque ultra-sônico do simulador de circulação sanguínea através de um suporte de acrílico. Este suporte, ilustrado na Figura 3.20, possui uma janela onde é posicionado o velocímetro.

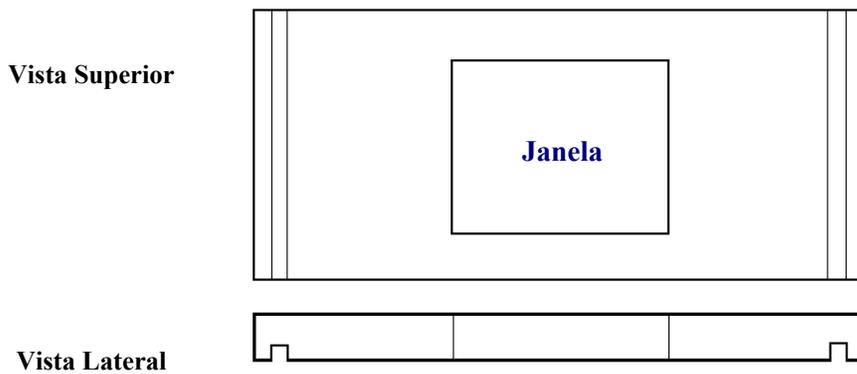


Figura 3.20: Suporte em acrílico para fixação do velocímetro no tanque ultra-sônico.

Apesar do uso de solução de alumina e água destilada ser relatado na literatura, foram feitas algumas observações para confirmar essa solução era um bom simulador de sangue. Sabe-se que o hematócrito é a percentagem do sangue que é composta por células (refletores pontuais). O valor do hematócrito varia muito dependendo se a pessoa é anêmica ou não, do grau de atividade física e da altitude onde essa pessoa reside. Esse valor pode variar de 15% (anemia) a 65% (policitemia) sendo que o valor normal varia entre 30 e 42%, dependendo se a pessoa é do sexo masculino ou feminino (GUYTON, 1997). A solução utilizada nos testes possui uma concentração de 30% de alumina, estando, portanto, dentro da faixa de concentração do sangue humano. A seguir tem-se fotografias da montagem experimental utilizada, Figura 3.21.

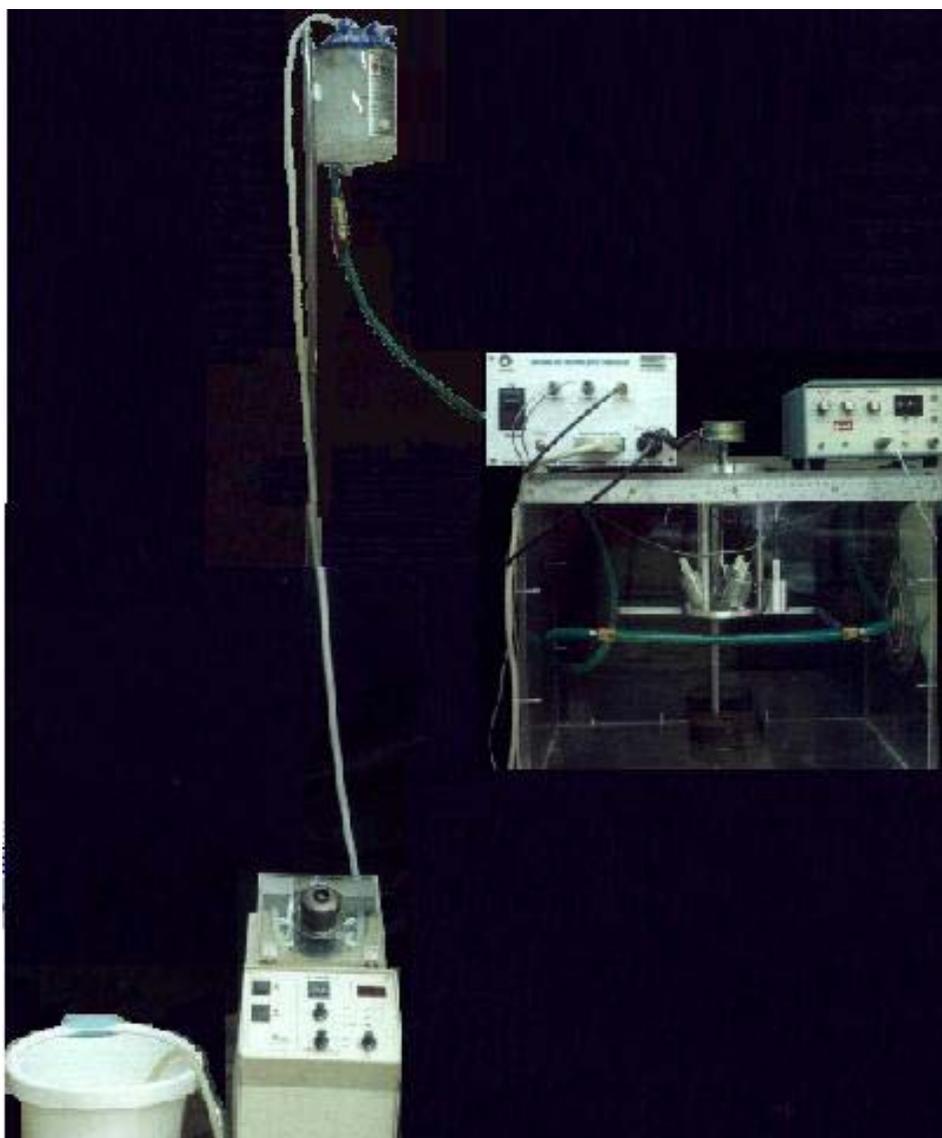


Figura 3.21: Fotografia do simulador de fluxo sanguíneo montado.

3.4 - Software de Controle

A Figura 3.22 mostra a tela do *software* de controle do sistema. Em (a) observa-se o Seletor de Distância, no momento em que a profundidade é selecionada o motor de passo começa a girar regulando o foco do velocímetro; em (b) tem-se o botão Inicializa, cuja função é garantir que todos os pinos da porta paralela tenham, inicialmente, o valor 0; (c) o botão STOP é utilizado para parar o motor durante sua rotação; em (d) tem-se o botão Continuar que reinicia a rotação do motor; (e) Seletor Sinal; (f) Controle de Ganho; (g) Controle Manual do motor; (h) Seletor de Frequência de Excitação do motor; (i) contadores mostrando à esquerda o número de passos dados pelo motor (passo atual) e à direita quantos passos faltam para ele percorrer (passos restantes).

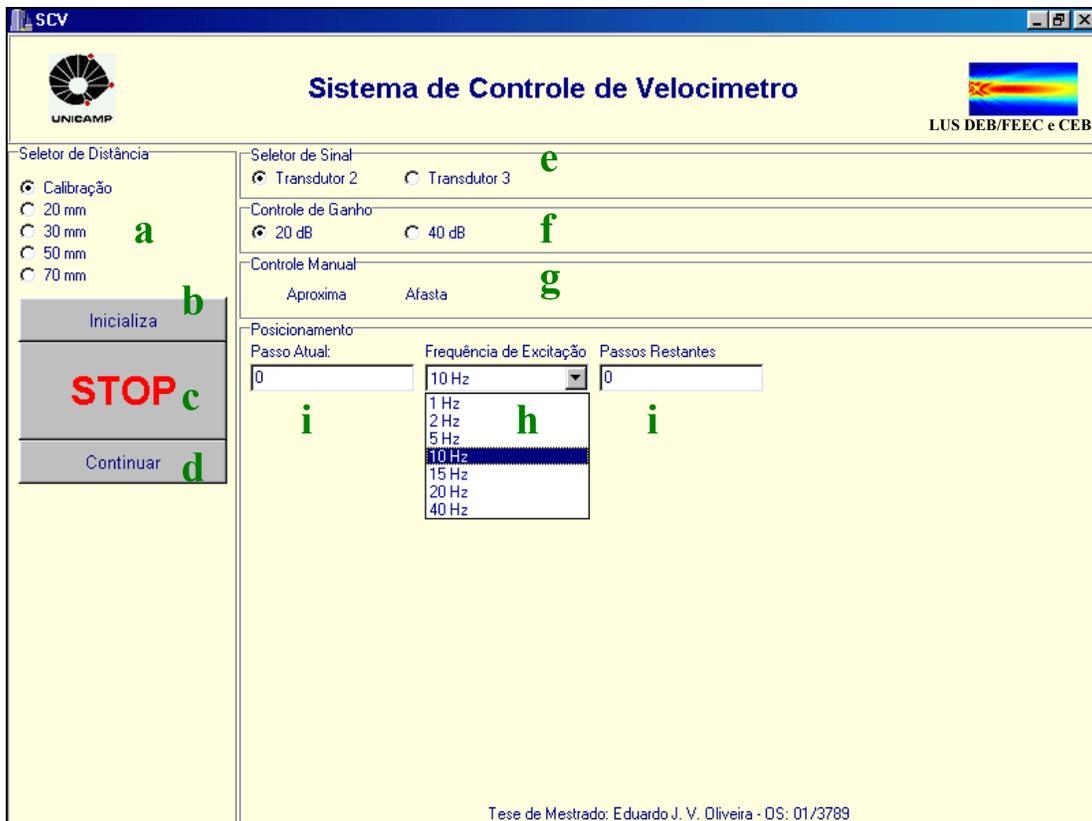


Figura 3.23: Tela do software de controle.

3.5 - Software para Processamento de Sinal

A Figura 3.24 mostra o fluxograma do *software* de processamento de sinal que calcula o valor do fluxo do fluido. O mesmo foi desenvolvido em ambiente MatLAB.

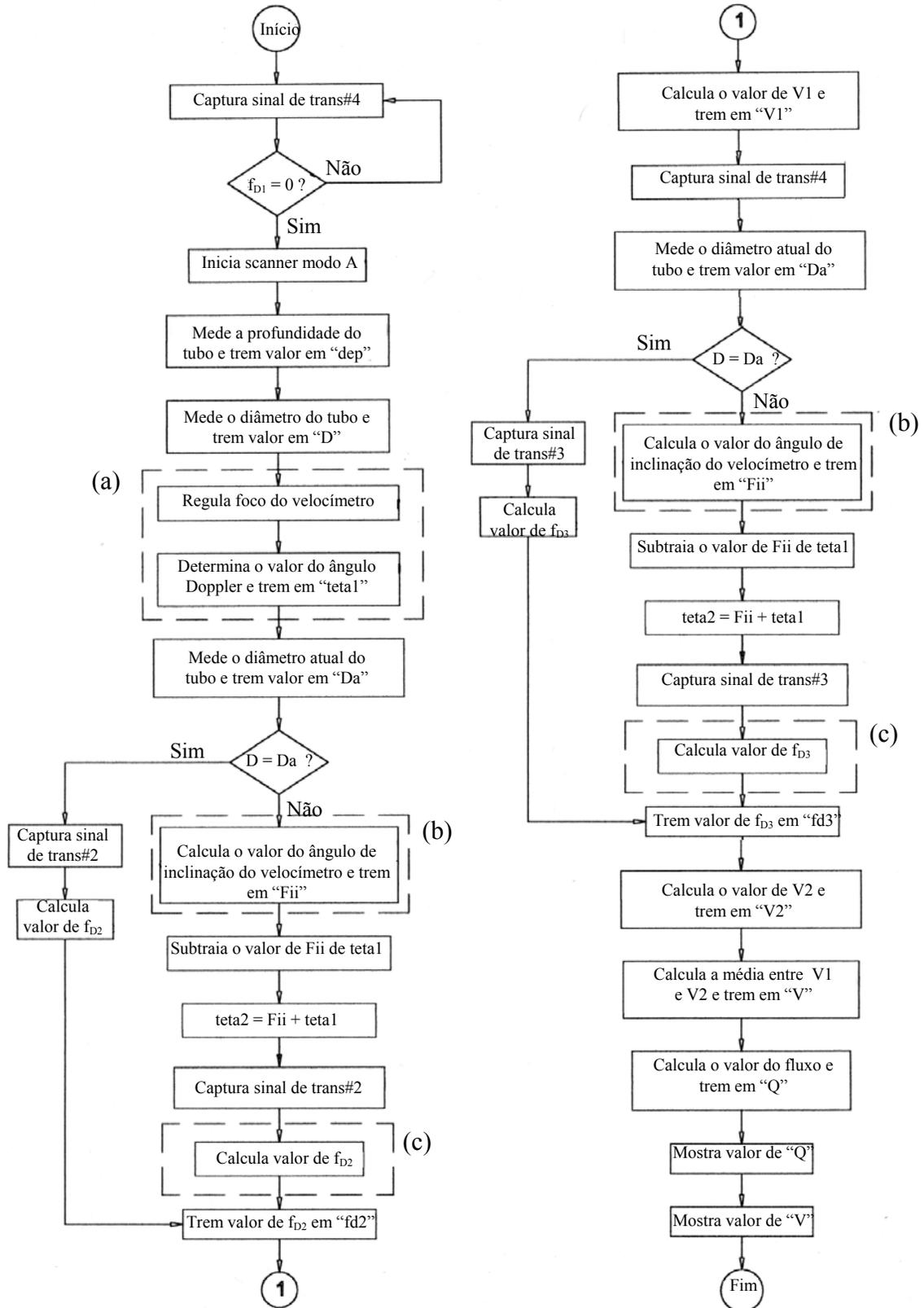


Figura 3.24: Fluxograma do software de processamento de sinal.

Os blocos em destaque na Figura 3.24 são descritos a seguir.

(a) Após ser determinada a profundidade do tubo, o foco do Velocímetro é regulado automaticamente. O motor de passo move o pivô para cima ou para baixo, dependendo da profundidade do tubo, até que o ponto focal coincida com o centro do tubo. O ângulo de inclinação dos transdutores (trans#1, trans#2 e trans#3) pode ser calculado segundo a expressão a seguir (Figura 3.25):

$$\sin \phi = x/a \quad (3.5)$$

Onde:

x = deslocamento do pivô;

a = diâmetro do suporte do transdutor.

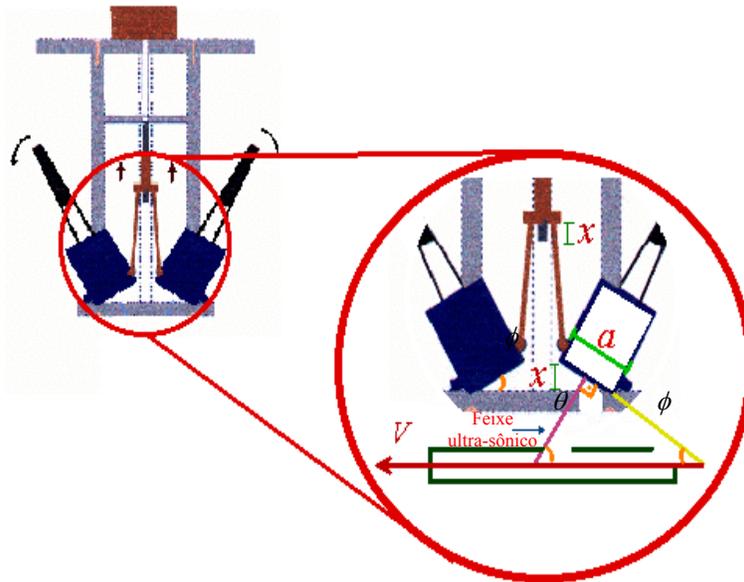


Figura 3.25: O ângulo ϕ é proporcional ao deslocamento do pivô central. Pode-se determinar o valor de ϕ utilizando a Equação 3.5.

O ângulo Doppler θ é determinado através da expressão 3.6:

$$\theta = 180^\circ - 90^\circ - \phi \quad (3.6)$$

(b) O valor do ângulo de inclinação do Velocímetro pode ser determinado como visto na Figura 3.25. Como observado, quando $D_a = D$, o velocímetro está perpendicular em relação ao tubo.

Contudo, quando $D_a > D$, o ângulo de inclinação do velocímetro ϕ_i pode ser calculado uma vez que D_a é a hipotenusa do triângulo e D o cateto adjacente a ϕ_i :

$$\sin \phi_i = D/D_a \quad (3.7)$$

Onde:

D = diâmetro do tubo;

D_a = diâmetro atual do tubo.

(c) Como já foi exposto no Capítulo 2 e no início do Capítulo 3, para calcular o valor da frequência Doppler quando o ângulo de incidência da onda ultra-sônica é diferente do ângulo de reflexão utiliza-se:

$$f_D = \pm \frac{V \cdot f_0 \cdot (\cos \phi_1 + \cos \phi_2)}{c}; \quad (3.8)$$

Onde:

V = velocidade do fluido;

c = velocidade do ultra-som no meio;

f_0 = frequência central do feixe ultra-sônico do transdutor;

f_D = variação Doppler medida;

$\cos \theta_1$ = ângulo entre o feixe ultra-sônico incidente e o vetor velocidade do fluxo;

$\cos \theta_2$ = ângulo entre o feixe ultra-sônico refletido e o vetor velocidade do fluxo;

Quando $\theta_1 = \theta_2$, tem-se:

$$f_D = \pm \frac{2 \cdot V \cdot f_0 \cdot (\cos \theta)}{c}; \quad (3.9)$$

Devido ao posicionamento dos transdutores trans#2 e trans#3 (Figura 3.2), o valor medido de f_D será o vetor f_r , resultante da soma vetorial de f_2 e f_3 (Figura 3.26).

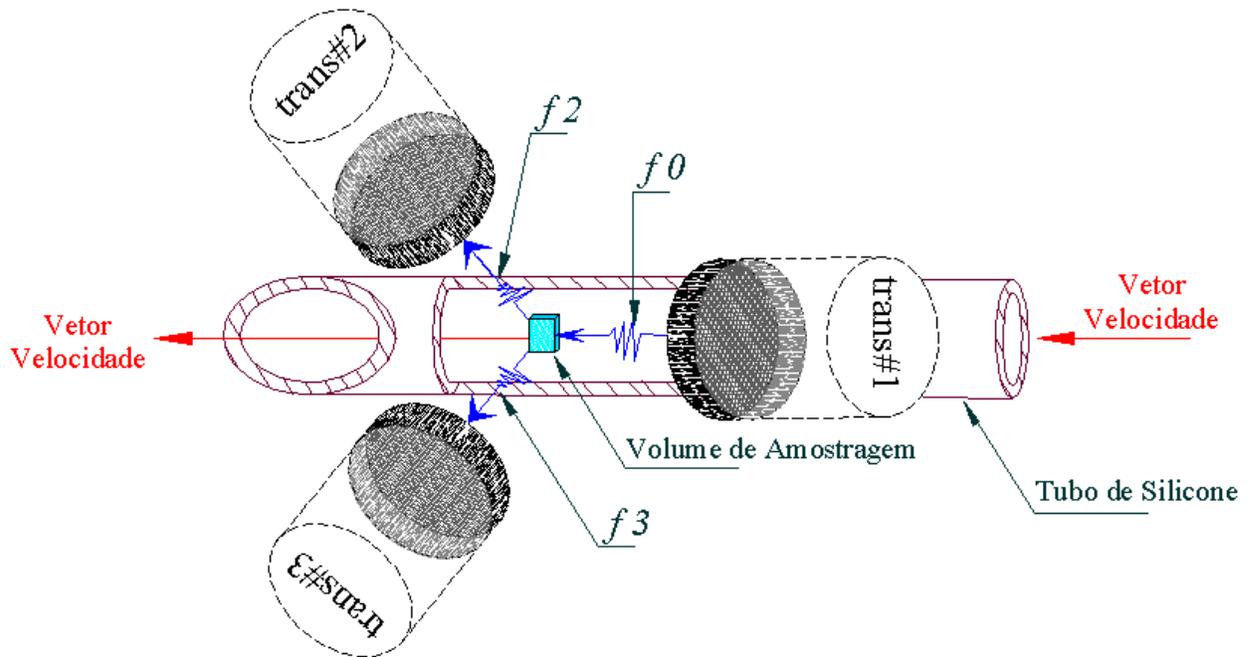


Figura 3.26. O vetor velocidade é obtido a partir da soma vetorial de f_2 e f_3 medidos através de trans#2 e trans#3, respectivamente. f_0 é frequência transmitida por trans#1.

Capítulo 4 - Testes e Resultados

Este capítulo descreve a metodologia utilizada para calibração do velocímetro e simulador de fluxo, bem como mostra os resultados dos testes realizados. Inicialmente são comparadas as dimensões do manipulador construído com as dimensões estabelecidas no projeto, uma vez que alterações significativas nas dimensões do manipulador influem diretamente na determinação do valor do ângulo Doppler neste sistema. A seguir é demonstrado como foi feita a calibração do simulador de fluxo de forma que o mesmo fornecesse três diferentes valores de fluxo laminar. Finalmente, são apresentados o protocolo dos testes realizados e a análise dos resultados.

4.1 - Calibração do Manipulador

Como já mencionado, a função do manipulador é a de colocar os transdutores em uma posição conhecida em relação ao tubo de silicone que simula um vaso sanguíneo, e controlar a angulação entre o tubo e o conjunto de transdutores. Antes de serem realizadas as medidas de fluxo, para verificar se o grau de inclinação produzido pelo manipulador construído estava de acordo com o especificado no projeto, foram realizadas medidas de dimensões e de deslocamento das partes móveis do mesmo.

As medidas dimensionais do manipulador apresentaram variações de cerca de 3% em relação às estipuladas em projeto. Como toda referência do ângulo Doppler está baseada nas dimensões do manipulador, os cálculos de posicionamento e deslocamento do conjunto de transdutores foi refeito em função das dimensões do mesmo.

Os testes realizados com as partes móveis demonstraram que o manipulador apresentava deslocamento instável e impreciso dos suportes dos transdutores, para deslocamentos do pivô central maiores que 65mm. Contudo, para o grau de inclinação requerido para este experimento, deslocamento máximo de 50,7mm do pivô central, não se observou variações significativas (menores que 0,5%) entre o grau de inclinação dos transdutores medido na peça e o grau de inclinação calculado.

As Figuras 4.1 e 4.2 ilustram o método da determinação do grau de inclinação dos transdutores em função do deslocamento do pivô central. Os valores de grau de inclinação em função do deslocamento do pivô foram obtidos com a ajuda de um programa CAD.

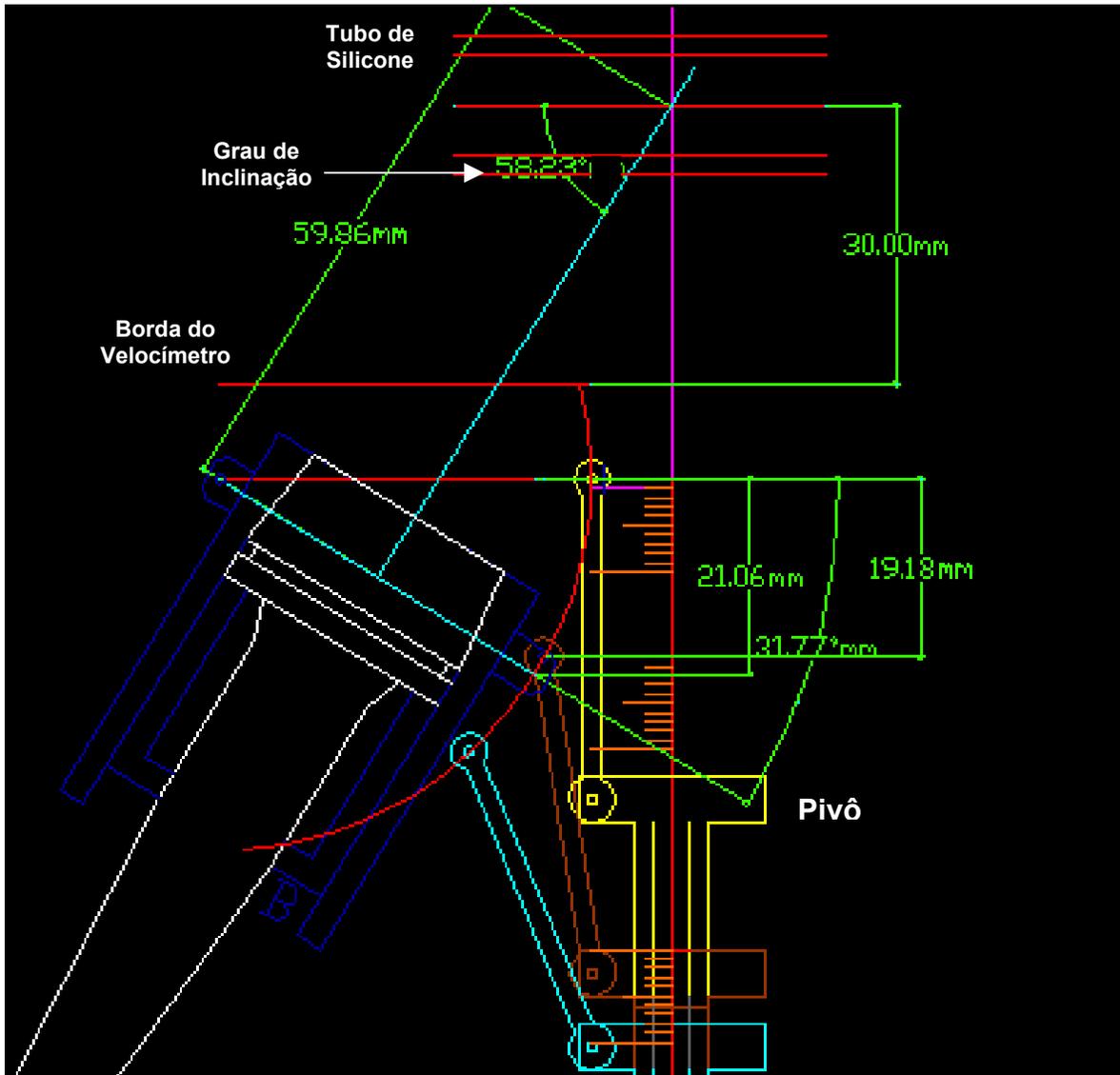


Figura 4.1: Determinação do grau de inclinação dos transdutores (58,23°) em função do deslocamento do pivô central.

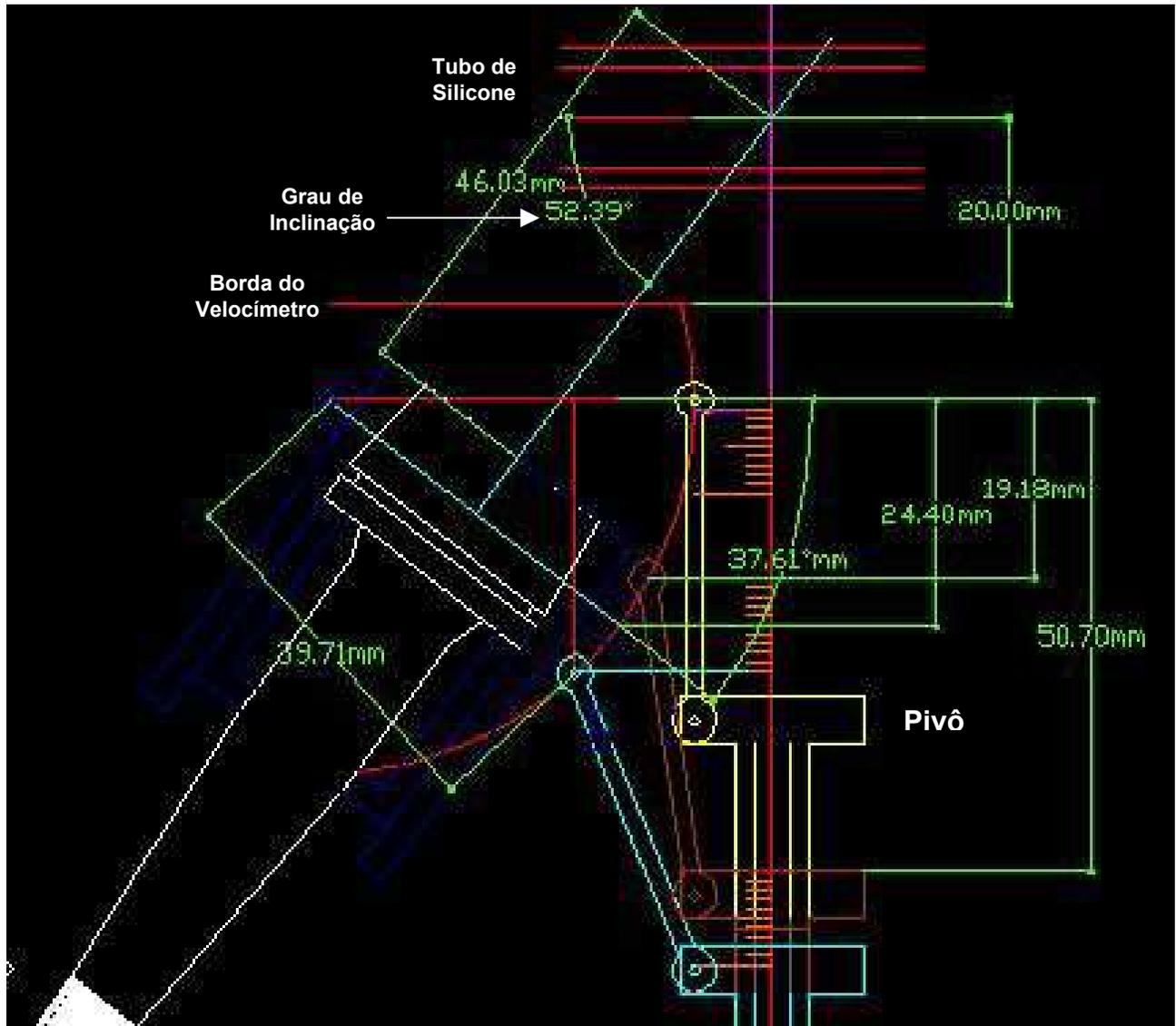


Figura 4.2: Determinação do grau de inclinação dos transdutores($52,39^\circ$) em função do deslocamento do pivô central.

4.2 - Calibração do Simulador de Fluxo

Antes da realização dos testes, decidiu-se trabalhar com três diferentes valores de fluxo laminar, uma vez que o objetivo primordial desse trabalho é a verificação da aplicabilidade da técnica de correção de ângulo Doppler proposta.

Para saber qual o maior valor de fluxo possível de ser utilizado para que o regime de escoamento do mesmo fosse laminar, utilizou-se os princípios da mecânica dos fluidos. É sabido

que para garantir que o fluxo por uma tubulação seja laminar, o número de Reynolds não deve exceder, para um tubo de silicone, o valor de 2000. Sendo assim, para uma geometria cilíndrica, o número de Reynolds é definido por:

$$R_e = \frac{V_{med} D}{\eta} \quad (4.1)$$

Onde:

R_e : Número de Reynolds;

V_{med} : Velocidade média do fluxo;

D : Diâmetro do tubo em (m);

η : Coeficiente de viscosidade do fluido.

Considerando que em um perfil parabólico de velocidade, a velocidade média é a metade da velocidade máxima (GUIDI e NEWHOUSE, 1995; FOX e MACDONALD, 1998), é possível calcular o valor da velocidade máxima a partir da Equação 4.1. O valor máximo da velocidade axial para que o fluxo seja laminar é dado por:

$$V_{max} = 2\eta \frac{R_e}{D} \quad (4.2)$$

Onde:

R_e : Número de Reynolds;

V_{max} : Velocidade máxima do fluxo;

D : Diâmetro do tubo (m);

η : Coeficiente de viscosidade do fluido (m^2/s).

É sabido que as células vermelhas do sangue são as principais responsáveis pelas propriedades de espalhamento do ultra-som no sangue (SHUNG, CLOUTIER e LIM, 1992a). Além disso, quanto maior for a quantidade de células no sangue (hematócrito) maior atrito existirá entre as sucessivas camadas de sangue. Por conseguinte, a viscosidade do sangue está relacionada ao valor do hematócrito (GUYTON, 1997). Para poder determinar o valor do coeficiente de viscosidade da solução de teste (30% da alumina e 70% de água destilada), foi feita uma analogia com os resultados da curva indicada na Figura 4.3.

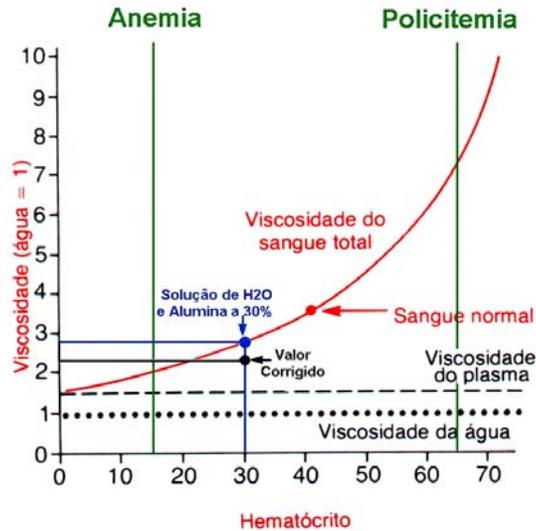


Figura 4.3: Valor da viscosidade sanguínea e da solução de teste em função do hematócrito [modificado de GUYTON, 1997].

A curva vermelha da Figura 4.3 descreve o comportamento da viscosidade sanguínea em função do hematócrito. Sabe-se que o sangue é composto por uma parte sólida (células sanguíneas) e uma parte líquida (plasma); a solução de teste utilizada possuía 30 % de refeitores em sua composição (hematócrito = 30). Para um hematócrito de 30, a curva vermelha indica que o sangue possui uma viscosidade de 2,8. Contudo, a solução utilizada era composta por 30% de refeitores (alumina) e 70% de H₂O. Sendo assim, para obtermos o valor da viscosidade da solução de teste subtrai-se de 2,8 a diferença entre os valores de viscosidade do plasma e da água. Com isso, obtém-se um valor de 2,3 para a viscosidade da solução de teste. Esse valor de viscosidade seria equivalente ao do sangue contendo 22% de refeitores (células). Esse gráfico mostra que se a solução de teste possuir valores de viscosidade entre 1,8 a 7,2 e possuir valores de densidade compreendidos entre 15 (anemia) e 65 (policitemia), esta poderá ser considerada como um bom simulador de sangue.

Uma vez determinado o valor da viscosidade da solução de teste tem-se:

$$V_{\max} = 2.2,3 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \frac{2000}{0.011 \text{ m}} \quad (4.3)$$

$$V_{\max} = 0,836 \text{ m/s} \Rightarrow V_{\text{med}} = 0,418 \text{ m/s}$$

Para garantir que o regime de escoamento do fluido de teste fosse laminar, a velocidade média do fluido na tubulação deveria ser menor ou igual a 0,418m/s. Baseando-se no valor máximo para a velocidade média do fluido, estipulou-se três valores de fluxo para a realização dos experimentos, 1,4 l/min, 1,8 l/min e 2,3 l/min. As Tabelas 4.1 a 4.3 apresentadas a seguir, mostram os resultados obtidos. Nestas tabelas são mostradas as dez medidas feitas com o Velocímetro para cada um dos três valores de fluxo, em l/min e l/s estabelecidos no simulador, em um intervalo de tempo de aproximadamente 60 (sessenta) segundos; após as medições serem realizadas, calculou-se o valor médio do fluxo no simulador para os três fluxos de teste.

Tabela 4.1: Análise do 1° fluxo de teste					
Medida	Valor Medido no simulador (l/min)	Tempo de medida (s)	Velocidade do fluxo (m/s)	Fluxo (l/s)	Fluxo l/min em 60 s
01	2,33	60,32	0,406	0,039	2,32
02	2,30	60,10	0,403	0,038	2,30
03	2,30	60,44	0,400	0,038	2,28
04	2,30	60,20	0,402	0,038	2,29
05	2,31	60,16	0,404	0,038	2,30
06	2,30	60,22	0,402	0,038	2,29
07	2,30	60,10	0,403	0,038	2,30
08	2,30	60,30	0,401	0,038	2,29
09	2,30	60,40	0,401	0,038	2,28
10	2,30	60,00	0,403	0,038	2,30
Média	-	-	0,403	0,038	2,30
Desvio Padrão	-	-	0,002	0,00017	0,01011

Tabela 4.2: Análise do 2° fluxo de teste					
Medida	Valor Medido no simulador (l/min)	Tempo de medida (s)	Velocidade (m/s)	Fluxo (l/s)	Fluxo l/min em 60 s
01	1,80	60,00	0,316	0,030	1,80
02	1,81	60,10	0,317	0,030	1,807
03	1,80	60,30	0,314	0,030	1,791
04	1,83	60,40	0,319	0,031	1,818
05	1,81	60,16	0,317	0,030	1,805
06	1,80	60,10	0,315	0,030	1,797
07	1,80	60,25	0,314	0,030	1,793
08	1,82	60,35	0,317	0,031	1,809
09	1,80	60,10	0,315	0,030	1,797
10	1,80	60,10	0,315	0,030	1,797
Média	-	-	0,316	0,030	1,801
Desvio Padrão	-	-	0,00146	0,00014	0,00835

Tabela 4.3: Análise do 3º fluxo de teste					
Medida	Valor Medido no simulador (l/min)	Tempo de medida (s)	Velocidade do fluxo (m/s)	Fluxo (l/s)	Fluxo l/min em 60 s
01	1,40	60,38	0,244	0,023	1,391
02	1,40	60,00	0,246	0,023	1,400
03	1,42	59,80	0,250	0,024	1,425
04	1,40	60,50	0,243	0,023	1,388
05	1,40	60,16	0,245	0,023	1,396
06	1,40	60,22	0,245	0,023	1,395
07	1,41	60,10	0,247	0,023	1,408
08	1,40	60,30	0,244	0,023	1,393
09	1,41	60,10	0,247	0,023	1,408
10	1,40	60,38	0,246	0,023	1,400
Média	-	-	0,246	0,023	1,400
Desvio Padrão	-	-	0,00187	0,00018	0,01069

4.3 - Determinação da Máxima Inclinação do Velocímetro

Como já mencionado, a Lei de Snell permite que seja determinado qual é o valor máximo do ângulo de incidência do feixe ultra-sônico para que ocorra transmissão do pulso ultra-sônico. O valor máximo do ângulo de inclinação do velocímetro em relação ao tubo de silicone, ângulo crítico, θ_{ic} , foi calculado baseando-se na equação:

$$\theta_{ic} = \text{sen}^{-1} c_1 / c_2 \quad (4.4)$$

Onde:

c_1 : Velocidade do som na água = 1540 m/s;

c_2 : Velocidade do som na mangueira de silicone \cong 1800 m/s (WEBB, 1988).

A velocidade do som tubo de silicone é desconhecida. O valor de 1800 m/s foi obtido em WEBB (1988), e será corrigido conforme indicado a seguir.

Então:

$$\theta_{ic} = \text{sen}^{-1} 1540/1800$$

ou:

$$\theta_{ic} \cong 58,82^\circ$$

Para confirmar esse resultado realizou-se um teste num tanque de água, em que um pedaço do tubo de silicone foi posicionado perpendicularmente ao transdutor de 3.5MHz de um *scanner* ultra-sônico Dasonics®. À medida que o tubo era inclinado em relação à face do transdutor, observou-se no monitor do *scanner* a imagem (modo B) produzida pelo equipamento, até o instante em que o *scanner* não era mais capaz de fornecer imagens com as quais era possível monitorar o diâmetro do tubo. Observou-se que o ângulo crítico para o tipo de tubo de silicone utilizado era de 52° (Figuras 4.4 e 4.5). Aplicando-se o novo valor do ângulo crítico na Equação 4.4 pôde-se determinar o valor real da velocidade do som no tubo de silicone:

$$52^\circ = \text{sen}^{-1} 1540/c_2$$

$$c_2 \cong 1950 \text{ m/s}$$



Figura 4.4: Medida do diâmetro (indicadas no canto inferior direito das figuras) do tubo de silicone realizadas com o tubo posicionado a 90° em relação ao eixo central do transdutor.



Figura 4.5: Medidas do diâmetro (indicada no canto inferior direito das figura) do tubo de silicone realizadas com o tubo posicionado a 52° em relação ao eixo central do transdutor.

4.4 - Medida de Profundidade, Diâmetro e Inclinação do Tubo de Silicone

4.4.1 - Medida de Profundidade do Tubo de Silicone

Conforme mencionado no Capítulo 3, após o velocímetro estar posicionado perpendicularmente ao tubo de silicone, o transdutor trans#4 passava a operar no modo A, para determinar a profundidade e o diâmetro do tubo. As Figuras 4.6 e 4.7 mostram as medidas realizadas para determinar a profundidade do tubo (2cm e 3cm, respectivamente) utilizando um transdutor de elemento único. Observa-se que o sinal de maior amplitude em cada uma das figuras é o sinal de excitação do transdutor e o sinal de menor amplitude é o eco captado pelo mesmo. A medida da profundidade ou distância (d) foi obtida medindo-se o intervalo de tempo

(t) entre o final do sinal de excitação e o meio do eco captado, lembrando-se que a regulagem do foco do velocímetro deve ser realizada de tal forma que o ponto focal ocorra no centro do tubo. Os valores obtidos através destas medições estão em conformidade com os valores de profundidade do tubo obtidos com o auxílio de um *scanner* ultra-sônico operando em modo B (Figura 4.8).

Da Figura 4.6: $t = 13,33\mu\text{s}$ e $d = 2,05$ cm.

Da Figura 4.7: $t = 20\mu\text{s}$ e $d = 3,08$ cm.

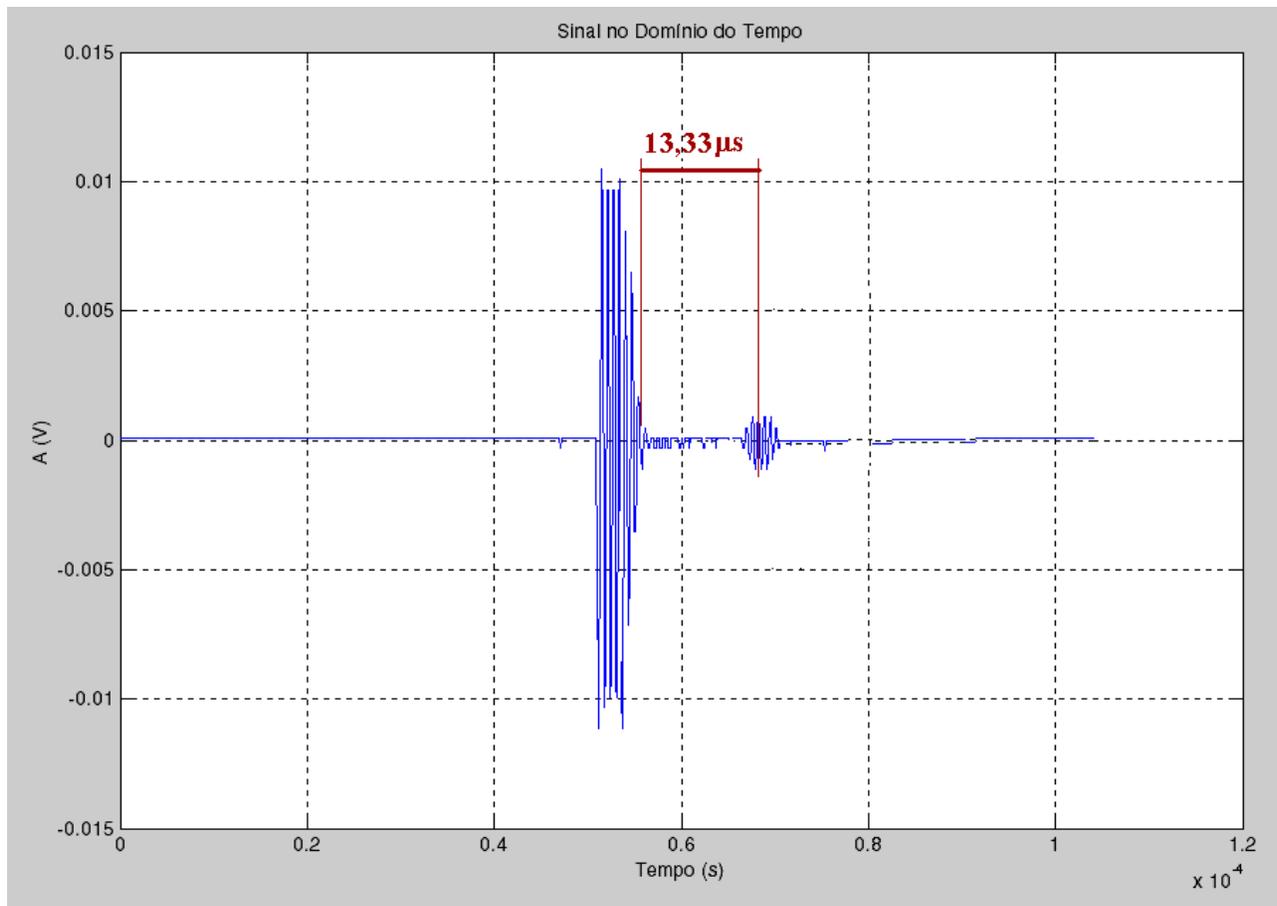


Figura 4.6: Medida realizada com o transdutor de elemento único para determinar a profundidade do tubo de silicone quando o tubo era posicionado a 2cm da face do velocímetro.

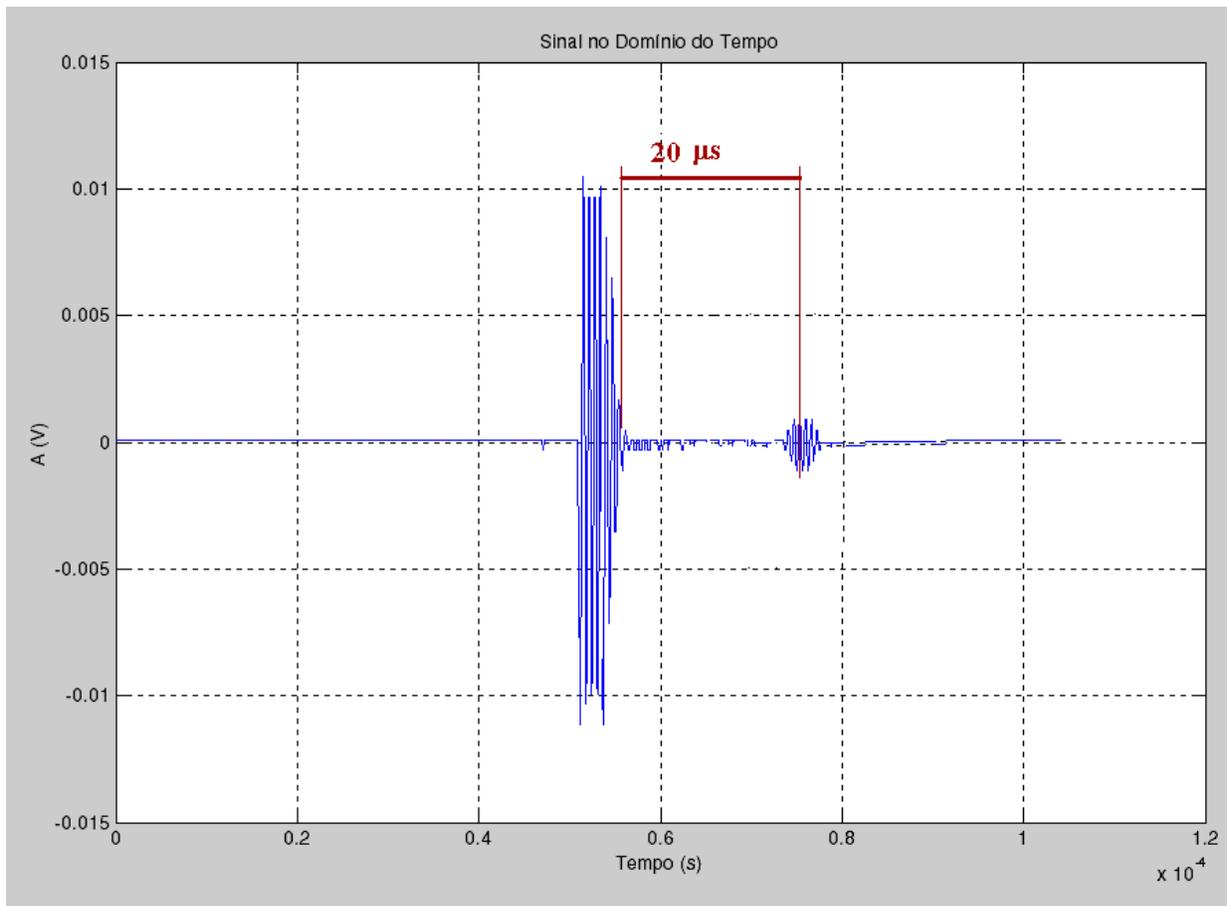
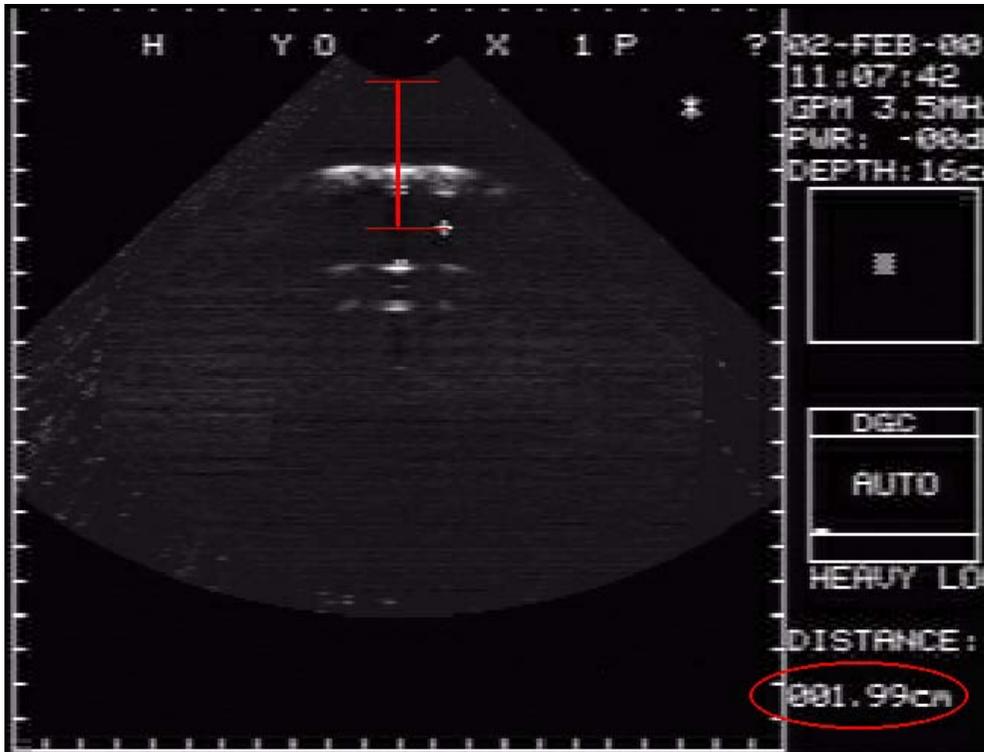
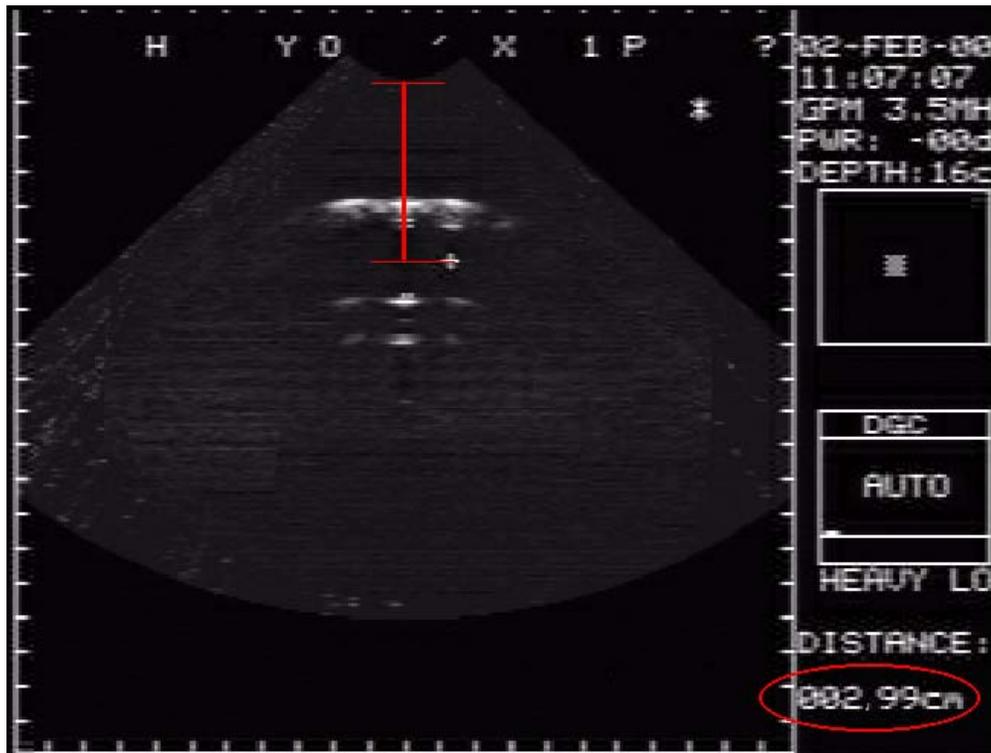


Figura 4.7: Medida realizada com o transdutor de elemento único para determinar a profundidade do tubo de silicone quando o tubo era posicionado a 3cm da face do velocímetro.



(a)



(b)

Figura 4.8: Medidas da profundidade do tubo de silicone realizadas com scanner ultra-sônico operando no modo B quando o tubo de silicone era posicionado a 2cm (a) e a 3cm (b) da face do velocímetro.

4.4.2 - Medida do Diâmetro do Tubo de Silicone

Para determinar o valor do fluxo era necessário obter o valor do diâmetro interno do tubo de silicone, uma vez que o fluxo de um líquido em uma tubulação de seção circular, é o produto da velocidade de escoamento do líquido pela área da seção transversal do tubo. Utilizando um transdutor de elemento único em trans#4 foi possível determinar o diâmetro interno da tubulação (D_i). É sabido que quando o ultra-som que viaja em um meio 1 e encontra um meio 2 com impedância acústica diferente, parte da onda ultra-sônica é refletida e parte continua a se propagar pelo meio 2 (Figura 4.9). Quando a interface entre os meios 1 e 2 é estática o eco produzido possui mesma frequência e duração do pulso ultra-sônico original (Figura 4.10). Sendo assim, removendo-se os primeiros $3,086\mu\text{s}$ (duração do pulso ultra-sônico refletido pela primeira interface) e os $3,086\mu\text{s}$ finais (duração do pulso ultra-sônico refletido pela quarta interface) do sinal de RF (Figuras 4.9 e 4.11) e fazendo a transformada de Hilbert do sinal restante para obter o envelope do eco captado (Figura 4.12) é possível determinar o intervalo de tempo entre os ecos provenientes das interfaces 2 e 3.

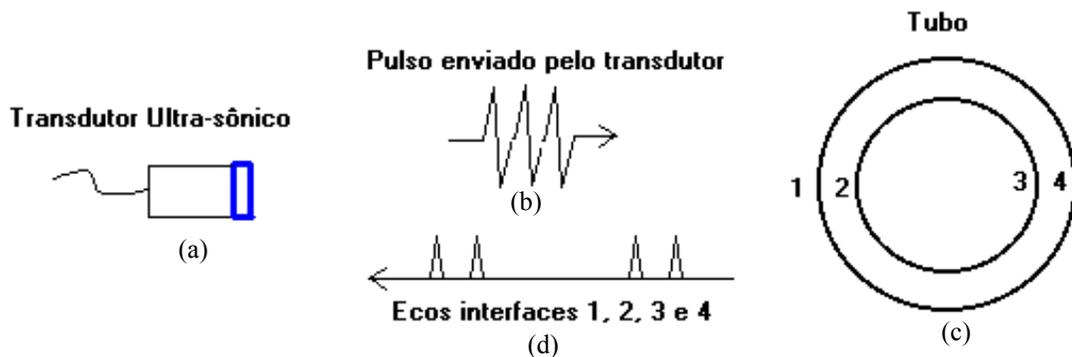


Figura 4.9: Envelope do sinal de RF (d) captado pelo transdutor (a), com os ecos produzidos pelas interfaces 1, 2, 3 e 4, à medida que o pulso ultra-sônico (b) atravessa o tubo de silicone (c).

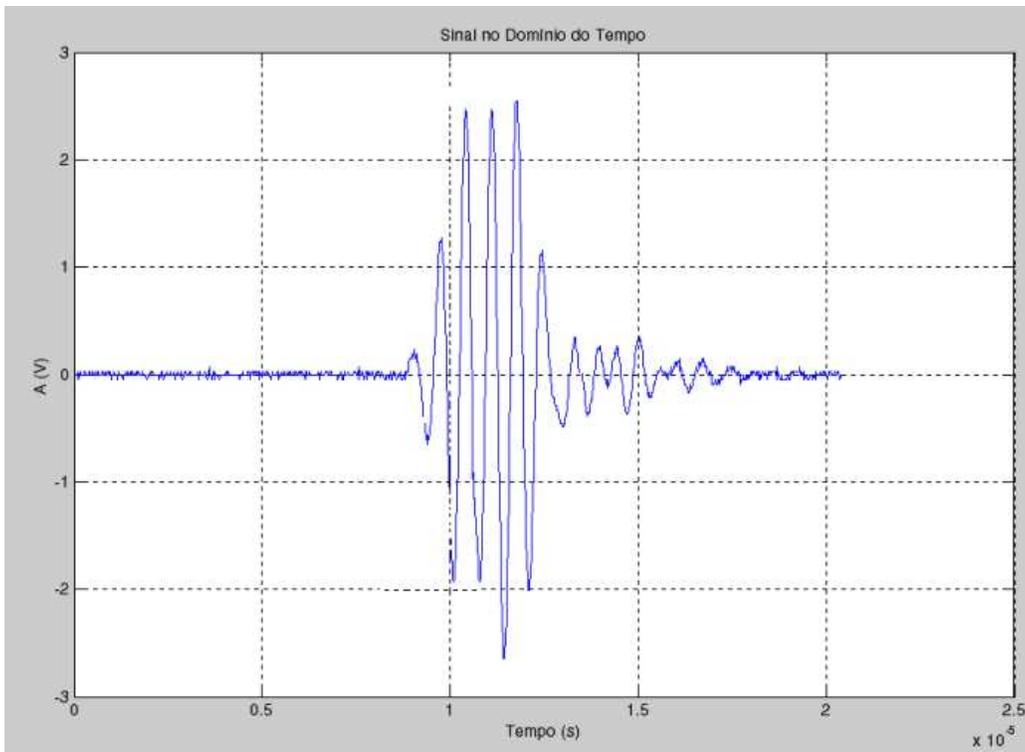


Figura 4.10: Forma de onda do pulso ultra-sônico utilizado no modo A.

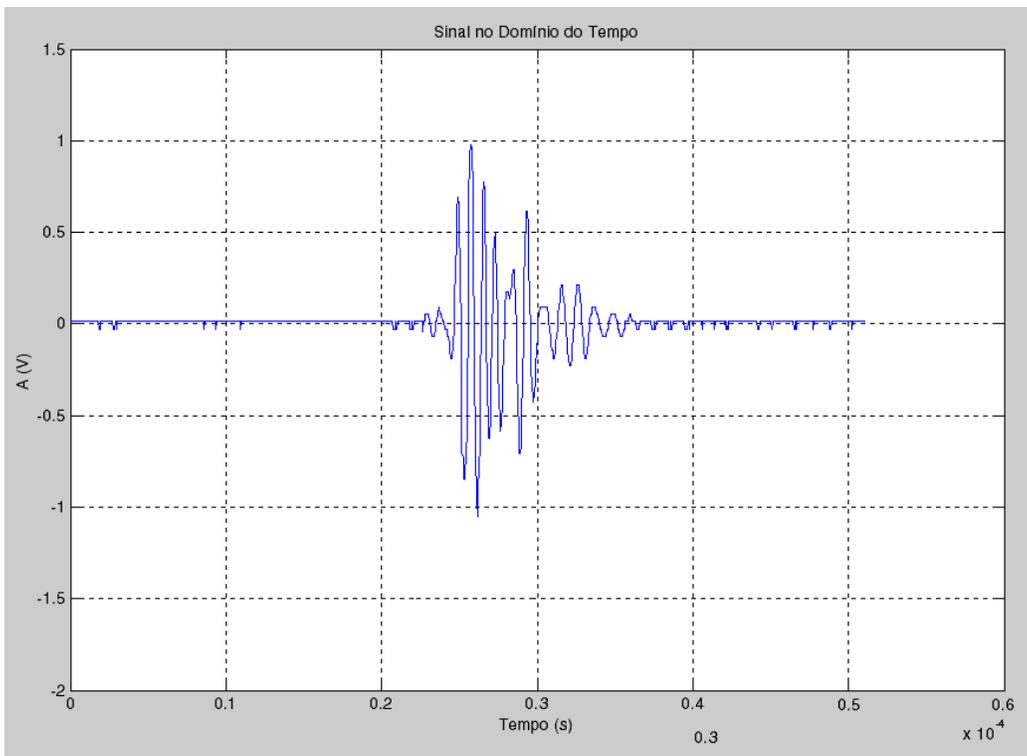


Figura 4.11: Forma de onda do sinal de RF do eco captado.

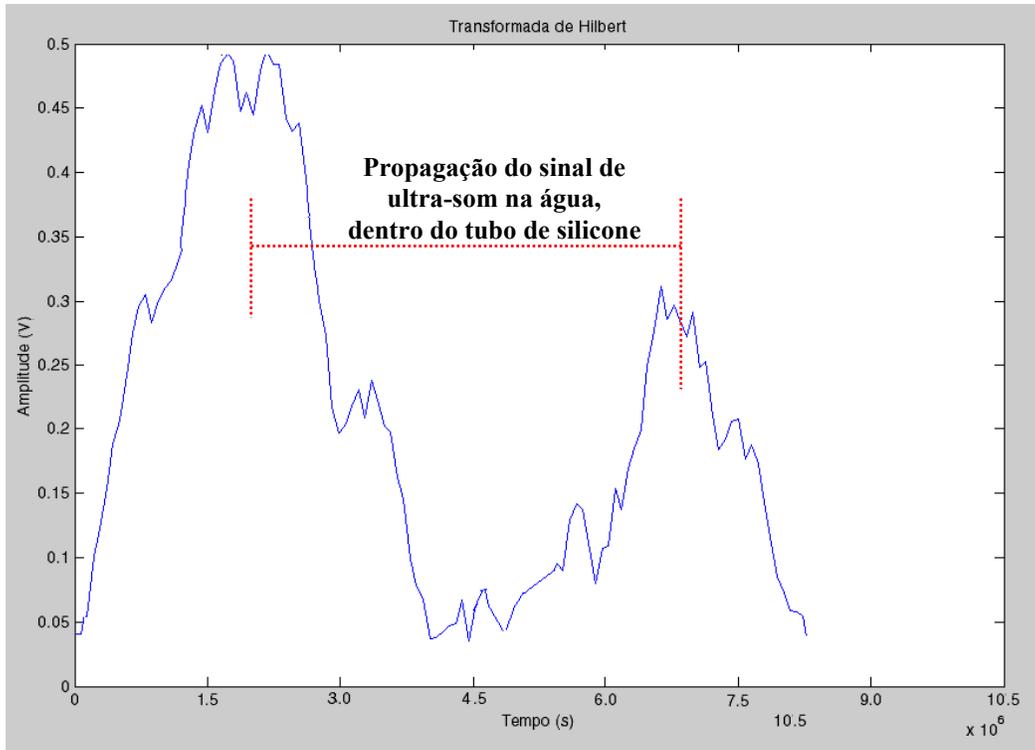


Figura 4.12: Envelope do sinal de RF mostrando apenas os dois ecos gerados pelas paredes internas do tubo de silicone.

Na Tabela 4.4 são mostrados os resultados obtidos (dez repetições e o valor médio) através da implementação desta técnica. Comparando-se os dados da Tabela 4.4 com os dados obtidos através de medições de diâmetro com um *scanner* em modo B verificou-se a coerência dos dados. Contudo, observou-se ainda que o tubo de silicone apresentava-se colabado ou seja sua secção transversal não era circular e sim elíptica. A influência da alteração da geometria da secção transversal do tubo nos valores de fluxo medidos será discutida no próximo capítulo. As Figuras 4.13 e 4.14 ilustram os valores dos diâmetros menor e maior do tubo obtidos com a ferramenta de medição de distância do *scanner*.

Tabela 4.4: Valores do diâmetro interno do tubo (D_i) obtidos através de medições em modo A com transdutor de elemento único.	
Medida	Valor Medido de D_i (90°)
01	9,859 mm
02	9,861 mm
03	9,859 mm
04	9,857 mm
05	9,861 mm
06	9,860 mm
07	9,859 mm
08	9,861 mm
09	9,860 mm
10	9,859 mm
Valor Real	10 mm
Média	9,859 mm
Desvio Padrão	0,0013



Figura 4.13: Medição do diâmetro menor do tubo de silicone. O valor obtido com a ferramenta de medição de distância do scanner encontra-se no canto inferior direito da figura.



Figura 4.14: Medição do diâmetro maior do tubo de silicone. O valor obtido com a ferramenta de medição de distância do scanner encontra-se no canto inferior direito da figura.

4.5 - Medida do Grau de Inclinação do Tubo de Silicone em Relação ao Eixo Central do Velocímetro.

A equação 3.7 mostrou como é possível determinar o valor do ângulo de inclinação do tubo em relação ao eixo central do velocímetro através do monitoramento do diâmetro deste tubo. As Figuras 4.6 e 4.7, obtidas quando o velocímetro formava um ângulo de 90° com o tubo, permitem obter informação tanto da profundidade do tubo de silicone quanto a respeito de seu diâmetro externo (D). O valor do diâmetro externo é facilmente determinado aplicando-se a equação do deslocamento:

$$s = \frac{v.t}{2} \quad (4.5)$$

Onde:

$s = D =$ diâmetro do tubo;

$v = c =$ velocidade do som na água;

$t =$ duração do pulso captado.

À medida que o tubo de silicone é inclinado o diâmetro do mesmo “aumenta”, sendo assim a duração do sinal de RF captado também aumenta, ou seja, a distância entre os picos dos ecos gerados pelas paredes do tubo de silicone aumenta. Aplicando-se o valor de diâmetro obtido quando o tubo estava perpendicular ao velocímetro (D) e o novo valor de diâmetro do tubo (Da) na equação 3.7, é possível determinar o ângulo de inclinação do velocímetro e conseqüentemente corrigir o seu posicionamento (equação 3.6). Como esta técnica só permite a medição do diâmetro do tubo em um único plano pode-se obter erros de medição caso o mesmo esteja colado. A Tabela 4.5 mostra os valores de D com o Velocímetro posicionado a 90° em relação ao fluxo e os novos valores do diâmetro, Da , resultantes da inclinação do velocímetro em relação ao fluxo e utilizados na correção do ângulo.

Tabela 4.5: Valores de D e Da obtidos através de medições em modo A com o transdutor trans#4 do Velocímetro

Medida	Valor Medido de D (mm) (inclinação de 90°)	Valor Medido de Da (mm) (inclinação de 80°)	Valor Medido de Da (mm) (inclinação de 75°)
01	14,743	14,973	15,263
02	14,759	14,969	15,263
03	14,755	14,971	15,271
04	14,743	14,971	15,269
05	14,759	14,982	15,271
06	14,764	14,979	15,269
07	14,759	14,973	15,272
08	14,743	14,989	15,269
09	14,764	14,969	15,271
10	14,755	14,982	15,272
Valor nominal (mm)	15	15,231	15,529
Média (mm)	14,754	14,975	15,269
Desvio Padrão (mm)	0,0084	0,0068	0,0034
Ângulo Medido	-	80,14°	75,02°

4.6 - Resultados

Para determinar a variação de frequência entre o sinal ultra-sônico transmitido e o recebido, foi utilizado um programa escrito em ambiente MATLAB[®]. Dentre as diversas maneiras de se processar o sinal Doppler, optou-se pela Transformada Rápida de Fourier (FFT). Para determinar a frequência central do transdutor, este, operando no modo pulso-eco, foi posicionado diante de um anteparo rígido e fixo e em seguida foi feita a FFT do eco captado (Figura 4.15). Na Figura 4.15 são apresentadas a forma de onda do eco recebido e a transformada rápida de Fourier (FFT) deste sinal. Os valores nos eixos das ordenadas foram normalizados.

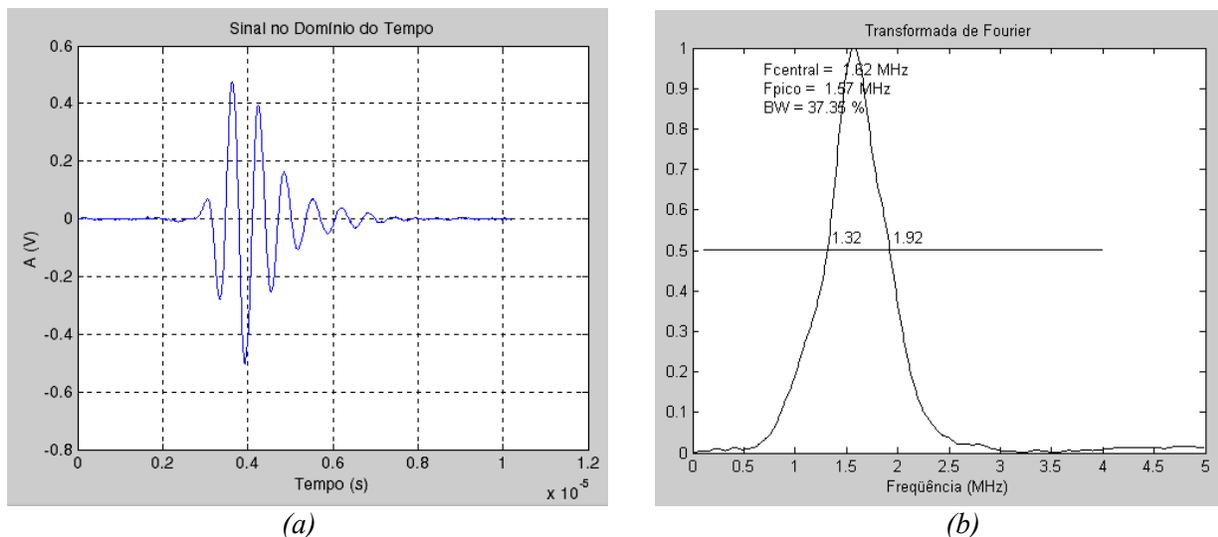


Figura 4.15: Eco captado pelo transdutor (a) e a FFT deste sinal (b).

A região do espectro de frequências onde a intensidade da FFT varia entre o valor máximo e 50% do valor máximo (-6dB) é denominada largura de banda (BW). O termo frequência central é a média dos dois valores de frequência utilizados no cálculo da largura de banda. Para o espectro do eco captado mostrado na Figura 4.15, a largura de banda obtida foi 37,35%, e a frequência central foi 1,62MHz. O valor da frequência central obtido com a FFT é utilizado no *software* de processamento como sendo o valor de f_0 . Os valores de diâmetro do tubo e ângulo Doppler utilizados são os mesmos descritos na Tabela 4.5. Com base nestes dados foi possível determinar os valores da velocidade do fluxo.

As Figuras 4.16 a 4.21 a seguir mostram os resultados dos experimentos realizados com três valores de fluxo distintos e com o tubo de silicone posicionado a 2cm e a 3cm de distância da

face do velocímetro. Os símbolos [SS] e [CS] significam que o monitoramento foi realizado sem um *scanner* modo B e com um *scanner* modo B respectivamente

Figura 4.16

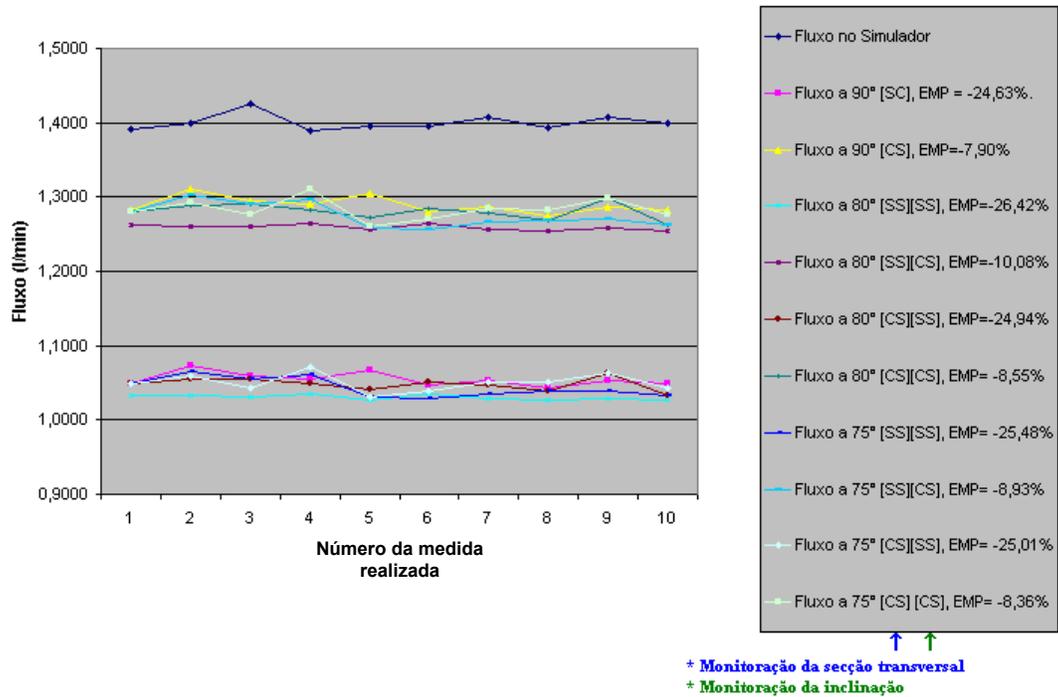


Figura 4.16: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (1,40l/min a 2cm de profundidade).

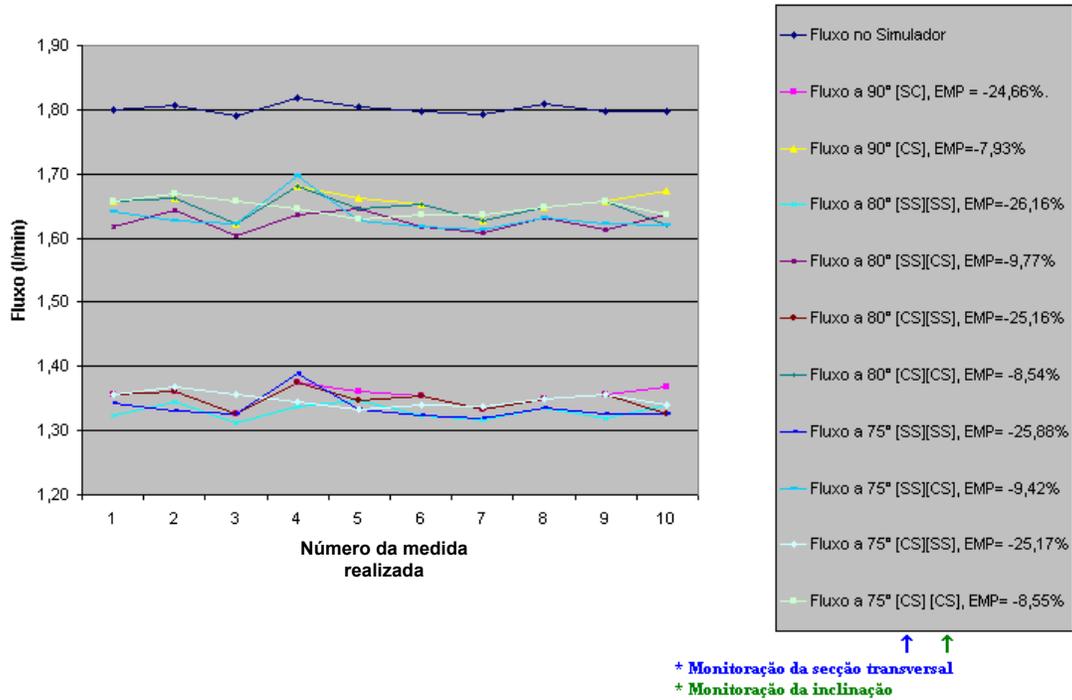


Figura 4.17: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (1,80l/min a 2cm de profundidade).

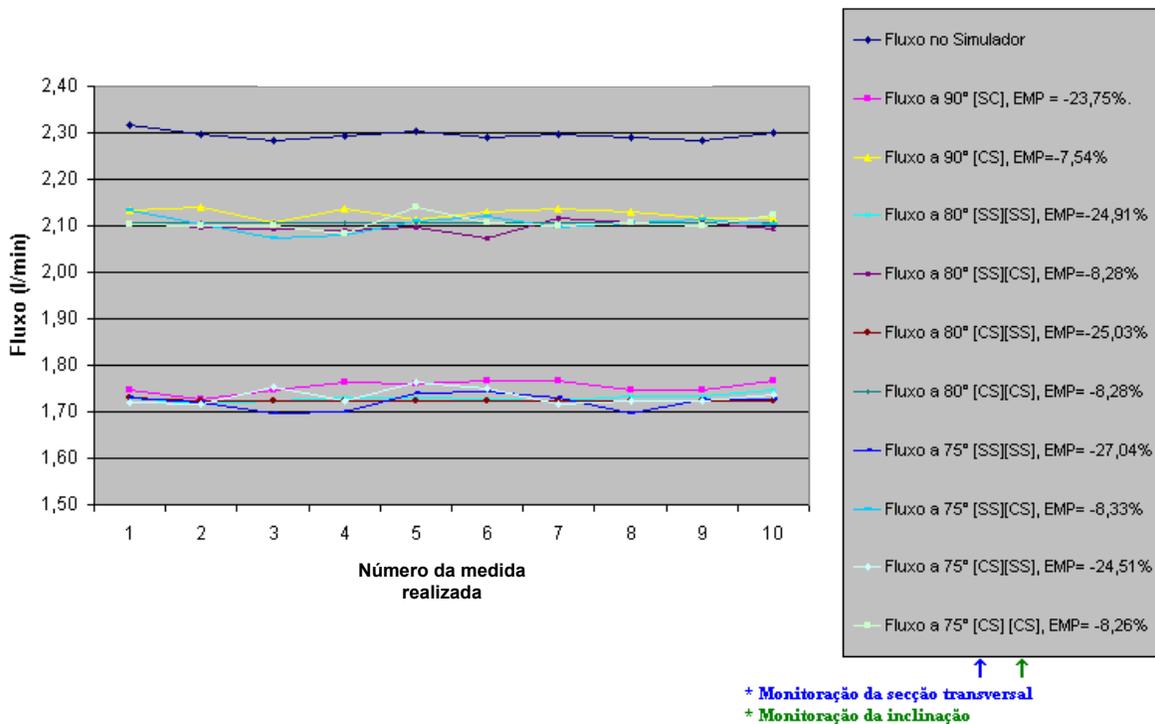


Figura 4.18: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (2,29l/min a 2cm de profundidade).

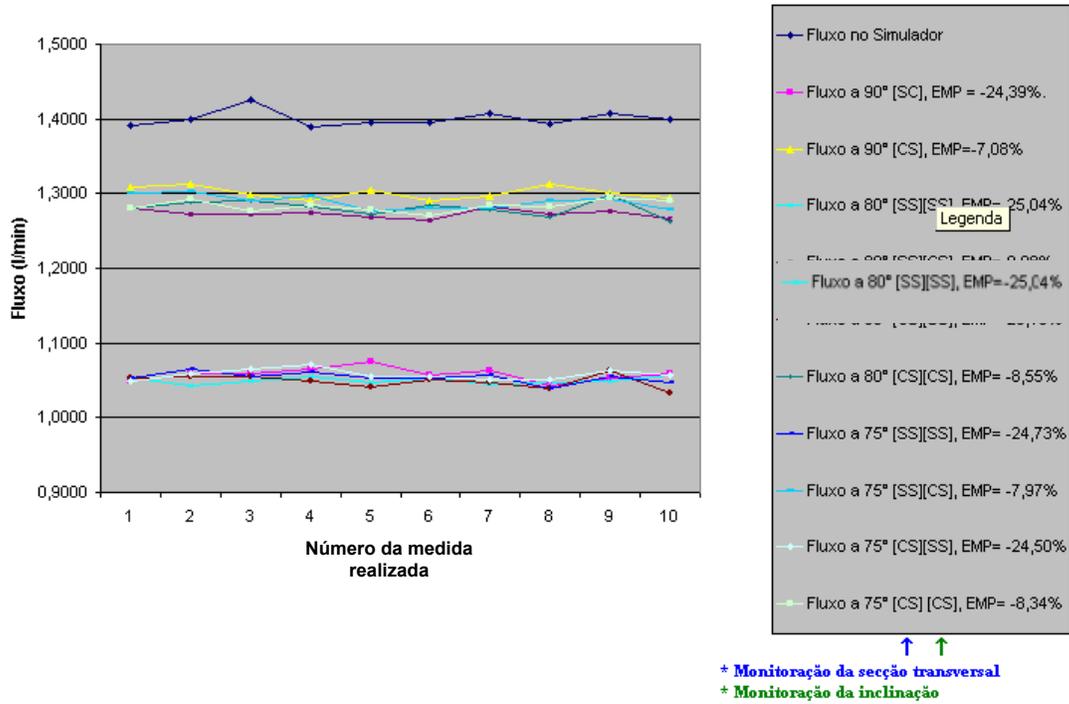


Figura 4.19: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (1,40l/min a 3cm de profundidade).

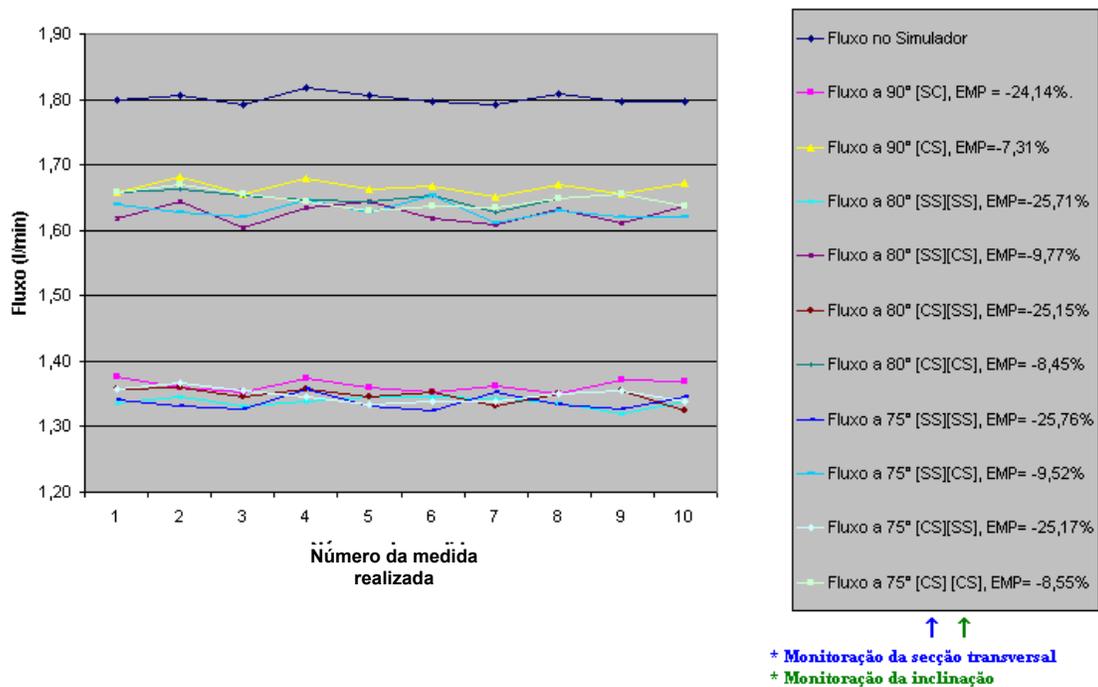


Figura 4.20: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (1,80l/min a 3cm de profundidade).

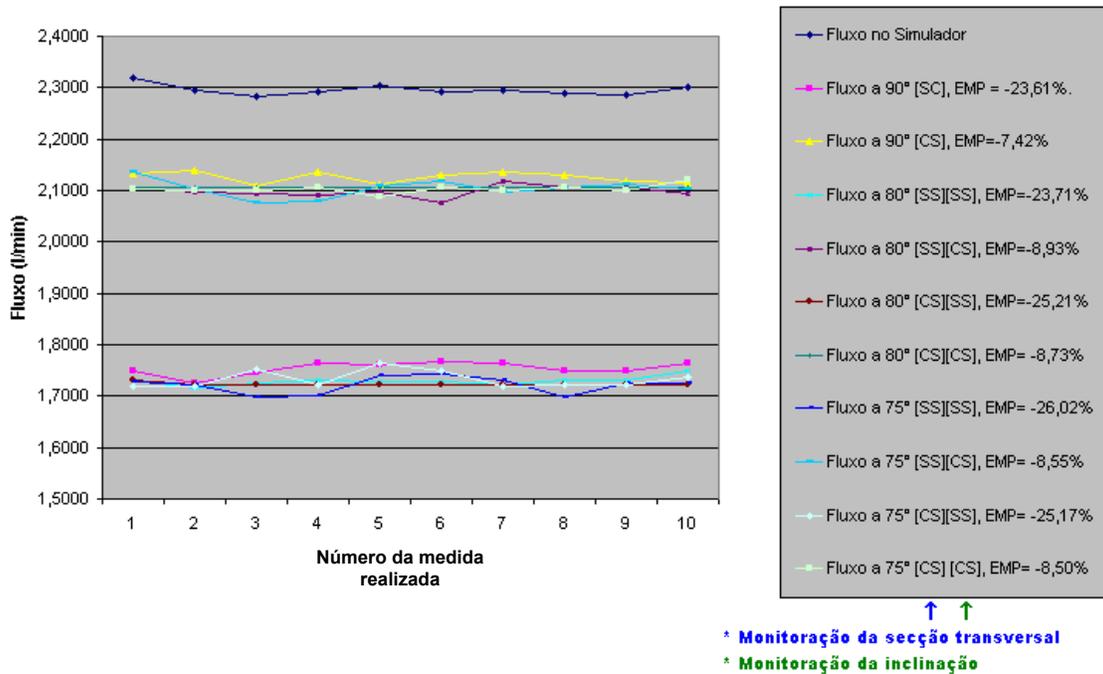


Figura 4.21: Comportamento do fluxo medido em relação ao fluxo de referência (2,29l/min a 3cm de profundidade).

Os resultados mostrados na Figura 4.22 demonstram a eficácia do método de velocimetria Doppler proposto (B) em relação ao velocimetria Doppler convencional (A) onde é atribuído o valor *default* de 45° para o ângulo Doppler, não importando o verdadeiro ângulo de inclinação entre o feixe ultra-sônico e o vetor velocidade do fluxo. Os valores mostrados em (A) representam os valores médios das velocidades dos três fluxos de teste medidas com a técnica proposta neste trabalho. Os valores mostrados em (B), bem maiores que os valores de velocidade de fluxo testados, confirmam que a não correção do ângulo Doppler contribui para medições errôneas dos valores de velocidade do fluxo sanguíneo (GILL, 1985; HA e HOSSACK, 2002). Os símbolos [SS] e [CS] indicam que o monitoramento do ângulo de inclinação do velocímetro foi realizado sem o *scanner* modo B e com o *scanner* modo B, respectivamente.

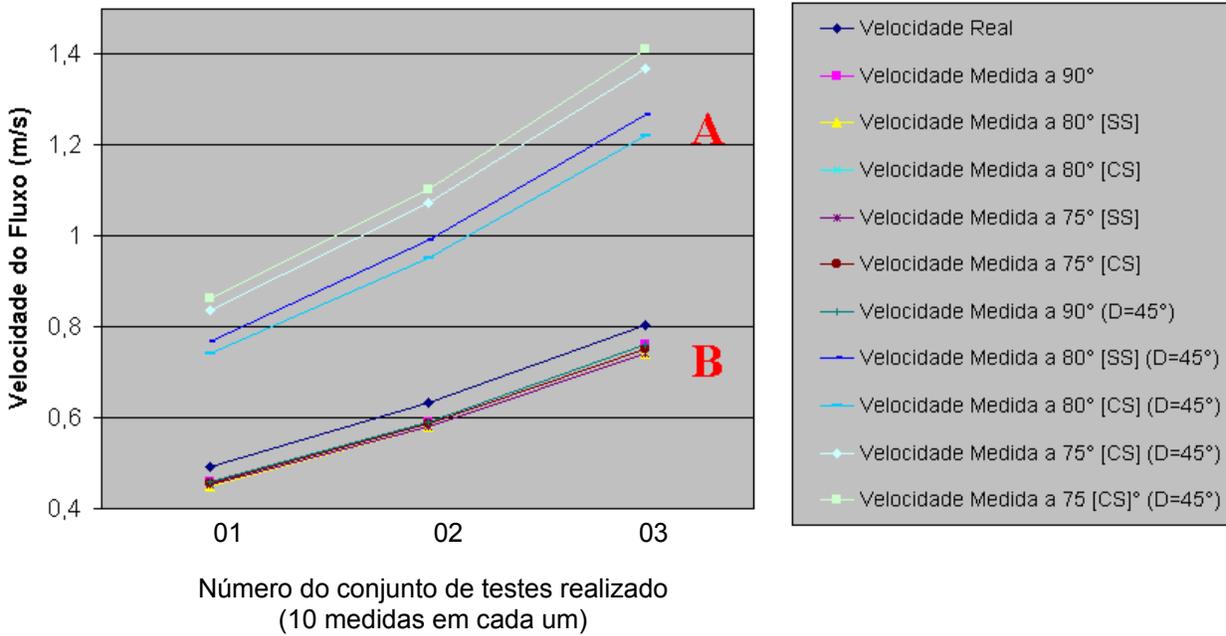


Figura 4.22: Comparação entre a velocidade real do fluxo com os valores de velocidade medidos utilizando a técnica de correção do ângulo Doppler proposta (B) e considerando o valor do ângulo Doppler igual a 45° (A).

Capítulo 5 – Discussão e Conclusões

Neste capítulo, primeiramente são abordadas as principais dificuldades encontradas no desenvolvimento do velocímetro. A seguir são discutidas as soluções implementadas e os resultados obtidos com o velocímetro são comparados aos resultados obtidos com técnicas similares. Ao final, são apresentadas conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

5.1 - Discussão

No início do desenvolvimento deste projeto foi idealizado um velocímetro com três transdutores de elemento único, sendo que estes transdutores deveriam operar em modo pulso-eco de forma independente. A operação dos transdutores de forma independente possibilitaria que fossem realizadas três medidas distintas de desvio Doppler em um mesmo ponto do vaso sanguíneo; com isso seria possível implementar uma análise vetorial, com a qual seria possível obter informações a respeito da secção transversal do vaso bem como informações a respeito do seu posicionamento em relação à face do velocímetro. Contudo, como não foi possível adquirir um placa pulso-eco para controlar a excitação dos transdutores e a aquisição dos ecos e não havia tempo hábil para projetar e confeccionar tal circuito, foram realizadas algumas modificações no projeto inicial, dentre as quais incluiu-se um quarto transdutor, que opera em modo pulso-eco, também de forma independente, cuja finalidade é monitorar o diâmetro do tubo de silicone (ou seja, do vaso sanguíneo), e também se alterou o modo de operação dos três transdutores iniciais, para que um deles fosse utilizado como transmissor, e os outros dois como receptores. O quarto transdutor teve que ser posicionado na borda do velocímetro. O ideal seria que este transdutor estivesse posicionado no centro do velocímetro, para que o diâmetro do tubo fosse monitorado no mesmo local onde estavam sendo realizadas as medidas de desvio Doppler. Com o monitoramento do diâmetro sendo feito na borda do velocímetro é possível que o valor do diâmetro medido não seja igual ao valor do diâmetro no local onde as medidas Doppler estão sendo realizadas.

Outro problema foi encontrado após a confecção do manipulador do velocímetro: durante o projeto, esperava-se que os transdutores dispostos no manipulador pudessem ser inclinados de

forma que o foco do velocímetro pudesse variar entre 1cm e 7cm (SABBAGHA, 1994). Os testes com o manipulador mostraram que para valores de foco superiores a 3,5cm, o motor de passo não possuía torque suficiente para mover o pivô central. Conseqüentemente, o motor perdia passo impossibilitando a determinação do ângulo de inclinação entre os transdutores e o tubo de silicone. Para valores de foco inferiores a 1,5cm, o deslocamento dos transdutores se mostrou impreciso devido a uma “folga” apresentada pelo manipulador. Devido ao tamanho do manipulador e o baixo torque do motor de passo a altas rotações, o deslocamento dos transdutores ocorre lentamente, o que impossibilita que o foco seja ajustado caso ocorra variações bruscas na distância entre o vaso sanguíneo e a face do velocímetro. Além disso, observaram-se problemas de medição devido à utilização de transdutores de 1,62MHz (utilizados porque estavam disponíveis no Laboratório de Ultra-Som), porque a largura do pulso ultra-sônico produzido não permitiu que o volume de amostragem fosse posicionado apenas na porção central do tubo. O desenvolvimento de transdutores específicos para este sistema, possibilitaria a redução do tamanho do volume de amostragem e que o mesmo fosse posicionado na região central do tubo, englobando as componentes de maior velocidade do fluido. Outra vantagem seria a obtenção de transdutores menores e, portanto, mais leves, permitindo que o tamanho do manipulador fosse reduzido e que os problemas relacionados ao deslocamento do pivô central (inércia do sistema) fossem reduzidos. É possível, também, a utilização de um *phased array* com um sistema de controle de excitação que possibilite que a regulagem do foco seja feita eletronicamente (HA; HOSSACK, 2002).

No tocante aos transdutores utilizados, a frequência de 1,62 MHz foi adequada, porque este valor possibilitava que fossem realizadas medidas de velocidades de até 2,8m/s a distâncias de 7cm, conforme descrito no Capítulo 3. Apesar de ser aparentemente vantajoso poder realizar a medida de velocidades de fluxo a profundidades de 7cm, os experimentos mostraram que devido à largura do pulso ultra-sônico produzido por estes transdutores (3,7mm), os valores de velocidade do fluxo resultantes foram sub-estimados. Como o pulso produzido era largo, o eco captado possuía informações a respeito dos componentes de baixa velocidade do fluxo laminar (GILL, 1985). Isto nos levou à conclusão de que é mais interessante utilizar transdutores ultra-sônicos com frequências compreendidas entre 3,5 e 5MHz porque, além de fornecerem valor de velocidade máxima mais exatos possibilitam, ainda, que se obtenha o perfil da velocidade do fluxo ao longo de toda a secção transversal do tubo. É importante lembrar que o valor da

velocidade máxima medida é inversamente proporcional aos valores de frequência do pulso ultrassônico e à profundidade do vaso sanguíneo.

Os resultados das medidas de fluxo mostram dois grupos de valores obtidos; no primeiro grupo, a área da secção transversal do tubo foi obtida medindo-se o diâmetro interno do tubo, com o transdutor de elemento único, e aplicando-se o valor obtido na fórmula da área do círculo; e para o segundo grupo, a secção transversal foi obtida com um *scanner* operando em modo B, produzindo a imagem da secção do tubo, e utilizando os recursos do *scanner* para medir seu diâmetro. Os resultados obtidos no primeiro grupo mostraram-se pouco exatos, apresentando erro médio de fluxo igual a -25%. Isso ocorreu porque, como o tubo estava colabado, não era possível determinar a área correta da secção transversal do mesmo, a partir de uma única leitura de diâmetro, implicando em sub-dimensionamento do valor da secção transversal e a obtenção de resultados com erros significativos. Para efeito de comprovação, o transdutor de elemento único, trans#4, foi substituído pelo transdutor tipo *array* do *scanner*, o que possibilitou obter a imagem do tubo, desta forma foi possível comprovar que o tubo de silicone estava colabado, e que sua secção transversal não era um círculo e sim uma elipse. A utilização do *scanner* permitiu que fossem medidos os valores do diâmetro maior e menor do tubo, considerando-se a área elíptica e não circular, e com isso se obtivessem valores de fluxo mais exatos, com erro médio percentual de -9%.

Estes ensaios confirmaram que não só a determinação do ângulo Doppler é a responsável pelos erros de medida obtidos com esta técnica de fluxometria; os erros de medida da área da secção transversal do tubo ou vaso sanguíneo sob investigação, em casos onde há colabamento dos vasos, são mais significativos do que os erros causados pela má determinação do ângulo Doppler, especialmente se as medidas de Desvio Doppler estiverem sendo realizadas com ângulos próximos a 0° , porque o valor do co-seno do ângulo varia muito pouco para ângulos próximos a este valor (GILL, 1985; EIK-NES; OKLAND; AURE; ULTSEN, 1984).

Com o velocímetro construído, foi possível determinar o ângulo de inclinação do tubo de silicone em relação à face do velocímetro. As medidas do diâmetro externo do tubo, apesar de sub-estimadas possibilitaram o cálculo do seno do ângulo de inclinação e, conseqüentemente, o valor do mesmo. Apesar dos valores de diâmetro medidos serem menor do que o valor real, o erro se manteve constante tanto para medidas realizadas com o tubo a 90° quando para os demais

valores de inclinação. Como o erro se manteve constante, não se observou variação significativa entre o valor do ângulo de inclinação calculado e o valor medido. Os valores de ângulos de inclinação obtidos confirmaram os dados obtidos por Jun S. Ha e Hossack (2002), que mostraram que erros de até 4° no valor do ângulo Doppler, não ocasionam erros significativos no cálculo da velocidade do fluxo.

5.2 - Conclusões

Os resultados obtidos demonstraram que a técnica para correção do ângulo Doppler proposta neste trabalho é eficaz na determinação da velocidade do fluxo através de um tubo desde que a região do tubo, onde a medida do fluxo é realizada, não esteja colabada ou se tenha conhecimento prévio da área de sua secção transversal; também permitiram identificar que outros parâmetros, além do ângulo Doppler, devem ser considerados. Na determinação do valor do fluxo, quando foi utilizado o *trans#4* para determinar a área da secção transversal do tubo de silicone, os valores de fluxo obtidos não foram satisfatórios, o que inviabiliza o uso deste sistema em situações onde se necessita obter valores de fluxo precisos. Foi possível realizar medidas de velocidade do fluxo do fluido de teste com erros menores do que os aceitos pela literatura médica, ou seja, erros menores do que 15% (ARNOLD, 1995; SABBAGHA, 1994) utilizando-se a medida da área da secção transversal da mangueira, utilizada no simulador de fluxo, obtida com o *scanner*.

O uso do *scanner*, no entanto, pode aumentar o custo do sistema proposto; uma solução para descartar a utilização deste equipamento, é utilizar os três transdutores *trans#1*, *trans#2* e *trans#3*, operando, independentes, em modo pulso-eco, para determinar o diâmetro do tubo em três locais distintos ao longo do mesmo. Com o valor do diâmetro medido em três angulações diferentes é possível determinar a secção transversal do tubo, através do emprego da técnica da triangulação (SCHRANCK; PHILIPS; MORITIZ; STANDNESS, 1990)

Outra limitação do velocímetro desenvolvido está na impossibilidade de se obter o perfil de velocidades detalhado do fluxo, em decorrência da largura do pulso ultra-sônico utilizado, que não permite que sejam selecionados mais do que três volumes de amostragem dentro do tubo de

silicone. Além disso, o valor de frequência de 1,62MHz dificulta a medida de velocidade do fluxo em vasos de pequenos calibres.

Apesar dos limites técnicos do velocímetro desenvolvido, este se mostrou eficiente na medida de velocidade do fluxo de teste e na capacidade de autocorrigir o valor do ângulo Doppler em testes realizados em laboratório. Na Figura 4.22 são mostrados dois grupos de medidas de velocidade, A e B. No primeiro grupo, como na maioria dos equipamentos Doppler, foi estabelecido um ângulo de 45° como valor padrão do ângulo Doppler, não importando o grau de inclinação do velocímetro em relação ao vetor velocidade do fluido. No segundo grupo foi empregada a técnica de correção do ângulo Doppler proposta. Comparando-se as curvas de fluxo obtidas através dos dois métodos, observa-se claramente a capacidade do velocímetro desenvolvido em fornecer informações mais confiáveis a respeito da velocidade do fluido.

5.3 - Sugestões para trabalhos futuros

Para que a técnica de velocimetria proposta possa ser mais eficiente é necessário que sejam feitas correções no projeto original do velocímetro. Estas correções consistem primeiramente na construção ou aquisição de transdutores específicos para serem utilizados com este sistema. Além disso, estes transdutores devem operar com frequências compreendidas entre 3,5 e 5MHz. Em um segundo momento, o projeto mecânico do manipulador poderá ser refeito, de tal forma que o mesmo possibilite uma movimentação rápida e precisa dos transdutores, permitindo desta forma, variar o foco do velocímetro entre 1 e 7cm, e ainda possibilitar um ajuste do foco rápido quando for detectada uma variação na profundidade do vaso.

Outra melhoria no projeto, consiste no desenvolvimento de um sistema de aquisição de dados, o qual permita que os sinais captados possam ser processados em tempo real. Este novo sistema de aquisição e processamento de sinais deverá ser capaz de identificar e corrigir automaticamente variações na profundidade do vaso e variações no ângulo Doppler, além de permitir determinar o perfil de velocidades do fluxo ao longo da secção transversal do tubo. Não obstante, é importante que sejam realizados testes complementares em *phantoms* que simulem vasos com diâmetros e regimes de fluxo variados.

Apêndice I

Coeficientes de Transmissão e Reflexão

Considere-se uma situação em que uma onda plana desloca-se na direção z (no sentido positivo) em um meio 1, para o qual a densidade é ρ_1 e a velocidade do som é c_1 . A onda incide perpendicularmente na interface entre o meio 1 e o meio 2, onde a densidade é ρ_2 e a velocidade do som é c_2 . Observa-se o surgimento de duas novas ondas: uma que é refletida e move-se no meio 1 na direção z (sentido negativo), e outra que é transmitida para o meio 2 e move-se neste na mesma direção que a onda incidente.

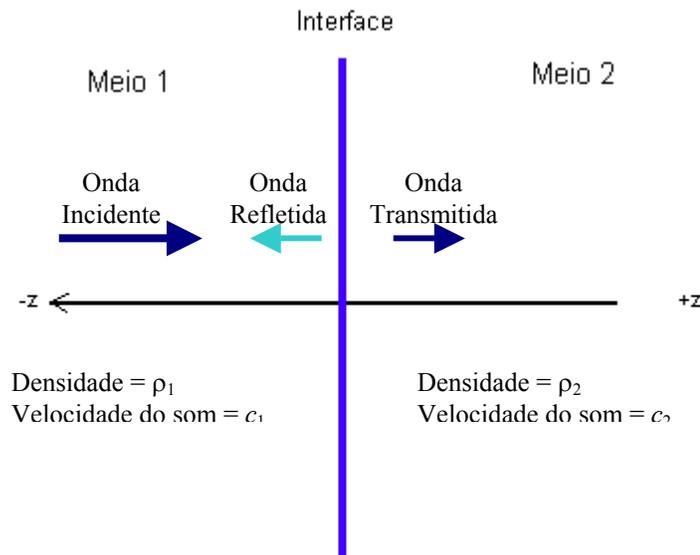


Figura A.1: Comportamento de uma onda acústica incidindo perpendicularmente na interface entre dois meios distintos.

$$\Phi_I(z, t) = \Phi_{I\max} \sin(\omega t - k_1 z)$$

$$\Phi_R(z, t) = \Phi_{R\max} \sin(\omega t + k_1 z)$$

$$\Phi_T(z, t) = \Phi_{T\max} \sin(\omega t - k_2 z) \tag{A1.1}$$

Onde:

ω : frequência angular;

k : vetor de onda.

As condições de fronteira (continuidade da pressão e velocidade da partícula) na interface relacionada às ondas de pressão incidente, refletida e transmitida ($\rho \partial / \partial t [\Phi(z, t)]$) e suas ondas velocidade de partícula correspondente ($-\partial / \partial z [\Phi(z, t)]$) são:

$$\begin{aligned} V_I + V_R &= V_T \\ P_I + P_R &= P_T \end{aligned} \quad (A1.2)$$

Realizando as diferenciações descritas acima, se obtêm as seguintes expressões para a pressão e velocidade da partícula:

$$\begin{aligned} p_I &= \rho_1 \omega \Phi_{I \max} \cos(\omega t - k_1 z) \\ p_R &= \rho_1 \omega \Phi_{R \max} \cos(\omega t + k_1 z) \\ p_T &= \rho_1 \omega \Phi_{T \max} \cos(\omega t - k_2 z) \\ v_I &= k_1 \Phi_{I \max} \cos(\omega t - k_1 z) \\ v_R &= -k_1 \Phi_{R \max} \cos(\omega t + k_1 z) \\ v_T &= k_2 \Phi_{T \max} \cos(\omega t - k_2 z) \end{aligned} \quad (A1.3)$$

A pressão e velocidade da partícula estão relacionadas com as características acústicas da impedância:

$$Z_j = \frac{p_m}{V_m} = \rho_j c_j \quad (A1.4)$$

Onde:

$m = I, R, T$ indica o tipo de onda;

$j = 1, 2$ indica o meio.

Das equações A1.3 e A1.4, obtêm-se:

$$\frac{p_I}{Z_1} - \frac{p_R}{Z_1} = \frac{p_T}{Z_2}$$

$$p_I + p_R = p_T \quad (A1.5)$$

O coeficiente de reflexão de amplitude, definido como a relação entre as amplitudes das ondas de pressão incidentes e refletidas ($R=p_R/p_I$), pode ser obtido da equação A1.5:

$$p_I - p_R = \frac{Z_1}{Z_2}(p_I + p_R)$$

$$1 - \frac{p_R}{p_I} = \frac{Z_1}{Z_2} \left(1 + \frac{p_R}{p_I} \right)$$

$$Z_2(1-R) = Z_1(1+R)$$

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$R = \frac{1 - Z_1/Z_2}{1 + Z_1/Z_2}$$

$$R = \frac{1-r}{1+r} \quad (A1.6)$$

Onde:

$$r = Z_1/Z_2$$

O coeficiente de transmissão de amplitude, definido como a relação entre as amplitudes das ondas de pressão transmitidas e incidentes ($T = p_T/p_I$), pode ser obtido de forma similar ao da equação (A1.5):

$$p_I - (p_T - p_I) = p_T \left(\frac{Z_1}{Z_2} \right)$$

$$2 - T = T \left(\frac{Z_1}{Z_2} \right)$$

$$T = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (A1.7)$$

Referências Bibliográficas

- [1] **ARNOLD, C. - A Colour Atlas of Doppler Ultrasonography in Obstetrics: Its Use in Maternal Fetal Medicine.** Ed. Kevin H. Campbell, London, 1995.
- [2] **ANGELSEN, B. A. J.; KRISTOFFERSEN, K.- On ultrasonic MTI measurement of velocity profiles in blood flow.** IEEE Trans. on Biomedical Eng., vol. BME-26, p. 665-671, 12., 1979.
- [3] **ATIKINSON, P.; WOODCOCK, J. P. – Doppler Ultrasound and its Use in Clinical Measurement.** ed. Academic Press, New York, 288p., 1982.
- [4] **BENDICK, P. J.; BROWN, O. W.; GLOVER, J. L.; BOVE, P. G. - Tree-Dimensional Vascular Imaging Using Doppler Ultrasound,** The American Journal of Surgery, vol. 176, p. 183-187, 1998.
- [5] **BRONZINO, Joseph D. - Biomedical Engineering and Instrumentation: Basic Concepts and Application.** BWS - Kent, 1986, p. 347-386.
- [6] **BREKHOVSKIKH, L. M. - Waves in Layered Media.** Ed. Academic Press, New York, 1960.
- [7] **CASTRO, I.; HAERTEL, J.C.; ORTIZ, J.; SILVA, J.C.Q. Eco-cardiografia. In: Castro, I.; editor. Cardiologia, princípios e prática.** São Paulo, ed. Artmed Editora, 382-93, 2000.
- [8] **CHRISTENSEN, D. A. - Ultrasonic Bioinstrumentation.** ed. John Wiley & Sons, New York, , 235 p., 1988.
- [9] **CHUDLEIGH, P.; PEARCE, J. M. - Obstetric Ultrasound: How, Why and When.** ed. Churchill Livingstone, New York, 1992, 322 p.

- [10] COSTA, E. T. - **Development and Application of a Large-Aperture PVDF Hydrophone for Measurement of Linear and Non-Linear Ultrasound Fields.** Tese de Doutorado, Engenharia Biomédica, King's College School of Medicine and Dentistry, University of London, Inglaterra, outubro de 1989.
- [11] DANTAS, R. G. – **Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil para Medição de Fluxo Sangüíneo em Circulação Extracorpórea.** Dissertação de Mestrado, DEB/FEEC/UNICAMP, abril 1999.
- [12] DOPPLER, CHRISTIAN JOHANN (1803-1853). Disponível em: <[HTTP://SPACEBOY.NASDA.GO.JP/NOTE/KAGAKU/E/KAG121_DOPPLER_E.HT ML](http://spaceboy.nasda.go.jp/note/kagaku/e/kag121_doppler_e.html)>, Acesso em 21 nov. 2002.
- [13] EIK-NES *et al.* - **Ultrasound Screening in Pregnancy: a randomized controlled trial.** ed. Lancet, p. 1347,1984.
- [14] ENDERLE, J.D.; BLANCHARD, S.M.; BRONZINO, J.D.- **Introduction to Biomedical Engineering.** ed. Academic Press, San Diego, California, 2000, 1062 p.
- [15] EYER, M.K.; BRANDESTINI, M.A.; PHILLIPS, D.J.; BAKER, D.W. - **Color digital echo/Doppler image presentation.** Ultrasound in Medicine and Biology, 7:1, p. 21-31, 1981.
- [16] FOX, M. D. - **Multiple Crossed-Beam Ultrasound Doppler Velocimetry.** IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-25, p. 281-286, 1978.
- [17] FOX, R. W.; MACDONALD, A. T. - **Introdução a Mecânica dos Fluidos.** ed. LTC, 5 edição, p. 215-226, 1998.
- [18] FRIEMEL, B. H.; BOHS, L. N.; NIGHTINGALE, K. R.; TRAHEY, G. E. – **Speckle Decorrelation Due to Two-Dimensional Flow Gradients.** IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 45, p. 317-327, 1998.
- [19] GAMBA, Humberto R. - **Projeto de um Sistema Ultra-Sônico Doppler Pulsátil para Avaliação da Vascularização Periférica.** Dissertação de mestrado, Campinas/SP, DEB/FEEC/UNICAMP, 1989, 141 p.

- [20] GILL, R. W. - **Measurement of Blood Flow by Ultrasound: Accuracy and Sources of Error**. Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 11, p. 625-641, 1985.
- [21] GUIDI, G.; NEWHOUSE, V. L. - **Doppler Spectrum Shape Analysis Based on the Summation of Flow-Line Spectra**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 42, n. 5, September, 1995.
- [22] GUO, Z.; BOUGHNER, D. R.; DIETRICH, J. M.; PFLUGFELDER, P. W. - **Quantitative Assessment of in vitro Jets Based on Three-Dimensional Color Doppler Reconstruction**. Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 27, p. 235-243, 2001.
- [23] GUYTON, A. C. - **Fundamentos de Guyton – Tratado de Fisiologia**, ed. Guanabara Koogan, p. ,1997.
- [24] HA, J. S.; HOSSACK, J. A. – **Quantitative Doppler Ultrasound Based Determination of Volumetric Blood Flow**. Medical Imaging 2002, Ultrasonic Imaging and Signal Processing, vol. 4687, p. 199- 209, 2002.
- [25] HOMEPAGE OF KARI SALMI - ELECTRONICS / STEPPER MOTOR CONTROLLER. *Disponível em:* <URL: <http://users.utu.fi/kaansa/stepper1.html> > Acesso em: 22 de outubro de 2001.
- [26] IEC 1206 - **Ultrasonics, Continuous Wave Doppler Systems – Test Procedures**. Ed. 1, p. 49, 1993.
- [27] JENSEN, J. A.; LACASA, I. R. – **Estimation of Blood Velocity Vectors Using Transverse Ultrasound Beam Focusing and Cross-Correlation**, presented at IEEE Ultrasonic Symposium, 1999.
- [28] NOGUEIRA, G. E. C. - Extensão da Faixa de Velocidades Mensuráveis do Velocímetro Doppler Ultra-Sônico Pulsátil. Tese de Doutorado, São Paulo, 1995, IPEN/USP, 149 p.
- [29] OPPENHEIM, Alan V.; WILLSKY, Alan S. & YOUNG, Ian T. - **Signals and Systems**. New Jersey, Prentice Hall, 1983, p. 513-572.

- [30] PHILIPS, P. J.; KADI, A. P.; VON RAMM, O. T. - **Feasibility Study for a Two-Dimensional Diagnostic Ultrasound Velocity Mapping System**, *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 21, p. 217-229, 1995.
- [31] RUBIN, J. M.; TUTHILL, T. A.; FOWLKERS, J. B. – **Volume Flow Measurement using Doppler and Grey-Scale Decorrelation**, *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 27, p. 101-109, 2001.
- [32] SABBAGHA, R. E. – **Diagnostic Ultrasound Applied to Obstetrics and Gynecology**. ed. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, p. 1-59, p. 239-255, p. 683-691, 1994.
- [33] SCHRANCK, E.; PHILIPS, D. J.; MORITITZ, W. E.; STANDNESS, D. E. – **A Triangulation Method for the Quantitative Measurement of Arterial Blood Velocity Magnitude and Direction in Humans**, *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 16, p. 499-509, 1990.
- [34] 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 1992a.
- [35] SHUNG, K. K.; SMITH, M. B.; BENJAMIN, M. W. – **Principles of Medical Imaging**. ed. Academic Press, New York, p. 78-161, 1992b.
- [36] TRAHEY, G. E.; ALLISON, J. W.; VON RAMM, J. W. - **Angle Independent Ultrasonic Detection of Blood Flow**. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, vol. 34, p. 965-967, 1987.
- [37] WEBB, S. - **The Physics of Medical Imaging**. ed. Bristol: Institute of Physics, 1988.
- [38] WELLS, P. N. T. - **Biomedical Ultrasonics**. London. Academic Press, 1977, 635 p.