

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

SISTEMA ULTRA-SÔNICO DOPPLER PULSÁTIL PARA MEDIÇÃO DE FLUXO SANGÜÍNEO EM CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA

Autor: Eng. RICARDO GROSSI DANTAS

Orientador: Prof. Dr. EDUARDO TAVARES COSTA

Banca examinadora:

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

Profa. Dra. Idágene Aparecida Cestari (InCor/USP/SP)

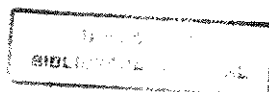
Prof. Dr. Saide Jorge Calil (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen (FEEC/UNICAMP) - Suplente

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica
e de Computação para obtenção do título de
MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

Campinas, abril de 1999

BRASIL



Este exemplar corresponde a redação final da tese	
defendida por <u>Ricardo Grossi Dantas</u>	
e aprovada pela Comissão	
Julgada em	<u>22.104.11999</u>
	
Orientador	

3915992

UNIDADE	BC
M. C. C. M. A. D. A.	
V.	Ex.
TOMBO DO	38444
PREC	229/99
G	☒
PREC	R\$ 11,00
DATA	24/08/99
N.º CPU	

CM-00125863-8

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

D235s Dantas, Ricardo Grossi
Sistema ultra-sônico Doppler pulsátil para medição de
fluxo sangüíneo em circulação extracorpórea. / Ricardo
Grossi Dantas.--Campinas, SP: [s.n.], 1999.

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

1. Sangue – Circulação artificial. 2. Ultra-som. 3.
Doppler, Efeitos de. 4. Medidores de fluxo. 5. Fluxo
sangüíneo. I. Costa, Eduardo Tavares. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica
e de Computação. III. Título.

Resumo

Em operações cardíacas, freqüentemente há a necessidade de se realizar intervenções em estruturas internas do coração, e a circulação e oxigenação do sangue são feitas por meios artificiais, fora do corpo do paciente, em um procedimento denominado circulação extracorpórea (CEC) ou “bypass” cardio-pulmonar. Durante uma rotina de CEC, um dos parâmetros mais importantes, e que exige constante monitoração, é o fluxo sanguíneo. Em muitos casos, são utilizados estimadores de fluxo baseados na velocidade de rotação das bombas (peristálticas) ou medidores que utilizam o princípio eletromagnético (bombas peristálticas ou centrífugas). Estes métodos são de tecnologia bastante difundida, mas nem sempre confiáveis para sistemas de CEC, em função de suas características intrínsecas.

Neste trabalho, foi desenvolvido um medidor de fluxo sanguíneo baseado no sistema ultra-sônico Doppler pulsátil destinado a sistemas de circulação extracorpórea. Foi utilizado um transdutor de 2MHz, medindo vazões de 0 a 5 litros/min, acoplado externamente à linha arterial de tubulação de CEC destinada à perfusão de adultos (9,53mm de diâmetro), com a vantagem de não entrar em contato com o sangue do paciente. Este medidor apresenta o valor do fluxo em um indicador numérico de 2 dígitos, disponibilizando esta informação também de forma analógica ou digital, esta última com resolução de 8 bits. Testes realizados indicaram um desvio máximo de 3,5% do fundo de escala.

Este medidor fornece resultados de forma contínua e confiável, e não apresenta as limitações encontradas nos outros métodos. Além disso, pelo fato de não haver contato com o sangue, ele não é descartável e não necessita de esterilização, reduzindo custos operacionais e viabilizando seu uso.

Abstract

In cardiac surgeries it is frequently necessary to carry out interventions in internal heart structures, and where the blood circulation and oxygenation are made by artificial ways, out of the patient's body, in a procedure known as extracorporeal circulation (EC) or heart-lung bypass. During an EC procedure, one of the most important parameters, and that demands constant monitoring, is the blood flow. Quite often, blood flow estimators based in the pump rotation speed (for peristaltic pumps) or those using the electromagnetic principle (for peristaltic or centrifugal pumps) are used. The technology available for these methods is relatively well known, but not very reliable for EC systems due to their intrinsic characteristics.

In this work, an ultrasonic pulsed Doppler blood flowmeter, to be used in an extracorporeal circulation system, was developed. It was used a 2MHz ultrasonic transducer, measuring flows from 0 to 5 liters/min, coupled externally to the EC arterial line destined to adults perfusion (diameter of 9.53mm or 3/8"), with the advantage of not entering in contact with the patient blood. This flowmeter presents the flow value in a 2 digit numerical display, allowing this information to be used both in analog and digital forms (8 bits resolution). The results indicated a maximum deviation of 3.5% of full scale.

This flowmeter supplies the results in a continuous and trustworthy way, and it does not present the limitations found in those flowmeters based in other transduction methods. Moreover, due to the fact of not being in contact with the blood, it is not disposable and it does not need sterilization, reducing operational costs and facilitating its use.

Sumário

Resumo	ii
Abstract	iii
Sumário	iv
Índice das figuras	vi
Índice das tabelas	viii
Capítulo 1 - Introdução	1
Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica	5
2.1. Circulação Extracorpórea	5
2.2. Métodos de Medição de Fluxo	12
2.3. O Ultra-Som	22
2.3.1. Fundamentação teórica	23
2.3.2. Sistema ultra-sônico baseado no tempo de propagação	26
2.3.3. Sistema ultra-sônico baseado no efeito Doppler	27
2.3.3.1. O efeito Doppler	27
2.3.3.2. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados em lados opostos do tubo	32
2.3.3.3. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados no mesmo lado do tubo	34
2.3.3.4. Sistema ultra-sônico Doppler pulsátil com um único transdutor ultra-sônico	34
Capítulo 3 - Material e Métodos	37
3.1 - Fonte de tensões	44
3.2 - Circuitos de transmissão e recepção ultra-sônica	45
3.3 - Circuito de processamento analógico de sinal	52
3.4 - Circuito de condicionamento de sinal	57
3.5 - Circuito do indicador	64
3.6 - Detetor de nível de líquido	65
Capítulo 4 - Testes e Resultados	67
4.1 - Circuitos de transmissão e recepção	67
4.2 - Medição do desvio Doppler	71
4.3 - Linearização do sinal de saída	75
4.4 - O transdutor ultra-sônico utilizado	77
4.5 - Calibração do fluxômetro ultra-sônico	79
Capítulo 5 - Discussão e Conclusões	85
5.1 Discussão	85
5.2 Conclusões	88
5.3 Sugestões para trabalhos futuros	89
Referências Bibliográficas	91

Apêndice A - Desenvolvimento das equações de sistemas ultra-sônicos aplicados à medição de fluxo sanguíneo	97
A.1. Sistema ultra-sônico baseado no tempo de propagação	97
A.2. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados em lados opostos do tubo	98
A.3. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados no mesmo lado do tubo	100
Apêndice B - Programa para medição do desvio Doppler	103
B.1. VHDL	103
B.2. O programa desenvolvido	104
Apêndice C – Termos Técnicos Utilizados em Metrologia	107

Índice das figuras

<i>Figura 1.1. a) Sistema circulatório normal; b) Circulação extracorpórea (CEC); (Modificado de Souza e Elias, 1995.)</i>	1
<i>Figura 2.1. Circuito simplificado de "bypass" cardio-pulmonar.</i>	5
<i>Figura 2.2. Diagrama de blocos de um sistema de "bypass" cardio-pulmonar.</i>	6
<i>Figura 2.3 . Bomba de roletes.</i>	10
<i>Figura 2.4 . Bomba centrífuga.</i>	11
<i>Figura 2.5. Medidor de fluxo por pressão diferencial com placa de orifício.</i>	13
<i>Figura 2.6. Dois tipos de medidores de fluxo por pressão diferencial: tubo de Venturi (esquerda) e bocal de fluxo (direita).</i>	13
<i>Figura 2.7. Medidor de área variável.</i>	15
<i>Figura 2.8. Medidor de vórtices.</i>	16
<i>Figura 2.9. Medidor de Coriolis.</i>	17
<i>Figura 2.10. Medidor térmico.</i>	18
<i>Figura 2.11. Velocímetro Laser.</i>	20
<i>Figura 2.12. Medidor eletromagnético.</i>	21
<i>Figura 2.13. Comportamento de uma onda acústica na interface entre dois meios distintos.</i>	24
<i>Figura 2.14. Sistema baseado no tempo de propagação de ondas acústicas.</i>	26
<i>Figura 2.15. O efeito Doppler: a) o objeto refletor está parado; b) movendo-se para esquerda; c) movendo-se para direita.</i>	29
<i>Figura 2.16. Diagrama de blocos de um sistema ultra-sônico Doppler genérico.</i>	30
<i>Figura 2.17. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo.</i>	33
<i>Figura 2.18. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo. ...</i>	34
<i>Figura 2.19. Sistema Doppler pulsátil com apenas um transdutor.</i>	35
<i>Figura 3.1. Diagrama esquemático do transdutor ultra-sônico.</i>	37
<i>Figura 3.2. Braçadeira acrílica para acoplamento do transdutor à tubulação de CEC.</i>	38
<i>Figura 3.3. Acoplamento do transdutor à tubulação de circulação extracorpórea: vista lateral e vista frontal.</i>	38
<i>Figura 3.4. Foto do módulo eletrônico do fluxômetro desenvolvido.</i>	39
<i>Figura 3.5. Diagrama em blocos do fluxômetro sangüíneo.</i>	39
<i>Figura 3.6. Trem de pulsos quadrados aplicado ao transdutor.</i>	41
<i>Figura 3.7. Trens de pulsos e canal de amostragem.</i>	42
<i>Figura 3.8. Montagem utilizada para calibração do fluxômetro ultra-sônico.</i>	43
<i>Figura 3.9. Fonte de tensões utilizada na alimentação do circuito.</i>	44

Figura 3.10. Circuito contendo: a) oscilador e divisores de frequência; b) gerador de trem de pulsos e canal de amostragem; c) amplificador do trem de pulsos; d) limitador de tensão e amplificador do circuito de recepção; e) filtro da portadora utilizada na demodulação; f) circuito de demodulação; g) circuito de amostragem.	46
Figura 3.11. Circuito contendo oscilador e divisores de frequência.	47
Figura 3.12. Circuito contendo a EPROM, onde são gerados o trem de pulsos (BURST) e a janela de habilitação para os circuitos de amostragem (SH2).	48
Figura 3.13. Circuito de amplificação do trem de pulsos que é aplicado ao transdutor.	49
Figura 3.14. Circuito de recepção, contendo limitador de tensão, amostrador e amplificador com AGC.	50
Figura 3.15. Circuito de filtragem do sinal utilizado como portadora.	51
Figura 3.16. Circuito de demodulação e amostragem.	51
Figura 3.17. Circuito contendo: a) filtros passa-altas ($f_c = 34\text{Hz}$); b) filtros passa-baixas ($f_c = 7,2\text{kHz}$); c) detetor de cruzamentos por zero; d) circuito monoestável.	53
Figura 3.18. Circuito de filtros passa-altas (6ª ordem, $f_c = 34\text{Hz}$).	54
Figura 3.19. Circuito de filtros passa-baixas (8ª ordem, $f_c = 7,2\text{kHz}$).	55
Figura 3.20. Circuito detetor de cruzamentos por zero.	56
Figura 3.21. Circuito monoestável.	56
Figura 3.22. Circuito contendo: a) conversor frequência/tensão; b) filtros passa-baixas; c) circuito de linearização; d) conversor corrente/tensão.	58
Figura 3.23. Circuito de conversão frequência/tensão.	59
Figura 3.24. Circuito de filtros passa-baixas (2ª ordem, $f_{c1} = 16\text{Hz}$ e $f_{c2} = 0,16\text{Hz}$).	60
Figura 3.25. Sinais do circuito de linearização: a) sinal não linearizado; b) sinal linearizado; c) curva de ajuste de ganho.	61
Figura 3.26. Diagrama em blocos do circuito de linearização.	62
Figura 3.27. Circuito de linearização.	64
Figura 3.28. Conversor corrente / tensão.	64
Figura 3.29. Circuito contendo conversor A/D de 3 ½ dígitos e indicador numérico de 7 segmentos.	65
Figura 3.30. Circuito contendo sensores ópticos de nível e cronômetro.	66
Figura 4.1. Trens de pulsos aplicados ao transdutor.	68
Figura 4.2. Sinal captado pelo transdutor após o limitador de tensões.	68
Figura 4.3. Sinal captado pelo transdutor e amplificado com AGC.	68
Figura 4.4. Sinal de saída do circuito de demodulação.	69
Figura 4.5. Sinal demodulado obtido após o circuito de amostragem.	69
Figura 4.6. Sinal de habilitação do circuito de amostragem.	69
Figura 4.7. Exemplo de sinal amostrado ("a") e desvio Doppler reconstituído ("b").	70

Figura 4.8. As várias etapas do circuito DCZ: a) o sinal original, b) após retificador, c) após comparadores e d) após monoestável.	71
Figura 4.9. Desvio Doppler ("a") e sinal de saída do DCZ ("b").	72
Figura 4.10. Comportamento do conversor F/T funcionando isoladamente (a), e o mesmo conectado ao DCZ (b).	74
Figura 4.11. Curvas antes ("a") e depois ("b") do circuito de linearização.	76
Figura 4.12. Trens de pulsos senoidal (esquerda) e quadrado (direita).	77
Figura 4.13. "Zoom" dos sinais captados pelo transdutor resultantes de excitações senoidal (esquerda) e quadrada (direita).	78
Figura 4.14. "Zoom" da FFT dos sinais captados pelo transdutor resultantes de excitações senoidal (esquerda) e quadrada (direita).	78
Figura 4.15. Montagem utilizada para testes do fluxômetro ultra-sônico (repetida de 3.6).	79
Figura 4.16. Gráfico do comportamento dos vários medidores para diferentes velocidades de rotação da bomba.	81
Figura 4.17. Comportamento de fluxômetro ultra-sônico em relação ao fluxo de referência.	82
Figura 4.18. Oclusão na mangueira feita antes da bomba.	83
Figura 4.19. Oclusão na mangueira feita depois da bomba.	84
Figura 5.1. Incidência de um feixe ultra-sônico de seção transversal finita em um tubo de seção transversal cilíndrica.	87
Figura A.1. Sistema baseado no tempo de propagação das ondas acústicas.	97
Figura A.2. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo.	98
Figura A.3. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo.	100

Índice das tabelas

Tabela 2.1. Características ultra-sônicas de alguns materiais. (Modificado de Brozino, 1986).	25
Tabela 3.1. Conteúdo de memória da EPROM (00 a FF).	49
Tabela 3.2. Conteúdo da EPROM correspondente à tabela de calibração do desvio Doppler.	63
Tabela 4. 1. Relação entrada/saída do conversor F/T (esquerda) e do conversor F/T + DCZ (direita).	75
Tabela 4.2. Dados obtidos antes e depois do circuito de linearização.	76
Tabela 4.3. Valores de fluxo obtidos com o fluxômetro de referência, o ultra-sônico e a bomba de roletes.	82

A meus pais e meus irmãos,
que sempre estiveram a meu lado.

"Toda a ciência do mundo não vale
as lágrimas das crianças."

Dostoiévski

Agradecimentos

Ao professor Eduardo Tavares Costa pela orientação, pela oportunidade de poder realizar este trabalho e pela confiança depositada em mim.

À Joaquim Miguel Maia e Marden Leonardi Lopes pelo auxílio e pelas inúmeras sugestões que muito me auxiliaram no desenvolvimento deste trabalho.

Aos demais colegas de pós-graduação do Departamento de Engenharia Biomédica da FEEC/UNICAMP que estiveram comigo ao longo destes dois anos: Adriano Costa Sampaio, Eliane Apolinário, François Xavier Sovi, Geice Bolognani Cardoso, Katherine de Almeida Lima, Rodrigo Plazas, Sandro Aparecido Ferraz, Zeev Katz dentre muitos outros.

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica e à secretária Eloísa Quitério.

Aos demais colegas do Centro de Engenharia Biomédica, e à secretária e Nirlei Vitareli Souza.

À equipe de cirurgia cardíaca do HC/UNICAMP, principalmente aos perfusionistas Márcio Roberto do Carmo e Nilson Antunes.

À Braile Biomédica pelos equipamentos relacionados à circulação extracorpórea utilizada neste trabalho.

À CAPES pelo apoio financeiro.

Capítulo 1 - Introdução

De maneira simplificada, o coração pode ser definido como sendo uma bomba de dois estágios, realizando o bombeamento do sangue tanto pela circulação sistêmica quanto pela circulação pulmonar. O esquema básico de funcionamento é apresentado na figura 1.1.a. O sangue arterial, rico em oxigênio, sai do ventrículo esquerdo pela artéria Aorta, dirigindo-se às circulações sistêmicas inferior e superior (CSI e CSS). Após a irrigação dos diversos tecidos e órgãos, o sangue, agora venoso, volta ao coração pelas veias Cavas (superior e inferior), chegando ao átrio direito. Dirigindo-se ao ventrículo direito, o sangue é novamente bombeado, indo aos pulmões através da artéria pulmonar, onde é oxigenado, retornando ao coração pela veia pulmonar, chegando ao átrio esquerdo e reiniciando todo o ciclo.

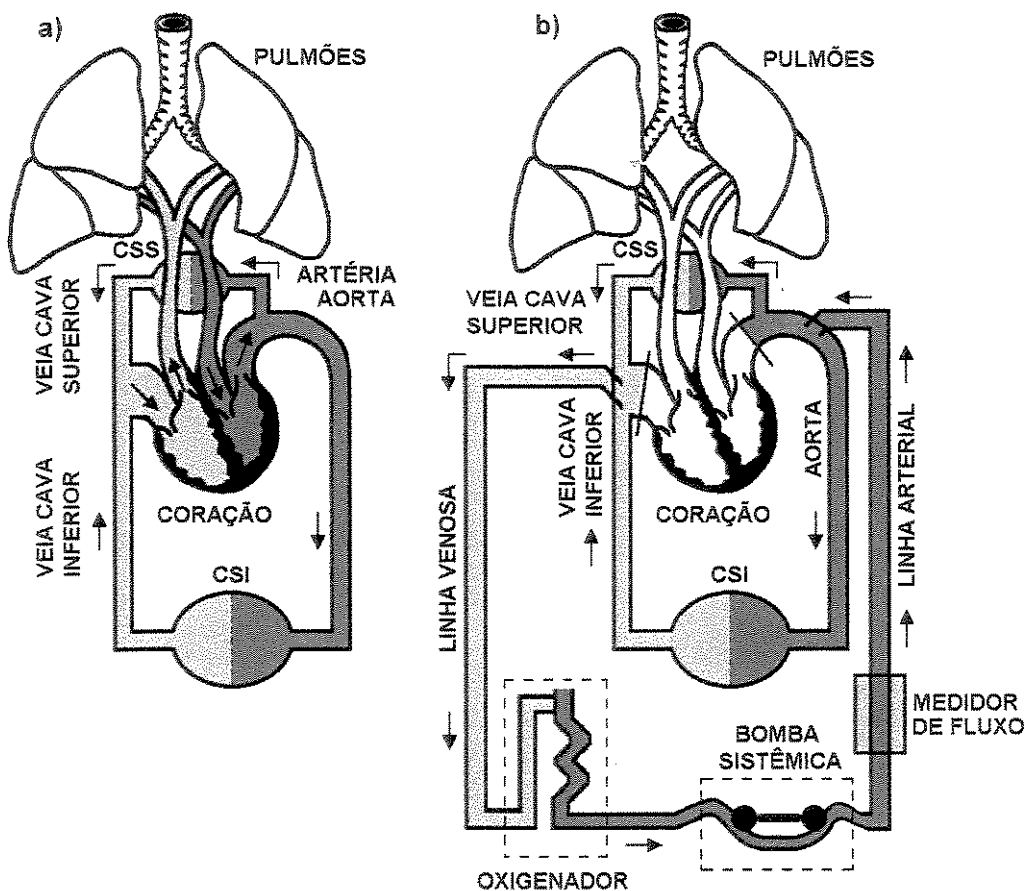


Figura 1.1. a) Sistema circulatório normal; b) Circulação extracorpórea (CEC);
(Modificado de Souza e Elias, 1995).

Em operações cardíacas, freqüentemente há a necessidade de se realizar intervenções em estruturas internas do coração, como substituição de válvulas, incisão em suas paredes, correção de lesões sob visão direta etc. Isso só é possível com o coração isolado do resto do sistema circulatório, em um procedimento denominado circulação extracorpórea (CEC) ou “bypass” cardíaco-pulmonar.

A primeira operação cardíaca bem sucedida com auxílio da circulação extracorpórea data de 1953, quando John Gibbon e Mary Gibbon realizaram a correção de uma comunicação interatrial de uma paciente (Cecília Bavolet, 18 anos) utilizando um sistema coração-pulmão artificial. Desde então, a circulação extracorpórea tem sofrido várias inovações tecnológicas, através do aprimoramento das técnicas de perfusão e do desenvolvimento de novos equipamentos e materiais (Souza & Elias, 1995).

Como já explicado, o coração é uma bomba de dois estágios, realizando o bombeamento do sangue tanto pela circulação sistêmica quanto pela pulmonar. Em circulação extracorpórea, a função de bombeamento do coração é feita externamente ao paciente, por uma bomba denominada bomba arterial ou sistêmica. Diferentemente da circulação normal, a bomba de CEC apresenta apenas um estágio, realizando, em um só ciclo, o bombeamento do sangue pela circulação sistêmica e a oxigenação do mesmo.

A figura 1.1.b apresenta um esquema geral da circulação extracorpórea. Nela, o sangue venoso que chega ao coração, proveniente da irrigação dos vários órgãos e tecidos do paciente, é desviado através de cânulas colocadas nas veias Cava superior e inferior, antes de atingir o átrio direito. Devido a um desnível de 40 a 60 cm, o sangue vai ao oxigenador pela linha venosa da tubulação de CEC. O oxigenador é um dispositivo externo ao paciente, responsável por realizar trocas gasosas no sangue, introduzindo O_2 e permitindo a liberação de CO_2 . Alguns oxigenadores contêm ainda um reservatório de sangue, que no modelo adulto pode chegar a 3 litros, além de filtros e regulador térmico. O sangue, agora arterial, é bombeado pela bomba sistêmica de volta ao paciente, entrando de novo na circulação, geralmente pela Aorta ascendente, voltando à circulação sistêmica e reiniciando o ciclo, podendo ser o paciente mantido neste estado por várias horas. Em um sentido mais amplo, a CEC compreende o conjunto de máquinas, aparelhos, circuitos e técnicas mediante as quais são substituídas temporariamente as funções do coração e pulmões, enquanto estes ficam temporariamente excluídos da circulação (Souza & Elias, 1995).

Durante a CEC, um dos parâmetros mais importantes, e que exige constante monitoração, é o fluxo sanguíneo. É baseado no valor do fluxo que o perfusionista controla a velocidade de rotação da bomba arterial, utilizando o nível de sangue no oxigenador como parâmetro de segurança. Em muitos casos, são utilizados estimadores de fluxo ou medidores que utilizam o princípio eletromagnético. Os estimadores são geralmente encontrados nas bombas de roletes, e fornecem um valor de fluxo baseado na velocidade de rotação da bomba. Este valor é confiável até certo ponto, pois não leva em conta variações da perda de carga hidráulica, fruto de variações na resistência vascular do paciente e do próprio circuito de CEC. Além disso, caso haja bombeamento de ar junto com sangue ou rompimento de mangueira, estimadores dessa natureza continuam a indicar um fluxo normal de sangue. Já os medidores que funcionam segundo o princípio eletromagnético, exigem a interrupção da linha para inserção de um conector descartável contendo internamente um par de eletrodos. Visando a diminuição da hemólise (taxa de destruição de hemácias) e o aumento da volemia (quantidade de sangue circulante), a introdução de soluções fisiológicas faz com que o hematócrito (porcentagem volumétrica de hemácias) possa ir de níveis normais (em torno de 45%) até 20%.

O presente trabalho, fruto de uma cooperação entre o CEB/DEB/UNICAMP e a empresa Braile Biomédica[®], teve por objetivo o desenvolvimento de um medidor de fluxo sanguíneo que fosse eficaz, fornecendo informações de forma contínua e confiável ao perfusionista. Além disso, ele deveria apresentar baixo custo, não ser descartável e nem necessitar esterilização, podendo ser facilmente conectado à linha arterial de um sistema de circulação extracorpórea.

Este trabalho consistiu, portanto, no desenvolvimento de um sistema ultra-sônico Doppler pulsátil para medição de fluxo sanguíneo em linha arterial de circulação extracorpórea. A utilização de um sistema ultra-sônico apresenta várias vantagens, dentre elas, o fato do sensor não entrar em contato com o sangue, o que faz com que o medidor não seja descartável e nem necessite esterilização, além do fato do ultra-som ser inócuo ao sangue e à saúde do paciente.

O sistema desenvolvido monitora continuamente o fluxo de sangue, que é apresentado em um indicador numérico ao perfusionista. Esta informação é disponível ainda tanto de forma analógica quanto digital, podendo futuramente vir a realimentar um sistema de supervisão ou mesmo de controle automático da bomba. A figura 1.1-b apresenta o fluxômetro acoplado à linha arterial após a bomba sistêmica.

Este projeto foi desenvolvido para operação utilizando bomba arterial (duplo rolete) e tubulação de CEC destinada à perfusão de adultos da empresa Braile Biomédica®. A utilização em sistemas de CEC de outros fabricantes é possível desde que feitas as devidas adaptações. Este projeto é a continuidade de um trabalho de cooperação entre o CEB/DEB/UNICAMP e a Braile Biomédica® que se iniciou com o SACEC (Lopes, 1998). Este projeto, desenvolvido por Marden Leonardi Lopes, consiste em um medidor ultra-sônico de nível de sangue em oxigenadores, capaz de realizar intervenções automáticas na velocidade de rotação da bomba.

Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica

Neste capítulo, inicialmente são apresentadas informações mais detalhadas sobre circulação extracorpórea, mostrando o circuito de “bypass” cardio-pulmonar e seus componentes. A seguir é feito um estudo sobre medidores de fluxo, sendo apresentados alguns dos métodos mais comuns, baseados em diferentes princípios físicos. Finalizando, há um estudo detalhado sobre medidores de fluxo ultra-sônicos, sendo feita uma introdução sobre ultra-som, seguida da apresentação do método baseado no tempo de propagação de pulsos ultra-sônicos e dos métodos baseados no efeito Doppler. Há um estudo mais extenso sobre a configuração Doppler pulsátil utilizando apenas um transdutor, que foi a opção feita neste trabalho.

2.1. Circulação Extracorpórea

O circuito extracorpóreo pode ser definido como o conjunto de elementos que fazem a interligação entre a bomba, o oxigenador e o paciente. Existe uma grande variedade de circuitos, segundo preferências individuais de cada equipe médica ou atendendo às necessidades específicas de determinados procedimentos cirúrgicos. A figura 2.1 apresenta um circuito simplificado de circulação extracorpórea, mostrando o paciente, o circuito principal composto pelo oxigenador e bomba arterial, a bomba de sucção e o reservatório de cardiotoria.

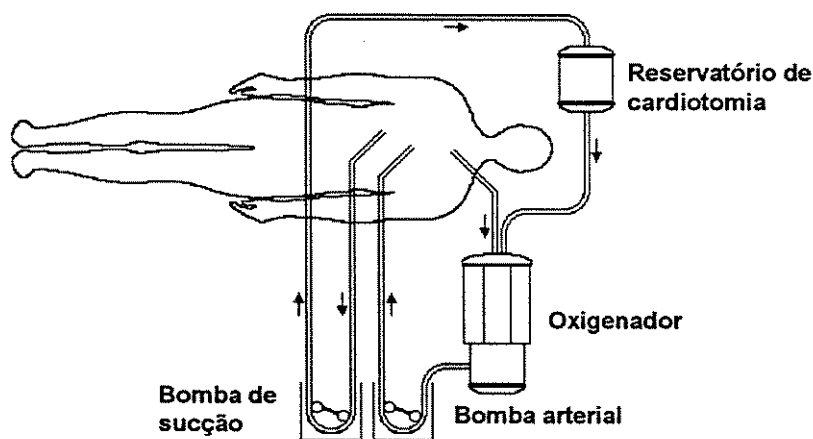


Figura 2.1. Circuito simplificado de "bypass" cardio-pulmonar.

A máquina coração-pulmão ou “bypass” cardio-pulmonar, como também é denominado o sistema utilizado na circulação extracorpórea, é composta pelos seguintes componentes:

- bomba arterial;
- bombas aspiradoras ou de sucção (duas ou três);
- bomba de cardioplegia;
- oxigenador (com trocador de calor);
- circulador de água (regulador térmico);
- reservatório de cardiectomia;
- filtros (arterial, “pré-bypass”, de cardioplegia, bacteriano e de sangue).

Há ainda outros componentes, responsáveis pela interligação dos diversos módulos do circuito de “bypass”, como as cânulas (geralmente metálicas), tubos plásticos e conectores hidráulicos. Atualmente, com exceção das bombas, quase todos os demais componentes do circuito são descartáveis. A figura 2.2 apresenta um diagrama de blocos de um circuito de “bypass”.

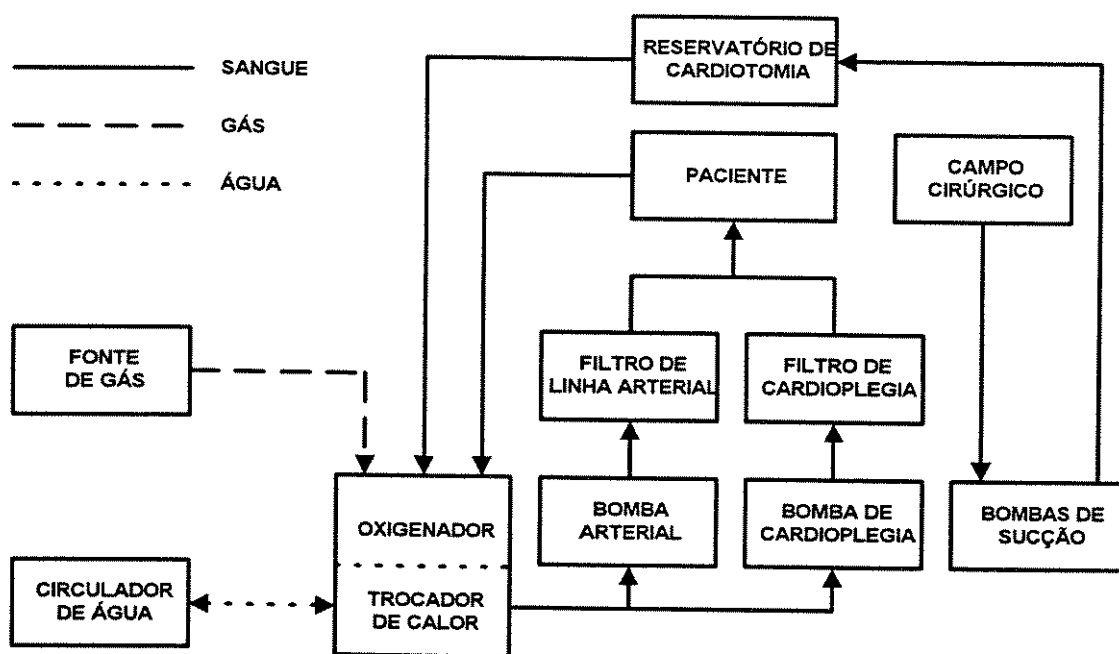


Figura 2.2. Diagrama de blocos de um sistema de “bypass” cardio-pulmonar.

A bomba arterial e o oxigenador são os principais componentes de um sistema de “bypass” cardio-pulmonar. Como já citado no capítulo anterior, o sangue venoso, rico em CO_2 , proveniente da irrigação dos vários órgãos e tecidos do paciente, é drenado das veias Cavas superior e inferior (ou do átrio direito), entrando na tubulação de CEC por meio de cânulas. Devido a um desnível de 40 a 60 cm, a tubulação venosa leva o sangue, por sifonagem, até o

oxigenador, onde são feitas trocas gasosas, introduzindo O_2 e permitindo a liberação de CO_2 . A seguir, o sangue é impulsionado pela bomba arterial de volta ao paciente, passando por filtros capazes de reter partículas indesejáveis e impedir a passagem de microbolhas para a circulação do paciente.

As bombas aspiradoras, que geralmente são em número de duas ou três, fazem a sucção de sangue do campo cirúrgico. Este sangue pode retornar à circulação indo diretamente ao oxigenador, ou primeiramente ao reservatório de cardiectomia, onde é filtrado, seguindo para o oxigenador.

As máquinas atuais para CEC são modulares, de forma a acomodar de 3 a 5 módulos, dependendo do projeto do fabricante. As bombas são construídas em módulos independentes, acomodados em um único suporte, podendo ser trocados ou substituídos para manutenção ou reparos, ou mesmo para acomodar configurações específicas dependendo do procedimento cirúrgico. O console que acomoda estes diversos módulos apresenta, de modo geral, pontos de alimentação elétrica, luminária, hastes, colunas telescópicas, e um travessão horizontal para acomodar os diversos acessórios necessários, como cronômetros, termômetros, bomba de infusão etc. Alguns fabricantes incluem ainda um sistema de baterias com acionamento automático para o caso de falha na rede elétrica (Souza & Elias, 1995).

Oxigenador

O oxigenador é o elemento onde ocorrem as trocas gasosas, "arterializando" o sangue através da introdução de O_2 , permitindo a liberação de CO_2 . Atualmente são utilizados dois tipos de oxigenadores:

- **Bolha**

Neste tipo de oxigenador, mais antigo e em fase de desuso, o sangue é oxigenado pela dispersão de gás em seu interior através de microjatos, produzindo bolhas. A formação destas bolhas tem a função de aumentar a superfície de contato do sangue com oxigênio, facilitando as trocas gasosas. A seguir, o sangue é desborbulhado e filtrado.

- **Membrana**

De tecnologia mais moderna, contém uma membrana semipermeável a gases, separando o sangue do oxigênio e do dióxido de carbono. O sangue, previamente armazenado no reservatório venoso, é impulsionado pela bomba, passando através da membrana onde, por difusão, capta o

oxigênio e elimina o dióxido de carbono. Este tipo de oxigenador costuma apresentar uma hemólise (taxa de destruição de hemácias) menor que o de bolhas.

Outra importante função do oxigenador é a regulação térmica do sangue, feita através de seu trocador de calor. Existem vários modelos de trocadores de calor, podendo ser encontrados na forma de tubo espiralado com paredes corrugadas ou múltiplos tubos paralelos, alojados dentro do reservatório do oxigenador. O sangue entra em contato com a parte externa do tubo, enquanto que uma bomba externa faz circular água, à temperatura desejada, pelo lado de dentro. Este trocador de calor funciona fornecendo calor ao sangue, compensando perdas térmicas que ocorrem ao longo de todo o circuito de CEC, ou resfriando o sangue, em um procedimento denominado hipotermia, capaz de reduzir as necessidades metabólicas do paciente.

Cardioplegia

A cardioplegia consiste na parada do coração, sendo atualmente feita de forma química, através da perfusão de soluções cardioplégicas (indução e manutenção) na circulação coronariana. Estas drogas são perfundidas utilizando como veículos soluções cristalóides ou misturadas ao sangue "arterializado" fornecido pelo oxigenador e bombeadas pela bomba de cardioplegia.

As soluções utilizadas na cardioplegia química são ricas em potássio, causando a parada do coração através de despolarização celular. É utilizado também o magnésio, considerado antagonista do cálcio, para proteção do miocárdio, diminuindo seu consumo de energia.

Bombas Propulsoras

O sangue chega ao oxigenador por sifonagem necessitando, portanto, de um elemento propulsor para retorno à circulação do paciente. Como a circulação extracorpórea é feita com o paciente em repouso, não há a necessidade de fluxo muito elevado, sendo necessária uma bomba capaz de impulsionar volumes de sangue a uma taxa de 1 a 5 l/m. Para perfusão em adultos utiliza-se valores de fluxo iguais a $2,2 \text{ l}/(\text{min} \cdot \text{m}^2)$ e $2,4 \text{ l}/(\text{min} \cdot \text{m}^2)$ para perfusão infantil, sendo que a superfície corpórea é calculada em função da massa do paciente (Souza & Elias, 1995).

Ao longo do tempo vários tipos de bombas arteriais têm sido desenvolvidas, sendo que atualmente dois tipos são utilizados: a bomba de roletes (duplo rolete) e a bomba centrífuga (bomba cinética). A bomba de roletes é a mais utilizada, tanto como bomba arterial, quanto como

as aspiradoras e de cardioplegia. Estas duas últimas são geralmente menores que a bomba arterial, pois trabalham com fluxos menores.

- **Bomba de Roletes (Peristáltica)**

Mostrada na figura 2.3, a bomba de roletes apresenta um leito rígido (caçapa) em forma de ferradura por onde giram dois roletes eqüidistantes de um eixo central. Com a movimentação deste eixo, os roletes causam esmagamentos em um tubo flexível, impulsionando o sangue em seu interior, atingindo a velocidade máxima aproximada de 160RPM (Rotações Por Minuto). A todo momento um dos roletes está comprimindo o tubo, impedindo refluxo sangüíneo. O grau de oclusão dos roletes corresponde ao grau de esmagamento que eles exercem sobre o tubo, sendo dado pela distância do eixo de um rolete ao eixo do outro, ajustado manualmente pelo perfusionista. Um rolete excessivamente apertado, além do ponto oclusivo, aumenta acentuadamente a hemólise. Um rolete com folga excessiva permite refluxo, causando turbilhonamento e hemólise, além de impulsionar volumes variáveis de sangue, de acordo com o estado do sistema arteriolar perfundido (Lopes, 1998).

A utilização deste tipo de bomba foi bastante difundida em função de sua simplicidade mecânica, facilidade de construção e segurança que oferece. Outra grande vantagem é que nenhuma peça mecânica entra em contato com o sangue, reduzindo riscos de contaminação além de diminuir custos de operação, pois somente o tubo que fica no leito da caçapa é descartável. O tubo utilizado é geralmente feito de silicone, poliuretano ou polivinil, pelas suas propriedades elásticas e resistência ao atrito. Os diâmetros da tubulação são geralmente medidos em polegadas, mas ao longo do texto será adotado o sistema métrico (1 polegada = 1" = 25,4mm). Para perfusão em adultos, geralmente utilizam-se tubos com diâmetro de 12,7mm na caçapa e 9,53mm na linha arterial, e para crianças, 9,53mm e 6,35mm respectivamente. Uma desvantagem dessa bomba é a pressão negativa elevada no orifício de entrada, aspirando o líquido a ser propelido. Ela não se enche passivamente, mas por sucção, podendo esvaziar o oxigenador, aspirando ar e gerando complicações de extrema gravidade.

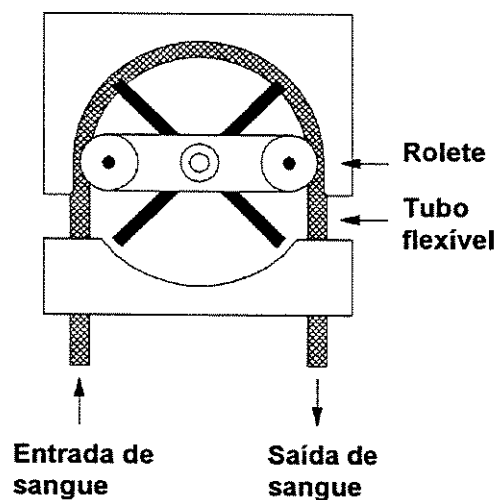


Figura 2.3 . Bomba de roletes.

O segmento do tubo elástico comprimido pelos roletes acomoda um volume que pode ser medido. Esse volume depende do comprimento e diâmetro interno do tubo e corresponde ao volume impulsionado a cada rotação da bomba. Em tubos de 12,7mm cabem aproximadamente 45ml de sangue, enquanto que nos de 9,53mm cabem aproximadamente 25ml. Desta forma, conhecendo-se a velocidade da bomba, pode-se estimar o fluxo impulsionado pela mesma (Souza & Elias, 1995). Este estimador é relativamente simples, sendo capaz de fornecer ao perfusionista um valor aproximado do volume de sangue perfundido no paciente. Ele representa uma solução viável e barata, mas pode apresentar erros em função das perdas de carga hidráulica do circuito extracorpóreo e da variação da resistência vascular periférica do paciente. Além disso, dependendo da velocidade, a pressão negativa na entrada da bomba tende a colabar as paredes do tubo, diminuindo seu volume interno. O capítulo 4, que trata dos testes realizados e dos resultados obtidos, mostra casos em que este estimador apresentou erros muito grandes em função da velocidade de rotação da bomba e da resistência hidráulica do circuito extracorpóreo, justificando a necessidade de um fluxômetro capaz de medir realmente o fluxo de sangue. Além disso, o uso de estimador baseado na velocidade de rotação da bomba exige constante atenção do perfusionista, pois no caso de bombeamento de ar, ele continua indicando um valor como se estivesse havendo um fluxo normal de sangue.

- Bomba Centrífuga

Um outro tipo de bomba utilizado é a bomba centrífuga, também denominada bomba cinética, pois a ação propulsora é desenvolvida pela transmissão de energia gerada pela rotação

de um elemento propulsor. Esta bomba foi introduzida nos anos setenta apresentando, em relação às bombas de roletes, uma hemólise significativamente menor. Foi considerada incapaz de produzir embolias aéreas, no caso de entrada accidental de ar no circuito, mas sob determinadas condições, esse tipo de bomba, à semelhança da bomba de roletes, também pode impulsionar ar. Apesar disso, para procedimentos de longa duração, a bomba centrífuga tem substituído com vantagens a bomba de roletes convencional (Souza & Elias, 1995).

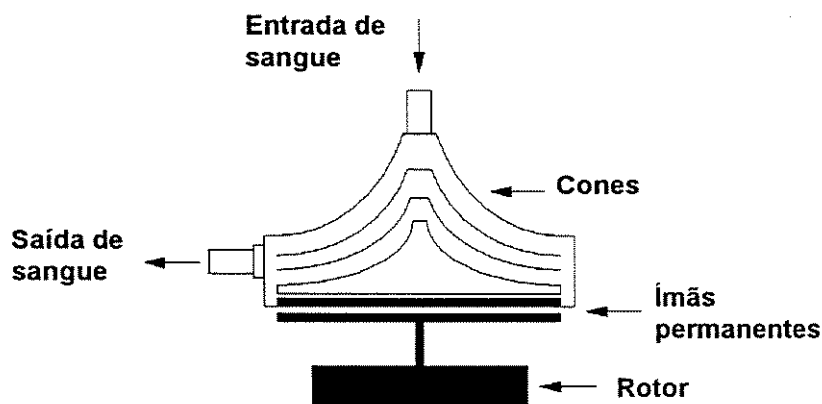


Figura 2.4. Bomba centrífuga.

Existem vários tipos diferentes de bombas centrífugas, sendo que a mais comum apresenta um conjunto de cones concêntricos, dos quais o mais externo contém um orifício central de entrada e um lateral de saída de sangue (figura 2.4). O cone mais interno tem um acoplamento magnético com um rotor externo, fazendo-o girar a elevadas rotações por minuto, podendo chegar a 3000 RPM. O giro do cone interno faz girar os demais, produzindo um efeito semelhante a um redemoinho. O sangue é impulsionado, portanto, por transmissão de energia cinética. Existem outros modelos em que o elemento central pode ser encontrado em forma de disco de paletas, usando o princípio de propulsão axial, ou em forma de fuso, combinando simultaneamente o princípio centrífugo e axial (Andrade et alli, 1996). Em relação à bomba de roletes, a centrífuga apresenta um custo operacional bem mais elevado, pois todo o conjunto de cones é descartável, sendo utilizado para apenas um paciente.

Neste tipo de bomba o fluxo depende diretamente da velocidade de rotação dos cones internos e da resistência vascular periférica do paciente, contra a qual a bomba impulsiona o sangue. Para este tipo de bomba, não é possível o uso de estimadores de fluxo como os encontrados nas bombas de roletes, sendo essencial o uso de um fluxômetro acoplado ao sistema. Existem bombas centrífugas comerciais que já vêm com um fluxômetro acoplado à mesma,

como por exemplo a bomba produzida pela empresa MEDTRONIC®, que contém um fluxômetro eletromagnético. Existem estudos que têm por objetivo o desenvolvimento de um estimador de fluxo para bombas centrífugas implantáveis. O cálculo do fluxo é feito baseado na potência consumida pela bomba, velocidade de rotação e a viscosidade do sangue, inferida em função do hematócrito e da temperatura corpórea (Wakisaka et alli, 1997). Para rotinas de CEC, seu uso não se justifica, pois apresenta alto grau de complexidade e custo aparentemente elevado para um sistema que é apenas um estimador.

2.2. Métodos de Medição de Fluxo

O fluxo de um líquido em um determinado sistema hidráulico é geralmente medido em função da taxa de variação volumétrica, que é a taxa com que uma quantidade de volume atravessa uma determinada área. No sistema internacional (SI), a unidade de fluxo volumétrico é m^3/s mas, em se tratando de circulação extracorpórea, a unidade adotada é l/min . Costuma-se utilizar também a unidade $\text{l}/(\text{min} \cdot \text{m}^2)$, que corresponde ao valor do fluxo dividido pela superfície corpórea do paciente. Alguns medidores, dependendo do princípio físico envolvido, medem o fluxo de massa (fluxo mássico), que é a quantidade de massa que atravessa uma determinada área por unidade de tempo, sendo sua unidade no SI, kg/s (Togawa, Tamura & Öberg, 1997). Para fluidos com densidade conhecida e constante, é possível relacionar o fluxo volumétrico com o fluxo de massa.

Existem vários métodos de medição de fluxo de líquidos, cada um utilizando um princípio físico diferente. A seleção do melhor medidor a ser utilizado leva em conta vários fatores, como a natureza do líquido utilizado (corrosivo, tóxico, estéril), faixa de trabalho e precisão desejada, temperatura e pressão de operação, diâmetro da tubulação, viscosidade e densidade. Em circulação extracorpórea, o sistema hidráulico para pacientes adultos utilizando bomba de roletes apresenta as seguintes características:

- faixa de trabalho: 0 a 5 l/min , podendo chegar a 6 l/min ;
- diâmetro da tubulação: 9,53mm;
- pressão máxima na saída da bomba de roletes: 200 mmHg;

O medidor deve ter a menor resistência hidráulica possível, reduzindo o trauma das hemácias (hemólise), além de não entrar em contato com o sangue, evitando o uso de partes

descartáveis ou esterilizáveis, reduzindo assim custos e riscos de contaminação. O medidor deve ainda ser de fácil acoplamento à tubulação do circuito extracorpóreo, sendo mais adequado fluxômetros que possam ser acoplados externamente à tubulação, sem interrupção da mesma. Além disso, caso haja contato entre alguma parte do fluxômetro e o sangue, esta não deve reagir quimicamente com nenhum de seus componentes.

A seguir são apresentados alguns dos medidores de fluxo mais comuns, baseados em diferentes princípios físicos. A maioria deles apresenta alguma limitação que desaconselha sua utilização em circulação extracorpórea, mas servem como base comparativa. Os mais aconselháveis são os ultra-sônicos, sendo que a opção foi feita pelo medidor ultra-sônico Doppler pulsátil (utilizando apenas um transdutor).

Medidor de pressão diferencial

Um dos mais antigos medidores de fluxo, consiste na medida de pressão diferencial entre um ponto antes e outro depois de uma obstrução na seção transversal da tubulação de onde se deseja medir o fluxo. Essa obstrução pode ser abrupta como a placa de orifício (figura 2.5) ou suave (figura 2.6) como o tubo de Venturi ou bocal de fluxo, existindo ainda vários outros formatos.

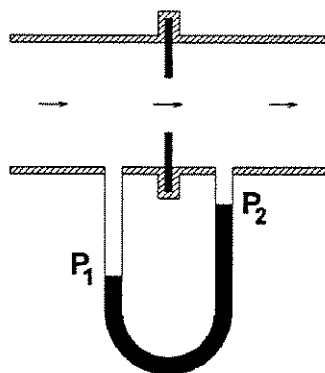


Figura 2.5. Medidor de fluxo por pressão diferencial com placa de orifício.

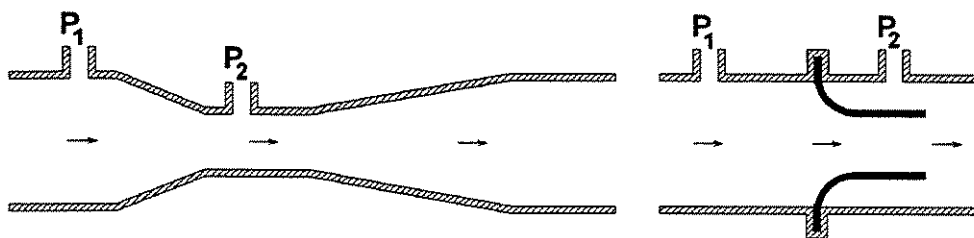


Figura 2.6. Dois tipos de medidores de fluxo por pressão diferencial: tubo de Venturi (esquerda) e bocal de fluxo (direita).

O princípio físico envolvido consiste na equação de conservação de energia de Bernoulli, onde a soma da energia estática (pressão), energia cinética (velocidade) e energia potencial (elevação) se conserva para um fluido passando por uma obstrução (Ginesi, 1991a). A mudança da área da seção transversal se traduz em uma variação da pressão e da velocidade de escoamento do fluido. A equação seguinte apresenta a relação de conservação de energia de Bernoulli.

$$\frac{p_1}{\gamma} + \frac{V_1^2}{2g} + z_1 = \frac{p_2}{\gamma} + \frac{V_2^2}{2g} + z_2 \quad (2.1),$$

onde: p_1 e p_2 são as pressões nos pontos 1 e 2;

γ é a viscosidade;

V_1 e V_2 são as velocidades de escoamento do fluido;

z_1 e z_2 são as alturas em relação a uma cota de referência.

Pode-se eliminadas as velocidades através da equação de continuidade do fluxo (Q):

$$Q = A_1 V_1 = A_2 V_2 \quad (2.2),$$

chegando a:

$$Q = \frac{C_v A_2}{\sqrt{1 - (A_2/A_1)^2}} \sqrt{2g \left(\frac{p_1 - p_2}{\gamma} + z_1 - z_2 \right)} \quad (2.3).$$

O termo C_v é dito coeficiente de velocidade e, em um sistema hidráulico ideal, vale 1. Como em sistema reais há perda de energia causada pelo atrito do fluido com as paredes entre os dois pontos de medida de pressão, este coeficiente adquire um valor menor que 1. A determinação do coeficiente de velocidade é feita para cada caso individualmente, através do número de Reynolds. Em sistemas que utilizam placas de orifício, além do coeficiente C_v , é utilizado também o coeficiente C_c (coeficiente de contração), que é um valor específico que depende da área do orifício e de seu formato (Dally, Riley & McConnell, 1993; Bevelich, 1996).

O circuito eletrônico necessário não é muito complexo, mas em função da hemodiluição a que o paciente é submetido, a viscosidade do sangue é alterada, gerando erros. Outro fator que desaconselha sua utilização em circulação extracorpórea é o contato que o sensor de pressão diferencial deve ter com o sangue, exigindo com que este seja biocompatível e descartável, ou que seja usado um conector com diafragmas fazendo a interface entre o sangue e os transdutores de pressão, aumentando seu custo, além do aumento da hemólise causada pela obstrução.

Medidor de área variável (rotâmetro)

Este medidor consiste em um tubo cônico com um flutuador dentro. Há uma área de passagem para o fluido entre a bóia e a parede interna do tubo, sendo que esta área aumenta com a subida da bóia (figura 2.7). O equilíbrio é atingido quando a diferença de pressão ao longo do flutuador e o empuxo compensam a força gravitacional (Ginesi, 1991b). O valor do fluxo é, então, obtido em função da altura da bóia, que pode ser medida visualmente ou eletronicamente (Ginesi, 1991b) através de vários métodos, como sensores ultra-sônicos, capacitivos, magnéticos, ópticos etc.

As maiores limitações do uso deste dispositivo em sistemas de CEC residem na obstrução causada pelo flutuador, aumentando a hemólise, e na necessidade de utilização de um dispositivo biocompatível e descartável.

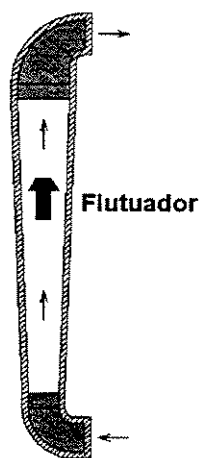


Figura 2.7. Medidor de área variável.

Medidor com espalhador de vórtices

Este tipo de medidor contém uma obstrução não-aerodinâmica posicionada perpendicularmente à direção do fluxo. Em velocidades baixas, as linhas de fluxo se dividem contornando o obstáculo. Em velocidades mais elevadas, as linhas de fluxo não conseguem mais contorná-lo, criando vórtices (redemoinhos) ou áreas bem localizadas de baixa pressão e instabilidade (figura 2.8). Isto cria um padrão de espalhamento dos vórtices, que são gerados alternadamente através dos lados desta obstrução. A frequência com que estes vórtices são criados é proporcional à velocidade do fluxo (Christensen, 1988; Doebelin, 1990). Esta frequência pode ser medida de várias formas, por meio de sensores ultra-sônicos (onde um sinal contínuo é modulado em amplitude) ou pela inserção de materiais piezoelétricos ou

piezoresistivos nas paredes da região de obstrução (medindo diferenças de pressão). A limitação deste sensor também reside na necessidade de utilização de materiais descartáveis (incluindo os sensores), além da hemólise causada pela obstrução e pelos vórtices gerados.

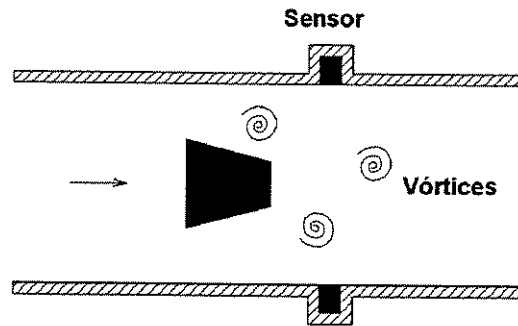


Figura 2.8. Medidor de vórtices.

Medidor de Coriolis

Segundo o princípio de Coriolis, uma força (força de Coriolis) é gerada em função do movimento relativo entre uma massa e um objeto posto em rotação. Este medidor consiste em um ou dois tubos curvados por onde passa o fluxo, sendo encontrados geralmente em forma de U ou espiras. A figura 2.9 apresenta um modelo em forma de U. Através de um sistema realimentado, um oscilador eletromagnético presente na parte superior do tubo, coloca-o em vibração em sua frequência de ressonância, criando uma velocidade angular “ ω ” (ilustrada na figura). Com a passagem do fluido a uma velocidade “ V ”, é criada a aceleração de Coriolis na direção e sentido do produto vetorial da velocidade angular pela velocidade do fluido. Um elemento de massa dM cria um elemento de força dF_C em sentido oposto ao da aceleração de Coriolis. Esta força age em sentidos opostos nos lados do tubo causando uma torção do mesmo, dada pela equação (Belevich, 1996):

$$\vec{F}_C = 2M(\vec{\omega} \times \vec{V}) \quad (2.4).$$

Como o oscilador cria uma velocidade angular (ω) que se alterna senoidalmente, esta torção no tubo também ocorre de forma senoidal, delimitando um ângulo máximo de torção θ , medido por meio de sensores de posição localizados nos tubos laterais. Através da medida da amplitude de variação do ângulo de torção θ , pode-se inferir o valor do fluxo de massa (Doebelin, 1990).

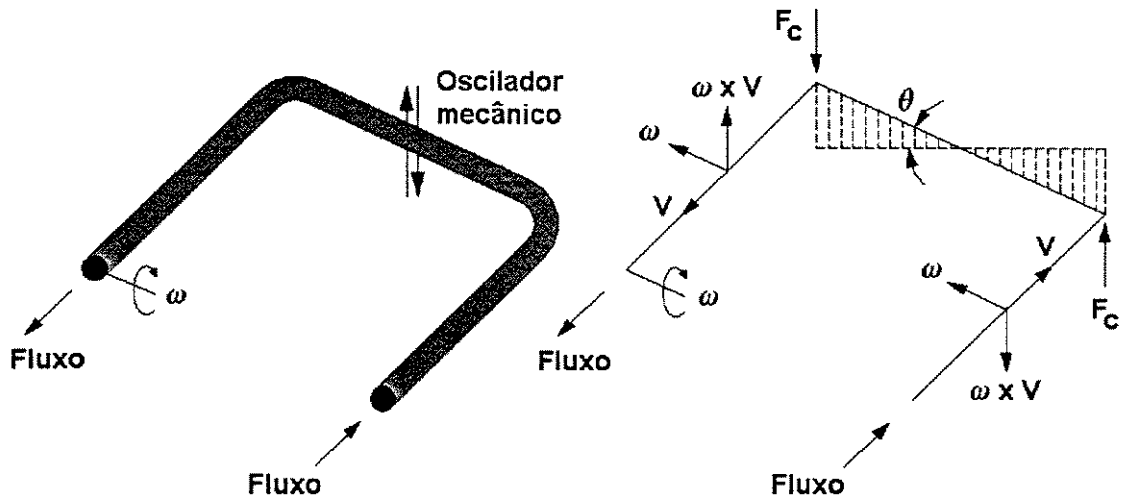


Figura 2.9. Medidor de Coriolis.

Conforme explicado, este é um medidor de fluxo de massa, que é a taxa com que uma quantidade de massa atravessa uma determinada área por unidade de tempo, sendo que para se determinar o fluxo volumétrico, é necessário o prévio conhecimento da densidade do fluido. Em função da hemodiluição a que o paciente é submetido, tanto a densidade quanto a viscosidade do sangue são modificadas, de forma que a medida do valor do fluxo volumétrico, obtido a partir do fluxo de massa, torna-se imprecisa, desaconselhando a utilização deste tipo de medidor, além da complexidade mecânica do mesmo.

Medidor Térmico

Medidores térmicos baseiam-se na variação da taxa de dissipação de calor fornecida por um elemento aquecedor causado pelo escoamento de um determinado fluido. A figura 2.10 mostra uma resistência elétrica acoplada a um tubo. Circulando-se uma corrente elétrica (i) por esta resistência (r), ocorre uma dissipação de potência por efeito Joule ($P = r \cdot i^2$), aquecendo o tubo e o fluido em seu interior. Dois sensores térmicos (T_1 e T_2) são utilizados, medido a temperatura antes e depois do aquecedor (figura 2.10). Com o movimento do fluido, o calor produzido pela resistência elétrica não se propaga de forma uniforme em ambos os sentidos, havendo uma diferença de temperatura entre os sensores. A relação entre a taxa de dissipação térmica (H) e a velocidade do fluido (u) é não-linear, e pode ser aproximada pela seguinte equação:

$$H = a + bu^{0,5} \quad (2.5);$$

onde a e b são constantes características de cada fluido (Togawa, Tamura & Öberg, 1997).

Existem três formas mais comuns de medição de fluxo com este dispositivo (Ginesi, 1996b):

- através do aquecimento, fornecendo uma potência constante à resistência e medindo a diferença de temperatura entre os dois pontos;
- através da medida da potência necessária para manter uma diferença de temperatura constante entre os dois sensores térmicos;
- através do aquecimento de forma senoidal, medindo a diferença de fase no sinal medido pelos dois sensores.

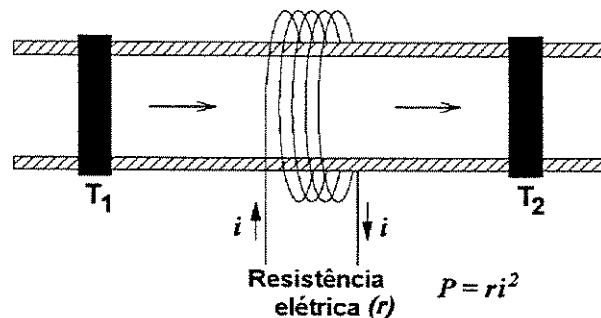


Figura 2.10. Medidor térmico.

Em função de sua alta sensibilidade, o termistor é um dos sensores térmicos mais utilizados. Entretanto, seus tempos de resposta são geralmente elevados, limitando seu uso para casos em que a variação do fluxo é lenta. Um sistema de medida feito com termistores muito pequenos e tempos de resposta bastante elevados consegue uma resposta em frequência que atinge um valor máximo de 5Hz. Caso estes termistores fossem utilizados externamente à tubulação, seus tempos de resposta seriam ainda mais elevados. Um outro tipo de sensor, com tempos de resposta menores, consiste em um filme ou fio metálico fino (“hot-film” ou “hot-wire”) geralmente feito de platina, prata ou ouro. Este elemento é depositado em uma fina placa ou bastão, geralmente de quartzo ou vidro e, em função do tamanho reduzido, sua resposta em frequência pode chegar a 10kHz (Cobbold, 1974; Togawa, Tamura & Öberg, 1997). A limitação deste tipo de medidor para utilização em linha de circulação extracorpórea reside na necessidade do sensor estar em contato direto com o sangue, exigindo um interrompimento na linha arterial para inserção de um conector descartável que contenha o filamento aquecedor e os sensores. Outra possibilidade seria o uso de um conector feito de material com alta condutividade térmica,

permitindo a utilização da resistência e dos sensores pelo seu lado externo, com a devida compensação da temperatura ambiente.

Medidor Laser Doppler

Também denominado de velocímetro ou anemômetro laser, este é um dos medidores de fluxo que utiliza tecnologia mais avançada. Seu princípio de funcionamento é muito semelhante ao do medidor ultra-sônico Doppler que será discutido mais adiante, e consiste no efeito Doppler que ocorre em feixes de laser que sofreram espalhamento por partículas em movimento. Estas partículas podem ser partículas microscópicas que são encontradas em suspensão mesmo em água filtrada.

Existem várias configurações diferentes, sendo que um diagrama básico de funcionamento pode ser visto na figura 2.11. Um feixe de laser passa por um divisor óptico de onde saem dois feixes: o incidente e o de referência. Ambos os feixes sofrem espalhamento causado pelas partículas em suspensão no fluido. O detetor óptico contém uma máscara que limita a passagem de luz, captando parte do feixe de referência que não sofreu desvio de direção e, portanto, não sofreu espalhamento; e parte do feixe incidente que sofreu espalhamento e foi desviado para a direção do feixe de referência, no sentido do detetor. A interação destes dois feixes no foto-detetor produz um sinal cuja frequência corresponde ao desvio Doppler gerado pelo movimento das partículas no fluido. Esta relação é representada pela seguinte equação:

$$f_D = \frac{f_{laser} V}{c_{luz}} \quad (2.6)$$

onde: f_D é o desvio Doppler;

f_{laser} é a frequência do laser;

V é a velocidade das partículas no fluido;

c_{luz} é a velocidade da luz ($2,98 \cdot 10^8$ m/s).

A interseção dos dois feixes delimita um volume onde ocorre a demodulação (heterodinização) do feixe que sofreu espalhamento pelo feixe de referência. O desvio Doppler resultante desta interação é então captado pelo foto-detetor (Durrani & Greated, 1977).

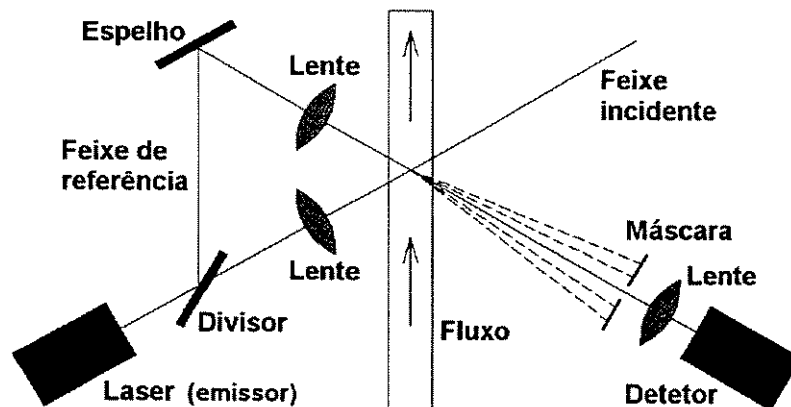


Figura 2.11. Velocímetro Laser.

Este método é capaz de medir velocidades de escoamento de um determinado fluido sem contato direto, desde que a região de medida seja transparente ao laser. Ele é capaz de medir velocidades de volumes com 0,2mm de diâmetro e com uma resposta em frequência da ordem de megahertz. Em aplicações industriais pode-se utilizar laser com potências mais elevadas, utilizando um foto-detetor não muito sensível. Já para aplicações na área biológica, limites máximos de potência devem ser obedecidos, exigindo o uso de foto-multiplicadores, que são capazes de detectar potências da ordem de 10^{-19} W, mas que têm um custo muito mais alto que os foto-detetores comuns (Togawa, Tamura & Öberg, 1997).

O espectômetro óptico é o instrumento capaz de medir as componentes de frequência de um sinal óptico, sendo que os mais avançados existentes atualmente apresentam resoluções da ordem de 5MHz, sendo portanto, indicados para fluidos com altas velocidade de escoamento (Dally, Riley & McConnell, 1993). Em rotinas de circulação extracorpórea, para tubos de 9,53mm diâmetro e fluxo máximo de 6 l/min, atinge-se a velocidade de 140cm/s ou 1,40m/s. Utilizando-se laser de hélio-neônio ($\lambda = 632,8\text{nm}$ e $f = 47 \cdot 10^{15}$ Hz), o desvio Doppler máximo seria 221MHz. Desta forma obter-se-ia, por exemplo, erros de pelo menos 2,3% para fluxo igual a 6 l/min, 4,5% para 3 l/min, com erros ainda mais elevados para fluxos mais baixos. Além disso, a alta complexidade e o custo elevado deste tipo de medidor desaconselham sua utilização para sistemas de CEC.

Medidor Eletromagnético

Medidores eletromagnéticos são baseados na lei de indução de Faraday. Um campo magnético é aplicado à tubulação de forma perpendicular à direção do fluxo. Com a passagem de

um fluido condutivo (solução salina ou sangue), uma força eletromotriz (fem) é gerada, sendo medida por eletrodos posicionados nas paredes do tubo, perpendicularmente à direção do campo magnético aplicado (figura 2.12).

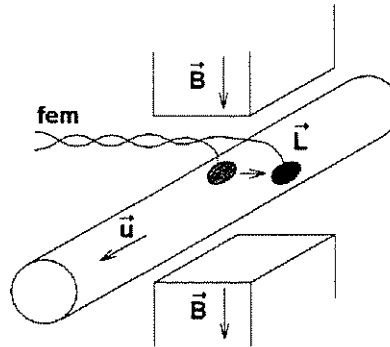


Figura 2.12. Medidor eletromagnético.

A força eletromotriz (fem) relaciona-se com a velocidade de escoamento do fluido (u) da seguinte forma (Webster, 1988):

$$fem = \int \vec{u} \times \vec{B} \cdot d\vec{L} \quad (2.6)$$

onde: fem é a força eletromotriz (V);

$\vec{B}$ é a densidade de fluxo magnético (T ou Wb/m²);

$\vec{L}$ é a distância entre os eletrodos (m);

$\vec{u}$ é a velocidade de escoamento do fluido (m/s).

Fazendo com que as três componentes (u , B e L) sejam ortogonais, e para um campo magnético (B) uniforme e um perfil de velocidades também uniforme (u), a equação anterior reduz-se para a seguinte forma:

$$fem = BLu \quad (2.7)$$

Como a área da seção transversal (A) é conhecida, sabendo-se a velocidade de escoamento do fluido (u), o valor do fluxo pode ser inferido diretamente ($Q = u \cdot A$).

Para perfis de escoamento não-uniformes e simétricos em relação à direção do fluxo, como o perfil parabólico, a velocidade medida corresponde à velocidade média do fluido. Já para perfis assimétricos, esta relação não mais procede (Strangas & Scott, 1988). Outra fonte de erros é a existência de regiões de alta velocidade gerando tensões maiores que nas regiões de baixa velocidade, resultando em circulação de corrente elétrica ao longo do plano transversal e consequentemente reduções na tensão medida (Shercliff, 1962). Medidores que utilizam campo

magnético constante (DC) apresentam problemas relacionados à polarização dos eletrodos que se superpõe à tensão gerada, causando erros nas medidas. Uma das soluções encontradas para contornar este problema é a utilização de campo magnético variável (AC), geralmente em torno de 400Hz. Apesar da aparente simplicidade, o circuito eletrônico exige certo grau de complexidade, elevando seu custo, podendo chegar a milhares de dólares norte-americanos.

Em função da hemodiluição a que o paciente é submetido, pode haver uma grande variação do hematócrito, indo de níveis normais (aproximadamente 45%), podendo atingir 20%, causando variações na condutividade do sangue. Esta variação chega a acarretar erros significativos quando se trata da medição de fluxo de sangue em vasos sangüíneos, quando não são compensadas as diferenças de condutividade entre o sangue e as paredes do vaso (Cobbold, 1974). Para medição de fluxo em vasos sangüíneos, este método apresenta a vantagem de não causar interrupção no mesmo, pois os eletrodos utilizados para a medida da fem são posicionados externamente ao vaso. Para aplicação em circulação extracorpórea, os eletrodos não podem ser acoplados externamente à tubulação de sangue, que na maioria dos casos é feita de PVC flexível e transparente, exigindo o uso de um conector com os eletrodos alojados internamente.

2.3. O Ultra-Som

Como anteriormente mencionado, o objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento de um medidor de fluxo sangüíneo para ser utilizado em linha arterial de sistemas de circulação extracorpórea. Na seção 2.2 foram apresentados vários tipos de medidores de fluxo baseados em diferentes princípios físicos, no entanto, cada um deles apresenta características que desaconselham sua utilização em sistemas de CEC. Seguindo a linha de pesquisa do grupo de ultra-som do Departamento de Engenharia Biomédica (DEB/FEEC/UNICAMP), a opção foi feita pelo desenvolvimento de um medidor de fluxo ultra-sônico baseado na configuração Doppler pulsátil.

Nas seções seguintes é feita uma introdução à teoria ultra-sônica, seguida da apresentação das várias configurações de fluxômetros ultra-sônicos.

2.3.1. Fundamentação teórica

Ultra-som pode ser definido como ondas acústicas imperceptíveis ao ouvido humano, ou seja, aquelas cujas frequências são superiores a 20kHz. São vibrações mecânicas que se propagam em um determinado meio material (ar, água, sangue, tecido biológico, materiais sólidos etc.), sendo que cada material apresenta propriedades acústicas características como impedância, velocidade de propagação e atenuação, por exemplo. O ultra-som está cada vez mais presente na instrumentação médica diagnóstica pois, além de permitir a medição de parâmetros estáticos e dinâmicos (anatomia e fisiologia), é praticamente inócuo à saúde do paciente.

De forma semelhante aos efeitos que ocorrem com radiações eletromagnéticas, as ondas sonoras sofrem reflexão, refração e absorção causadas pelo meio onde se propagam. A velocidade de propagação de uma onda sonora em um determinado meio é função de seu comprimento de onda, dado por:

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.9),$$

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

λ é o comprimento de onda (m);

f é a frequência sonora (Hz).

Outro importante parâmetro que caracteriza um determinado material é sua impedância acústica, definida por:

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.10),$$

onde: Z é a impedância acústica (kg·m/l·s ou 10^{-3} ·kg/m²·s);

ρ é a densidade do material (g/ml);

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

Estes dois parâmetros (velocidade de propagação e impedância acústica) são muito importantes no estudo do comportamento de uma onda sonora na interface entre dois meios, compostos por materiais distintos. A figura 2.13 ilustra uma onda, que se propaga no meio 1, atingindo o meio 2, resultando numa parcela refletida e outra transmitida, ambas sofrendo desvio de direção (Wells, 1977; Bronzino, 1986; Christensen, 1988;).

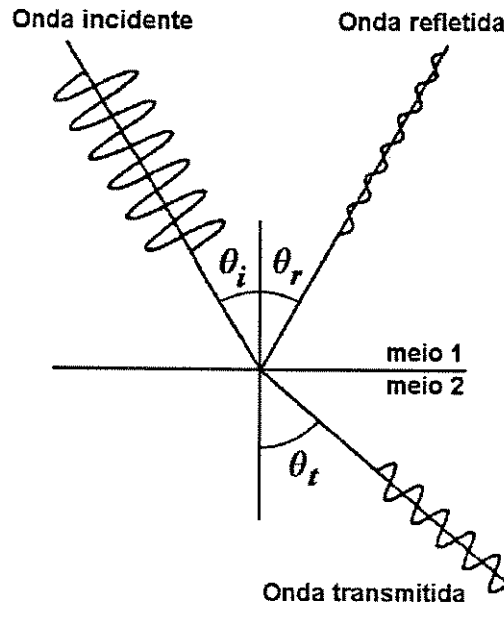


Figura 2.13. Comportamento de uma onda acústica na interface entre dois meios distintos.

Pode ser observado que para uma interface plana, o ângulo de reflexão é igual ao de incidência: $\theta_i = \theta_r$. Já o ângulo de transmissão relaciona-se com o de incidência em função das velocidades de propagação dos meios 1 e 2 (c_1 e c_2) pela seguinte fórmula:

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.11).$$

A parcela da pressão onda incidente (p_i) que é refletida (p_r) é dada pelo coeficiente R , segundo a seguinte relação:

$$R = \frac{p_i}{p_r} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (2.12),$$

ou para incidência normal em relação à interface ($\theta_i = \theta_r = \theta_t = 0$):

$$R = \frac{p_i}{p_r} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.13).$$

A atenuação é outro parâmetro importante, pois trata do decaimento exponencial da amplitude de uma onda acústica que se propaga por um material. O coeficiente de atenuação é dado por:

$$\alpha = af^b \quad (2.14),$$

onde: α é o coeficiente de atenuação (dB/cm);

f é a frequência (MHz);

a é o coeficiente de atenuação para 1MHz (ver tabela 2.1);

b é o parâmetro correspondente à dependência de atenuação com a frequência.

A tabela a seguir (2.1) apresenta as propriedades acústicas de alguns materiais. Pode ser observado que a velocidade e a impedância da água e do sangue são bem próximos uns dos outros.

Tabela 2.1. Características ultra-sônicas de alguns materiais. (Modificado de Brozino, 1986).

Material	Velocidade c (m/s)	Densidade ρ (g/ml)	Impedância Z (kg/m ² ·s)	Coeficiente a para 1MHz (dB/cm)	f^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	-	-

Fluxômetros ultra-sônicos podem funcionar basicamente segundo dois princípios físicos distintos: tempo de propagação e efeito Doppler. De acordo com o primeiro princípio, a velocidade de propagação efetiva de uma onda acústica em um meio em movimento é igual à soma vetorial da velocidade do som no meio com a velocidade de deslocamento do próprio meio. Já segundo o princípio denominado efeito Doppler, uma variação de frequência ocorre quando uma onda acústica é refletida por uma partícula em movimento. Ambos os métodos são bastante eficazes para medida de fluxo sanguíneo, cada um com suas vantagens e desvantagens, sendo que, em geral, os fluxômetros Doppler apresentam custo menor que os que utilizam o tempo de propagação (Lange, 1994). A opção foi feita pelo método Doppler, sendo utilizado um único transdutor ultra-sônico no modo pulsátil.

Apesar de chamado de fluxômetro, o sistema ultra-sônico desenvolvido não mede o fluxo de forma direta, mas sim a velocidade de escoamento do sangue. A medida de fluxo é feita de forma indireta, já que a área da seção reta é constante e conhecida. O fluxo (Q), expresso em termos de taxa de variação volumétrica, é dado pela seguinte relação:

$$Q = \int_A V dA \quad (2.15)$$

ou, em valores médios, $\bar{Q} = \bar{V}A \quad (2.16),$

onde: V é a velocidade do fluido em determinado ponto;

A é a área da seção reta do tubo.

Os métodos ultra-sônicos para medição de fluxo sanguíneo são explicados a seguir.

2.3.2. Sistema ultra-sônico baseado no tempo de propagação

A configuração básica deste tipo de fluxômetro é ilustrada na figura 2.14. São utilizados dois transdutores (T_A e T_B) colocados em lados opostos do tubo. Durante um breve instante de tempo, o transdutor T_A emite pulsos que são captados por T_B , e no instante seguinte os pulsos são emitidos de T_B para T_A . A velocidade de escoamento do fluido, representada por " V ", ocorre do lado esquerdo da figura para o lado direito. A velocidade de propagação de cada pulso ultra-sônico visto pelos transdutores é uma composição vetorial da velocidade de propagação do som no fluido com a velocidade de escoamento do próprio fluido. Se não houver movimento do fluido, o tempo de propagação dos pulsos de T_A para T_B (T_{AB}) será o mesmo que de T_B para T_A (T_{BA}). Com o movimento do fluido, o tempo de propagação da onda sonora de T_A para T_B torna-se menor do que se não houvesse fluxo, enquanto que de T_B para T_A , o tempo torna-se maior. A velocidade de escoamento é medida através da diferença entre os tempos de propagação (Δt), segundo a equação 2.17 (Christensen, 1988). A dedução desta equação encontra-se no apêndice A.1.

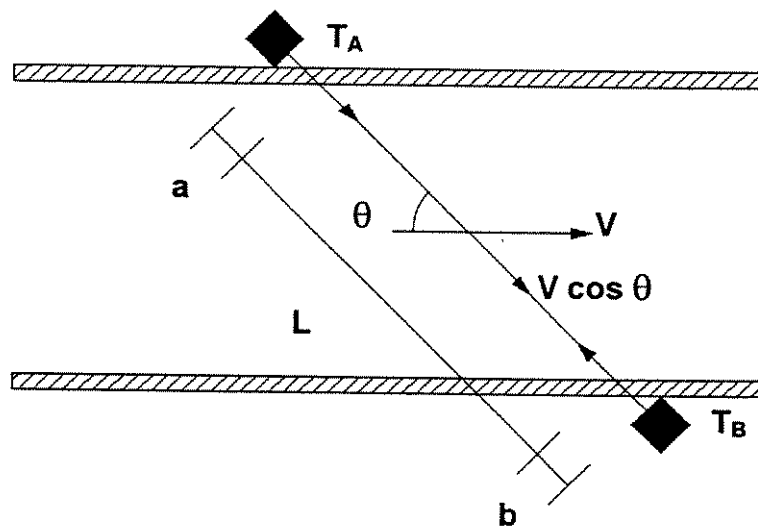


Figura 2.14. Sistema baseado no tempo de propagação de ondas acústicas.

$$\Delta t = \frac{2LV \cos \theta}{c^2} \quad (2.17),$$

onde: **L** é a distância percorrida pelas ondas sonoras dentro do sangue;

a e **b** são as distâncias percorridas pelas ondas sonoras fora do sangue (através das paredes da tubulação e entre os transdutores e a tubulação);

c corresponde à velocidade do som no sangue, aproximadamente 1540m/s.

Através da equação 2.17 pode-se observar a relação de proporcionalidade entre o Δt medido e a velocidade (V). Os tempos necessários para que as ondas sonoras atravessem as distâncias **a** e **b** são iguais para ambos os sentidos de propagação, cancelando-se ao se medir o Δt . A velocidade de escoamento de um fluido é a composição de uma componente longitudinal e uma transversal. No entanto, em sistemas de circulação extracorpórea, como o fluxo ocorre em apenas um sentido e as paredes da tubulação não sofrem deformação com a passagem do fluido, a velocidade transversal pode ser desconsiderada. A componente transversal da velocidade pode tornar-se significativa quando se trata de fluxo em vasos sanguíneos, que sofrem deformações com a pulsatilidade do fluxo, ou quando há turbilhonamento causado por obstruções. Existem outras configurações deste tipo de fluxômetro: com o posicionamento dos dois transdutores do mesmo lado do tubo e um refletor do lado oposto, ou a configuração em X, onde são utilizados quatro transdutores (dois de cada lado), fazendo transmissões cruzadas.

2.3.3. Sistema ultra-sônico baseado no efeito Doppler

2.3.3.1. O efeito Doppler

O efeito Doppler pode ser definido como o desvio em frequência que ocorre com um sinal sonoro ou eletromagnético quando há movimento relativo entre a fonte emissora e o receptor, tendo recebido esta denominação em homenagem a Christian Doppler (1803-1853), um físico matemático austríaco que foi o primeiro a estudar este efeito.

Conforme já mencionado, na interface entre dois materiais com impedâncias acústicas diferentes, parte da potência ultra-sônica emitida é refletida, e parte transmitida ao meio seguinte. Se a interface for estacionária, o feixe refletido retorna ao transdutor com a mesma frequência do sinal emitido. No caso de estruturas móveis (por exemplo, as hemácias na tubulação de CEC), o

sinal que retorna ao transdutor sofre dois desvios em frequência: primeiramente 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 comprimento de onda (Gamba, 1989). O desvio Doppler, do ponto de vista do transdutor, é a diferença entre as frequências por ele emitida e recebida, e conforme mostrado mais adiante, é proporcional à velocidade relativa entre a fonte e o observador.

A figura 2.15 exemplifica este efeito aplicado à medição de velocidades de uma partícula em movimento. São mostrados três pares de transdutores ultra-sônicos (a, b e c), cada um com um transmissor (Tx) e um receptor (Rx). Todos os transmissores emitem ondas acústicas de mesmo comprimento de onda (λ_T) e, portanto, mesma frequência. Estas ondas são refletidas pela partícula, sendo captadas pelo receptor. No caso “a”, o objeto refletor encontra-se parado, percebendo um sinal com o mesmo comprimento de onda do transmitido, e refletindo-o de volta também com o mesmo comprimento de onda. Dessa forma a onda recebida por Rx apresenta o mesmo comprimento de onda da transmitida por Tx ($\lambda_a = \lambda_T$) e, conseqüentemente, a mesma frequência. No caso “b”, o objeto refletor move-se em direção aos transdutores, recebendo as frentes de onda com maior velocidade, ou seja, percebendo um sinal com comprimento de onda menor (frequência maior) que o transmitido por Tx. Ao refletir este sinal, que já apresenta uma frequência maior que a original, ocorre um segundo efeito Doppler, pois o movimento da partícula faz com que o transdutor receptor (Rx) receba as frentes de onda com um velocidade ainda maior, resultando num comprimento de onda ainda menor ($\lambda_b < \lambda_T$). Portanto a frequência recebida por Rx é maior que a transmitida por Tx. Já no caso “c” ocorre o inverso do caso “b”. O movimento da partícula afastando-se dos transdutores faz com que ela perceba frentes de onda com menores velocidades, resultando num comprimento de onda maior (frequência menor). Ao refletir este sinal, em função do movimento relativo entre a partícula e os transdutores, o sinal percebido por Rx apresenta um comprimento ainda maior ($\lambda_c > \lambda_T$), resultando numa frequência ainda menor que a emitida originalmente por Tx.

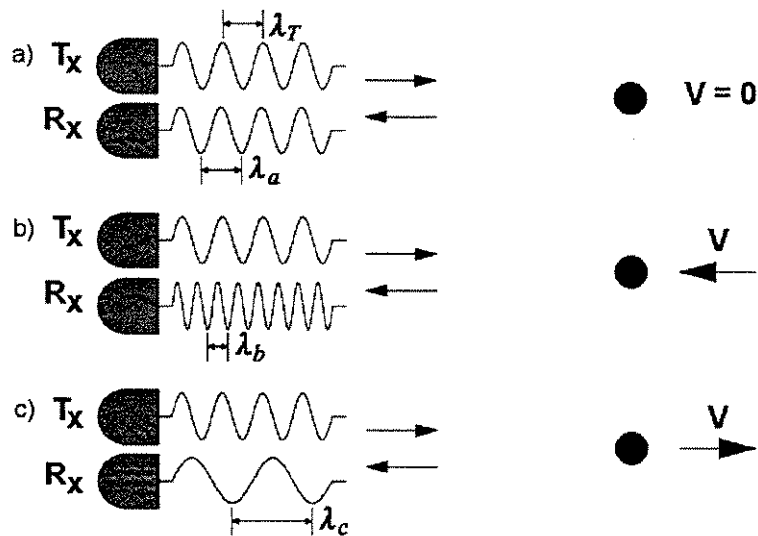


Figura 2. 15. O efeito Doppler: a) o objeto refletor está parado;
b) movendo-se para esquerda; c) movendo-se para direita.

Em um feixe ultra-sônico que se propaga no sangue (ou em qualquer tecido mole), grande parte da energia é absorvida, sendo que apenas uma pequena parcela é refletida. Este fenômeno, denominado atenuação, está relacionado à frequência utilizada, e tem um comportamento inversamente proporcional com a profundidade. Para medição de fluxo, em geral são utilizadas frequências que se encontram na faixa de 1MHz a 10MHz, sendo que neste projeto foi utilizado 2MHz. Deste modo, tem-se uma atenuação de 0,008dB/cm para água e 0,24dB/cm para o sangue (tabela 2.1). O sangue é composto de uma fase líquida, o plasma, e três estruturas básicas: hemácias, leucócitos e plaquetas. As hemácias são estruturas muito pequenas, cujo formato corresponde a um disco achatado, com dimensões médias de $2 \times 8\mu\text{m}$, além de ser encontradas em grandes quantidades no sangue ($5 \cdot 10^6$ unidades/cm³ para um hematócrito de 40%). Deste modo, utilizando-se frequências de 2MHz e considerando-se a velocidade de propagação do som no sangue como sendo 1540m/s, chega-se a um valor do comprimento de onda de $770\mu\text{m}$, ou seja, muito maior que as dimensões das hemácias (100 vezes), tornando-as alvos pontuais e ocasionando reflexões em várias direções, em um fenômeno denominado espalhamento.

Existem várias configurações possíveis baseadas no efeito Doppler, mas todas elas seguem princípios físicos semelhantes. Em geral, os sistemas ultra-sônicos baseados no efeito Doppler podem ser enquadrados no seguinte diagrama de blocos (figura 2.16):

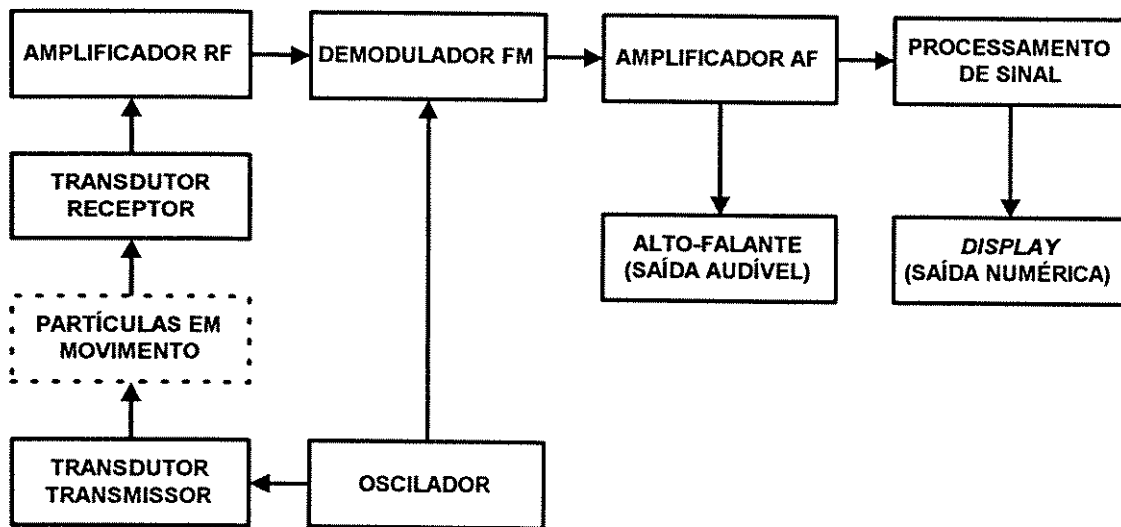


Figura 2.16. Diagrama de blocos de um sistema ultra-sônico Doppler genérico.

Como pode ser visto na figura 2.16, este diagrama contém um transdutor transmissor que é o responsável pela emissão de ondas ultra-sônicas, e que são refletidas pelas partículas em movimento. Estas ondas refletidas, que com o movimento das partículas sofreram o efeito Doppler, são então captadas pelo transdutor receptor. Pode-se dizer, portanto, que o sinal refletido consiste no sinal transmitido (portadora), modulado em frequência pela velocidade das partículas (modulante). Um circuito demodulador FM realiza a multiplicação (batimento em frequência) do sinal captado pelo receptor, utilizando como portadora o sinal vindo do oscilador. Esse sinal demodulado corresponde então à soma e à diferença em frequência dos dois sinais originais. Essa diferença de frequências, denominada desvio Doppler, geralmente é um sinal audível (20 a 20kHz), podendo ser ouvido em um alto-falante.

Matematicamente, este batimento em frequência pode ser exemplificado da seguinte forma: suponha dois sinais, o transmitido, denominado Tx, de frequência f_T , amplitude A e ângulo de fase θ , descrito por: $T_x = A \cos(2\pi f_T + \theta)$; e o sinal recebido, denominado Rx, de frequência f_R , amplitude B, e fase ϕ , descrito por: $R_x = B \cos(2\pi f_R + \phi)$. Os ângulos de fase (θ e ϕ) podem ser omitidos sem perda de generalidade, sendo que a multiplicação entre os dois sinais resulta em:

$$T_x \cdot R_x = [A \cos(2\pi f_T)] \cdot [B \cos(2\pi f_R)] = \frac{1}{2} AB \{ \cos[2\pi(f_T - f_R)] + \cos[2\pi(f_T + f_R)] \} \quad (2.18).$$

Substituindo o módulo $f_T - f_R$ por f_D (desvio Doppler), tem-se:

$$T_x \cdot R_x = \frac{1}{2} AB \{ \cos(2\pi f_D) + \cos[2\pi(f_T + f_R)] \} \quad (2.19).$$

Como pode ser observado, a multiplicação dos sinais Tx e Rx resulta em outro com duas componentes de frequência: $f_T - f_R$, denominada desvio Doppler (f_D), e $f_T + f_R$. O bloco de processamento de sinal converte a informação contida no desvio Doppler em um valor correspondente à velocidade das partículas em movimento. No caso de circulação extracorpórea, onde a tubulação apresenta uma seção reta fixa e conhecida, o valor do fluxo é obtido a partir da velocidade. Este processamento ao qual o desvio Doppler é submetido pode ser feito de forma analógica, através de um detetor de cruzamentos por zero, que "conta" o número de ciclos do sinal, medindo sua frequência média. Outra forma é o processamento de forma digital, realizando a transformada de Fourier (FFT) e obtendo as várias componentes do espectro de frequência do sinal. No capítulo 5 é feita uma comparação entre os dois métodos.

O sangue não apresenta uma velocidade única, mas sim um perfil de velocidades ao longo de toda a seção do tubo. Consequentemente o desvio Doppler também apresenta um espectro contínuo de frequências. O processamento do sinal pode ser feito medindo-se a frequência média, obtendo-se então a velocidade média instantânea ou, através da discretização espacial, medindo-se velocidades a diferentes profundidades, em sistemas pulsáteis. Como será mostrado mais adiante (equações 2.22 e 2.23), o desvio Doppler relaciona-se com a velocidade de escoamento do fluido (sangue) de forma linear, ou seja, o desvio Doppler é diretamente proporcional à velocidade (Christensen, 1988; Webster, 1992). Considerações sobre casos em que esta afirmação não mais procede são discutidas no capítulo 5.

Dentre os fluxômetros de efeito Doppler existem ainda duas subdivisões, os de onda contínua e os pulsáteis. Nos primeiros, há a emissão contínua de ondas ultra-sônicas por parte do transdutor transmissor. O sinal que retorna ao transdutor é, portanto, fruto de reflexões geradas à diferentes profundidades, sendo tratado como um sinal único. Já os pulsáteis funcionam emitindo "bursts", que nada mais são que conjuntos fixos de pulsos ultra-sônicos emitidos com uma certa periodicidade. Desta forma, como se sabe o início exato da transmissão, é possível isolar partes do sinal que retorna ao transdutor provenientes de diferentes profundidades e tratá-las de forma diferenciada. Além disso, como a transmissão ocorre durante um breve período de tempo, a potência acústica que incide no sangue é baixa. Para exemplificar, no fluxômetro desenvolvido, o "burst" consiste em 10 pulsos de 2MHz (total de 5 μ s), repetindo-se a uma taxa de 15,625kHz (64 μ s). Desta forma, a potência emitida é 13 vezes menor do que se se trabalhasse com onda contínua.

Para sistemas pulsáteis, é importante lembrar que, segundo o teorema da amostragem de Shannon (Ogata, 1970) ou Nyquist (Oppenheim, Willsky & Young, 1983), a frequência de amostragem deve ser maior que duas vezes a máxima frequência do sinal amostrado. Desta forma, a frequência de amostragem deve ser pelo menos 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”. Como pode ser constatado nos capítulos 3 e 4, no fluxômetro desenvolvido o máximo desvio Doppler chega a 3kHz, portanto bem menor que 7,8kHz, que é metade da taxa de amostragem (15,625kHz).

Outra variação que ainda existe nos fluxômetros de efeito Doppler refere-se ao número de transdutores utilizados. Podem ser em número de dois, sendo um para transmissão e outro para recepção, podendo ser de onda contínua ou pulsátil. A outra configuração utiliza apenas um transdutor, atuando ora como transmissor, ora como receptor. Esta última, funciona apenas no modo pulsátil, estando o circuito de transmissão eletricamente conectado ao de recepção, e foi a opção feita para o projeto. A seguir são apresentadas as configurações mais comuns.

2.3.3.2. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados em lados opostos do tubo

Neste caso 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. Se não houvesse movimento do sangue, a frequência recebida seria a mesma da emitida, ou seja, o desvio Doppler, que é a diferença entre estas frequências, seria zero. Como há movimento, a frequência recebida é um pouco diferente da emitida, maior ou menor dependendo do sentido do fluxo e posicionamento dos transdutores.

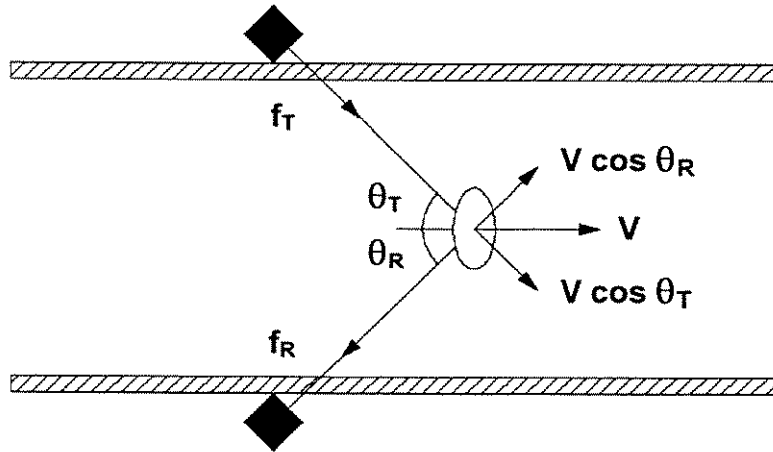


Figura 2.17. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo.

Para o sistema da figura 2.17, chega-se à seguinte equação que relaciona a frequência recebida com a transmitida em função da velocidade (V):

$$f_R = f_T \left[\frac{1 - (V \cos \theta_R / c)}{1 + (V \cos \theta_T / c)} \right] \quad (2.20),$$

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

V é a velocidade de escoamento do fluido;

c é a velocidade de propagação do som meio (1540m/s para o sangue).

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

$$f_D = -f_T \left[\frac{(V \cos \theta_R) + (V \cos \theta_T)}{c + V \cos \theta_T} \right] \quad (2.21).$$

Considerando $V \ll c$ e fazendo os ângulos de incidência iguais ($\theta_T = \theta_R = \theta$), a equação 2.21 pode ser simplificada para a seguinte forma:

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (2.22).$$

O sinal negativo (-) presente na equação 2.21 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 2.22 apresenta o sinal ($\pm$). Pode ser visto que o desvio Doppler é diretamente proporcional à velocidade do sangue e, conseqüentemente, ao fluxo volumétrico, segundo equação 2.22. O desenvolvimento das equações anteriores encontra-se no apêndice A.2.

2.3.3.3. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados no mesmo lado do tubo

Esta configuração (figura 2.18) é bastante semelhante com a descrita anteriormente (seção 2.3.3.2). A única diferença é que o transdutor ultra-sônico de recepção encontra-se no mesmo lado do de transmissão. Com os transdutores posicionados muito próximos um do outro, pode-se considerar os ângulos de transmissão e recepção iguais ($\theta_T = \theta_R = \theta$).

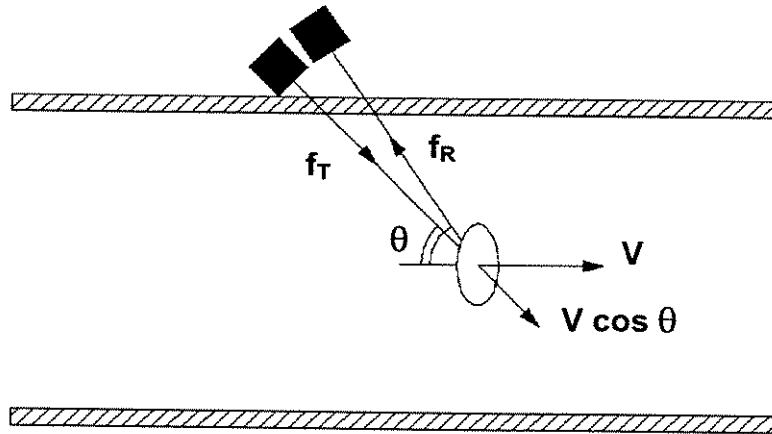


Figura 2.18. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo.

Os cálculos, realizados de forma semelhante e apresentados no apêndice A.3, fornecem a seguinte relação:

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (2.23).$$

Esta configuração permite a utilização de dois transdutores em encapsulamento único. Considerações a respeito da proporcionalidade do desvio Doppler com a velocidade são as mesmas da configuração anterior.

2.3.3.4. Sistema ultra-sônico Doppler pulsátil com um único transdutor ultra-sônico

Esta configuração utiliza apenas um transdutor atuando tanto como transmissor quanto como receptor. Nos casos anteriores de sistemas Doppler de ondas contínuas, o sinal refletido e recebido pelo transdutor era uma composição das várias reflexões ocorridas ao longo da seção transversal do tubo. Como os vários ecos são frutos de reflexões à profundidades distintas, eles

não chegam ao transdutor simultaneamente. Desta forma, calculando-se o tempo de propagação gasto para reflexões a diferentes profundidades, pode-se habilitar o circuito de recepção em apenas determinados instantes, fazendo a distinção das várias reflexões. Esta resolução espacial é impossível no caso de fluxômetros Doppler de ondas contínuas. Apesar das configurações anteriores terem sido apresentadas para ondas contínuas, elas também podem ser utilizadas no modo pulsátil. A configuração Doppler pulsátil é bastante semelhante às configurações Doppler que utilizam dois transdutores (seções 2.3.3.2 e 2.3.3.3), de forma que as equações que relacionam a frequência transmitida com a recebida são as mesmas.

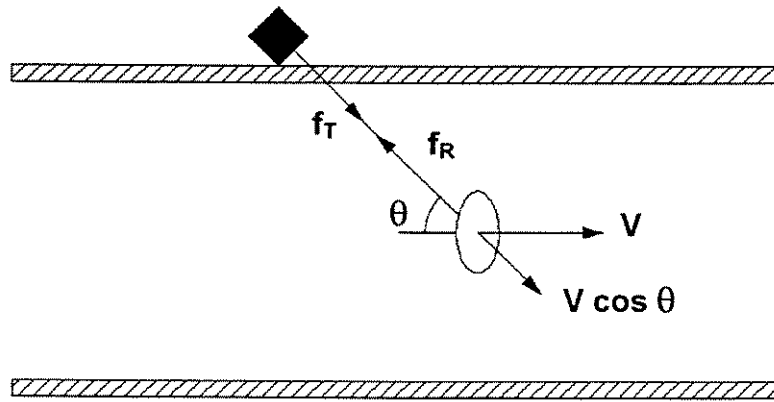


Figura 2.19. Sistema Doppler pulsátil com apenas um transdutor.

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (2.23 - \text{repetida}).$$

Esta configuração foi a opção feita para o projeto. Sua grande vantagem em relação às anteriores é a utilização de um único transdutor, reduzindo o custo do equipamento. A dificuldade imposta é o fato do circuito de transmissão estar eletricamente conectado ao de recepção. Como o eco recebido apresenta amplitudes muito menores que o sinal transmitido, este último interfere no circuito de recepção, levando o amplificador facilmente à saturação. São necessários o uso de um limitador (grampeador) de tensão e de um amplificador com controle automático de ganho (AGC), capaz de dar ganhos diferenciados a sinais de diferentes amplitudes.

O capítulo seguinte apresenta todo o circuito eletrônico desenvolvido, mostrando em detalhes todas suas sub-partes e explicando seu funcionamento.

Capítulo 3 - Material e Métodos

O instrumento para medição de fluxo sanguíneo em linha arterial (tamanho adulto) de circulação extracorpórea foi desenvolvido utilizando-se o método de ultra-som na configuração Doppler pulsátil.

Este fluxômetro conta com um transdutor ultra-sônico, responsável pela emissão e recepção de ondas acústicas e com um módulo eletrônico onde são gerados os sinais utilizados na emissão e tratados os sinais recebidos pelo transdutor. Foi utilizado um transdutor ultra-sônico de 2MHz de frequência nominal, produzido pela empresa KB-Aerotech. Todas as etapas de desenvolvimento e testes foram realizadas no laboratório de ultra-som do Centro de Engenharia Biomédica (CEB/UNICAMP). A figura 3.1 ilustra o transdutor utilizado.

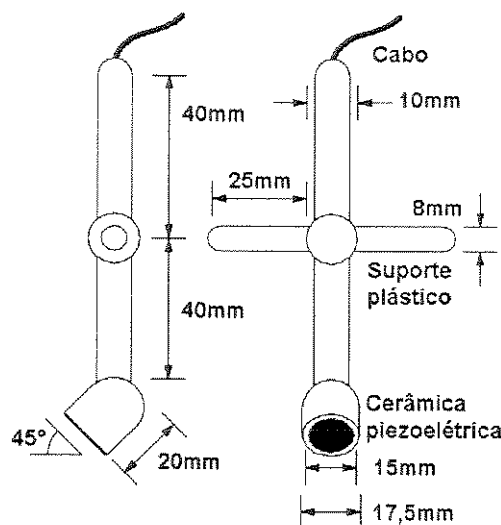


Figura 3.1. Diagrama esquemático do transdutor ultra-sônico.

Este transdutor é acoplado à linha arterial de circulação extracorpórea através de uma braçadeira acrílica, sem necessidade de interrupção da tubulação. Este suporte, ilustrado na figura 3.2 divide-se em duas partes, uma inferior, com um leito onde é posicionado o tubo, e outra superior, contendo uma abertura por onde é colocado o transdutor. Os tubos de CEC são de PVC flexível e transparente, sendo que o tamanho adulto apresenta diâmetros interno igual 9,53mm e externo igual 12,7mm.

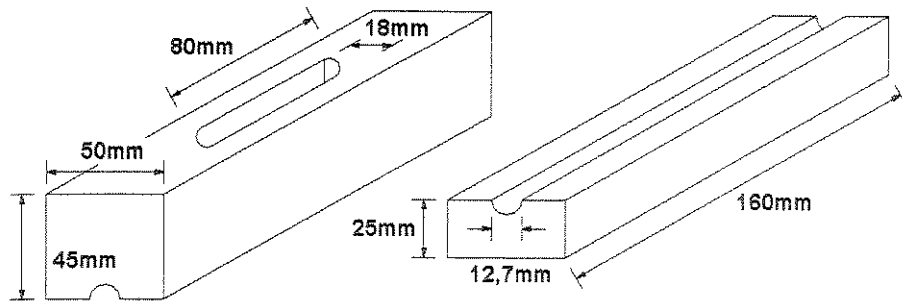


Figura 3.2. Braçadeira acrílica para acoplamento do transdutor à tubulação de CEC.

A figura 3.3 ilustra a braçadeira fechada, prendendo a tubulação. O transdutor é inserido pela abertura contida na parte superior desta braçadeira. Como pode ser visto nas figuras 3.1 e 3.3, o transdutor contém um travessão horizontal que o auxilia em sua fixação. Lateralmente à braçadeira há duas placas contendo guias verticais por onde passa o travessão do transdutor, fixando-o na posição vertical. Desta forma, a face da cerâmica piezoelétrica do transdutor faz um ângulo de 45° com a tubulação de CEC. O acoplamento acústico entre o transdutor e a tubulação de CEC é feito com água ou gel ultra-sônico.

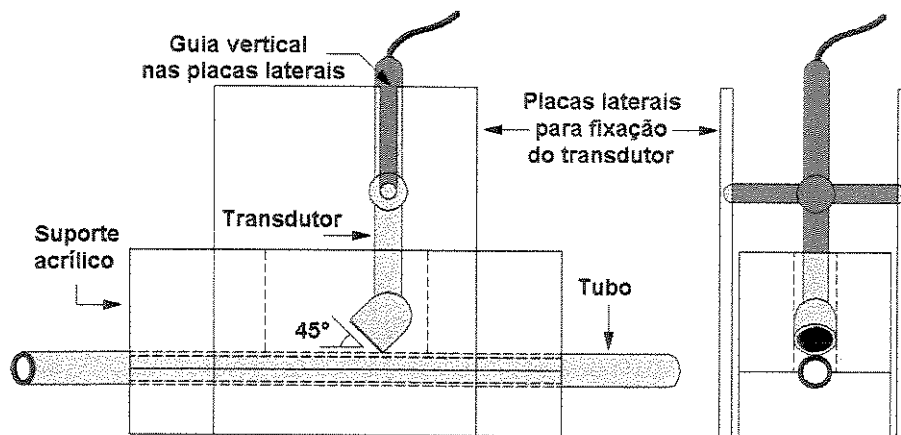


Figura 3.3. Acoplamento do transdutor à tubulação de circulação extracorpórea: vista lateral e vista frontal.

Em função das dificuldades de se obter grandes quantidades de sangue (10 litros para cada etapa de testes) e da falta de condições do laboratório para se trabalhar com este tipo de material, os testes foram realizados utilizando-se solução de água com amido de milho (maisena). A função da maisena é fazer com que a solução tenha partículas em suspensão, capazes de refletir ondas ultra-sônicas. Como foram utilizados feixes ultra-sônicos de 2MHz, seu comprimento de onda ($770\mu\text{m}$) é muito maior que as dimensões tanto das hemácias ($8\mu\text{m}$ por $2\mu\text{m}$) quanto dos grãos de maisena (de $5\mu\text{m}$ a $30\mu\text{m}$ de diâmetro). Esta diferença faz com que, para o feixe ultra-

sônico, estas partículas sejam consideradas alvos pontuais e, como mencionado no capítulo 2, ocasiona reflexões não só em uma direção, mas em várias direções, num fenômeno denominado espalhamento.

A figura 3.4 mostra uma foto dos módulos eletrônicos do fluxômetro desenvolvido. A fonte de tensões está presente na parte inferior da foto, e o fluxômetro propriamente dito, na parte superior. As dimensões de cada módulo são: 23cm de largura, 10,5cm de altura e 19cm de profundidade.

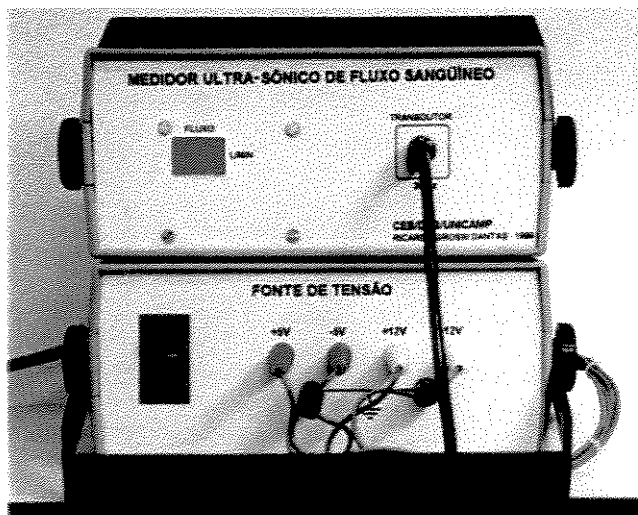


Figura 3.4. Foto do módulo eletrônico do fluxômetro desenvolvido.

A figura 3.5 apresenta o diagrama em blocos do circuito completo, incluindo os circuitos de geração de pulsos, transmissão, proteção, recepção, demodulação e amostragem, processamento de sinais e indicador numérico.

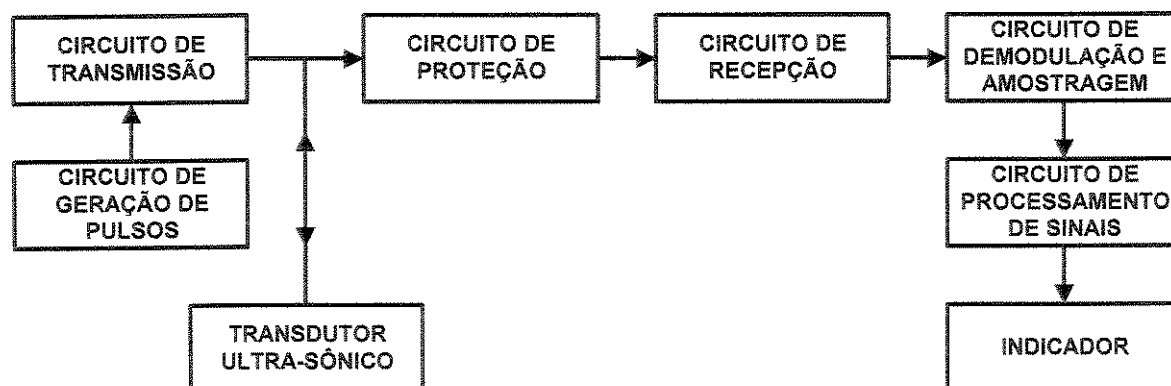


Figura 3.5. Diagrama em blocos do fluxômetro sangüíneo.

No capítulo anterior foi apresentado o fluxômetro ultra-sônico no modo Doppler pulsátil. Conforme já visto, esta configuração utiliza apenas um transdutor, responsável tanto pela emissão

quanto pela recepção do ultra-som. O circuito de transmissão atua enviando trens de pulsos que se repetem com uma periodicidade fixa. 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 antes da emissão de um novo conjunto de pulsos. 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 menor o tamanho do trem de pulsos, maior é o número de harmônicas 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 bomba de roletes utilizada nos testes, desenvolvida pela empresa Braile Biomédica®, é ligada diretamente à rede elétrica, mas contém um módulo de baterias (24V) para o caso de falha da mesma. Todo o circuito, incluindo o motor e o medidor de velocidades, foi dimensionado para operar com tensões dentro desta faixa de 24V. Como já mencionado, o projeto SACEC (Lopes, 1998) utiliza um sistema ultra-sônico de medição de nível de sangue no oxigenador, usando alimentação elétrica da própria bomba. Para o medidor ultra-sônico de fluxo de sangue, foi desenvolvida uma fonte de tensões própria (seção 3.1) mas, visando uma futura integração deste medidor de fluxo com o medidor de nível do projeto SACEC, todo o circuito do medidor de fluxo foi desenvolvido de forma a também operar com tensões dentro da faixa de 24V. O circuito utiliza, portanto, quatro tensões de alimentação: $\pm 12V$ e $\pm 5V$, sendo que a parte do circuito responsável pela transmissão e recepção ultra-sônica utiliza as tensões de $\pm 12V$ de forma que a tensão máxima aplicada ao transdutor é $+12V$. Esta limitação de tensão limita a potência emitida pelo transdutor, tendo sido compensada pela utilização de trens de pulsos mais largos.

Para o equipamento desenvolvido foram utilizados diferentes trens de pulsos, até que se chegou a um sinal que consiste em 10 pulsos de 2MHz, com o qual se obteve reflexões captadas pelo transdutor com boa relação sinal/ruído. Trens de pulsos mais estreitos, por exemplo, 5 pulsos, geravam reflexões de amplitude muito baixa e trens de pulsos mais largos, por exemplo, 12 pulsos, ocasionavam baixa resolução espacial. A taxa de repetição do trem de pulsos foi de

15,625kHz (64 μ s). Em sistemas ultra-sônicos Doppler, geralmente são utilizados sinais senoidais na frequência de ressonância do transdutor. Como a geração deste tipo de sinal exige circuitos mais complexos, e consequentemente mais caros, optou-se por uma alternativa mais simples, que foi a utilização de pulsos quadrados. O transdutor funciona como um filtro, sendo muito mais sensível à componente fundamental do sinal aplicado. No capítulo seguinte, onde são apresentados os resultados, é feita uma comparação entre os sinais captados pelo transdutor, fruto de excitações senoidais e quadradas. Já adiantando o que será apresentado, a transformada de Fourier mostra que os dois tipos de sinais captados pelo transdutor não têm diferenças significativas. A figura 3.6 mostra os pulsos que são aplicados ao transdutor. As componentes de alta frequência que aparecem na borda de descida dos pulsos é causada pelo carregamento do transdutor sobre o circuito de transmissão.

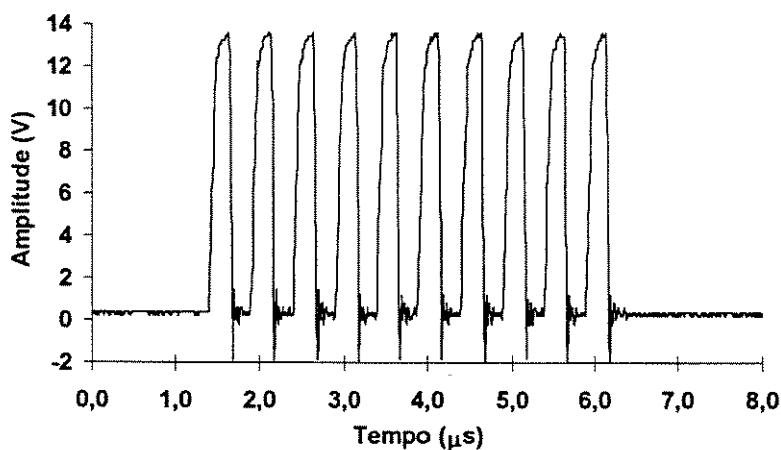


Figura 3.6. Trem de pulsos quadrados aplicado ao transdutor.

Como anteriormente mencionado, os sinais captados pelo transdutor são frutos de reflexões que ocorrem a diferentes profundidades. A cada trem de pulsos transmitido, as primeiras reflexões ocorrem na parede proximal do tubo. A seguir vêm as reflexões gerados pelo espalhamento ocorrido nas partículas em suspensão e finalmente as gerados na parede distal do tubo. De forma a isolar as reflexões ocorridas na região central do tubo, que corresponde à região de maior velocidade do fluxo, após o circuito de demodulação há um circuito amostrador. Este circuito é habilitado durante determinados períodos de tempo, permitindo a passagem, ao estágio seguinte, apenas da parcela desejável. A figura 3.7 mostra dois trens de pulsos completos, e o sinal utilizado na habilitação do circuito amostrador.

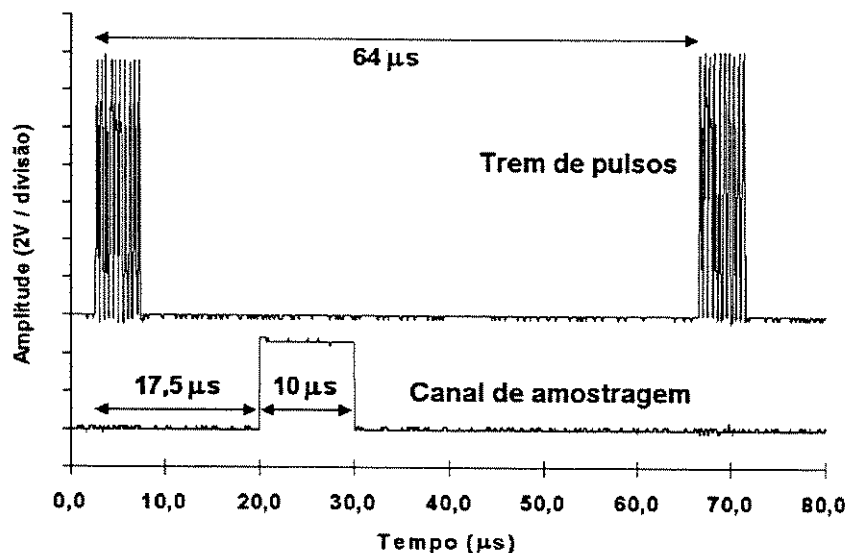


Figura 3.7. Trens de pulsos e canal de amostragem.

Após desenvolvido o fluxômetro, houve a necessidade de calibrá-lo. Como não se dispunha de um fluxômetro padrão, conhecido e rastreado, foi desenvolvido um método padronizado de medição de fluxo para tal finalidade, denominado fluxômetro de referência. Este sistema consiste em um tanque que é enchido pela bomba de roletes a uma vazão constante, atingindo um volume conhecido após um determinado tempo. Este volume, dividido pelo tempo gasto, corresponde ao fluxo médio. Este tanque é um tubo de 100mm de diâmetro contendo sensores infravermelhos de nível mínimo e máximo. Estes sensores foram dispostos a uma distância fixa de 95cm, delimitando um volume de 7,45 litros. A água utilizada nos testes, ao passar pelo sensor de nível mínimo, dispara um contador que só pára a contagem quando o líquido atinge o sensor de nível máximo. Foi utilizado um contador de 16 bits com um sinal de relógio de 17ms, permitindo a medição de uma vazão mínima de 0,40 l/min. Pela lógica utilizada, pode-se também medir o tempo de esvaziamento.

A montagem experimental é mostrada na figura 3.8, onde a bomba de roletes atua esvaziando um reservatório e enchendo o tanque de calibração. 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 os valores fornecidos pelo fluxômetro de referência e pelo medidor da bomba de roletes.

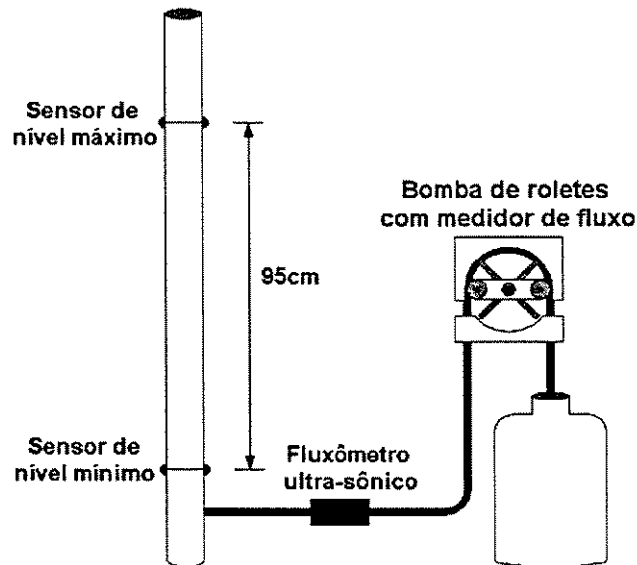


Figura 3.8. Montagem utilizada para calibração do fluxômetro ultra-sônico.

O módulo eletrônico do fluxômetro desenvolvido foi dividido em várias placas, segundo suas características funcionais. A seguir é feito um detalhamento de todo o circuito, incluindo a fonte de tensões e o circuito de detecção de nível, ao longo das seguintes subseções:

- 3.1 - Fonte de tensões,
(fonte de tensões DC: +5V, -5V, +12V e -12V);
- 3.2 - Circuitos de transmissão e recepção ultra-sônica,
(circuitos de transmissão e recepção, demodulação e amostragem do eco ultra-sônico);
- 3.3 - Circuito de processamento analógico de sinal,
(estágio de filtros e detetor de cruzamentos por zero);
- 3.4 - Circuito de condicionamento de sinal,
(conversor frequência/tensão e circuito digital de linearização);
- 3.5 - Indicador,
(indicador numérico de 2 dígitos);
- 3.6 - Detetor de nível de líquido,
(detetores de nível e cronômetro).

3.1 - Fonte de tensões (placa 1)

Para alimentação das várias placas do circuito, foi montada uma fonte de tensão linear, capaz de fornecer tensões contínuas de +5V, -5V, +12V e -12V e 1A cada. Esta fonte apresenta um transformador com relação de transformação 110/220V para 12V+12V. O secundário é conectado a um retificador de onda completa feito com diodos, seguido de um estágio de filtros capacitivos. A regulação das várias tensões de saída é feita com circuitos integrados reguladores da família 78xx (tensões positivas) e 79xx (tensões negativas).

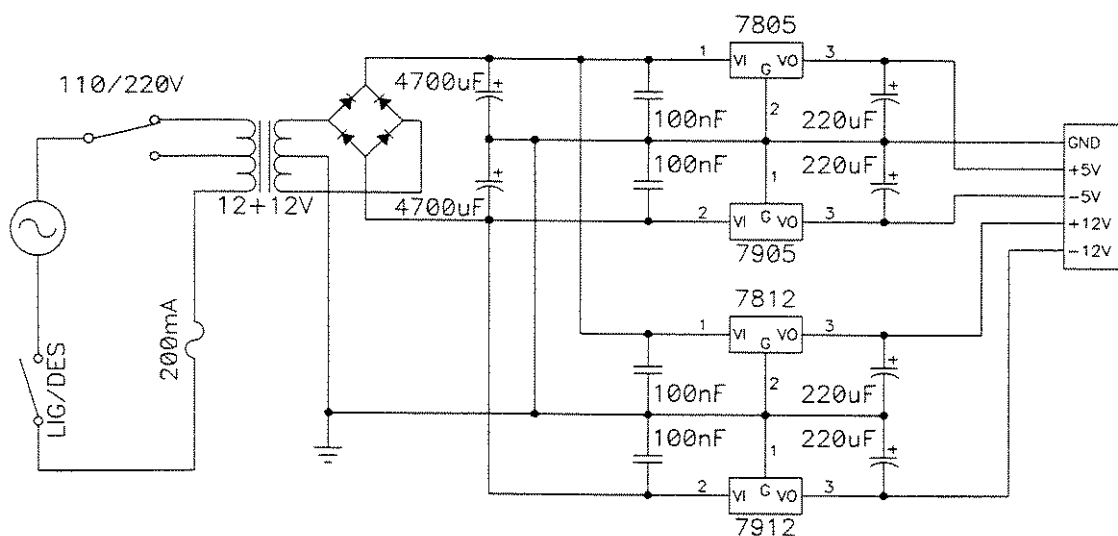


Figura 3.9. Fonte de tensões utilizada na alimentação do circuito.

Com todos os circuitos funcionando, a potência total consumida foi de 4W, sendo drenadas as seguintes correntes para cada tensão de alimentação:

- +5V → 230mA ∴ P = 1,15W
- -5V → 100mA ∴ P = 0.50W
- +12V → 100mA ∴ P = 1,20W
- -12V → 90mA ∴ P = 1,08W

Como anteriormente mencionado, apesar desta fonte ser ligada diretamente à rede elétrica, todo o circuito eletrônico do fluxômetro foi projetado de forma a possibilitar sua alimentação pela fonte da bomba de roletes da empresa Braile Biomédica, visando uma futura integração do fluxômetro com o projeto SACEC (Lopes, 1998).

3.2 - Circuito de transmissão e recepção ultra-sônica (placa 2)

A figura 3.10 apresenta o diagrama esquemático completo do circuito de emissão e recepção de ondas ultra-sônicas. Este circuito é responsável pela geração e amplificação do sinal aplicado ao transdutor de ultra-som, e pela recepção e amplificação do eco captado, seguido da etapa de demodulação (ou batimento em frequência) e amostragem. De modo a facilitar o entendimento, este circuito foi dividido em suas várias subpartes funcionais, explicadas separadamente.

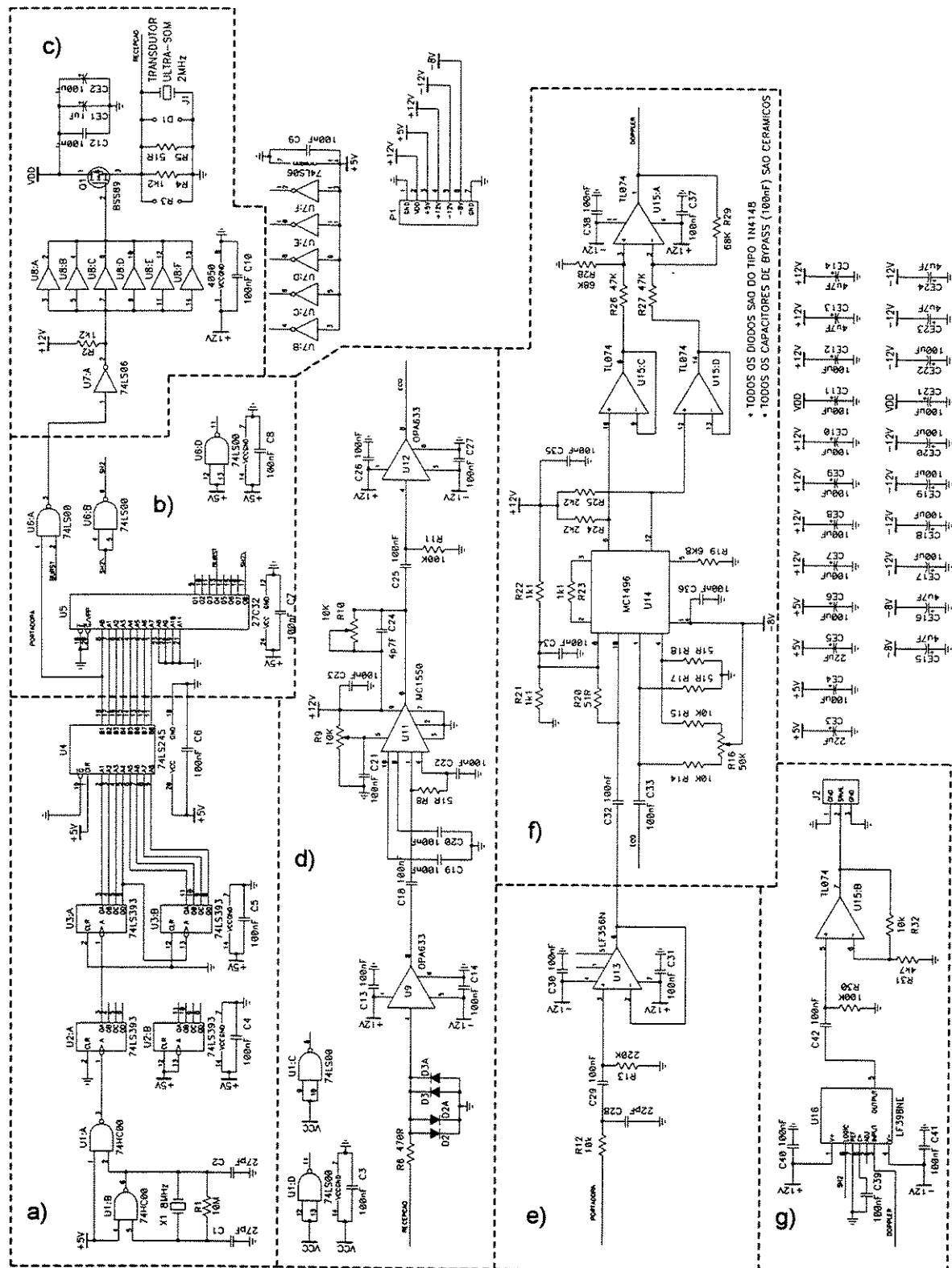


Figura 3.10. Circuito contendo: a) oscilador e divisores de frequência; b) gerador de trem de pulsos e canal de amostragem; c) amplificador do trem de pulsos; d) limitador de tensão e amplificador do circuito de recepção; e) filtro da portadora utilizada na demodulação; f) circuito de demodulação; g) circuito de amostragem.

O circuito a seguir (figura 3.11) contém um oscilador, utilizando um cristal de 8MHz. Este sinal, de nível TTL, passa por um contador assíncrono (U2:A) gerando um sinal com metade da frequência inicial (4MHz). A seguir há mais dois contadores assíncronos (U3:A e U3:B) que também funcionam como divisores de frequências, gerando 8 sinais, que vão de 2MHz (frequência do transdutor) até 15,625kHz (1/128 do valor inicial). O circuito integrado (CI) U4 é um “buffer” de 8 bits que faz a interface entre os contadores e a EPROM (U5), mostrada na figura 3.12.

No oscilador foram utilizadas portas lógicas do tipo CMOS (74HC00) em função de sua alta impedância de entrada. Os outros circuitos digitais TTL são do tipo Low-Schottky (LS) em função de sua alta velocidade e baixo consumo.

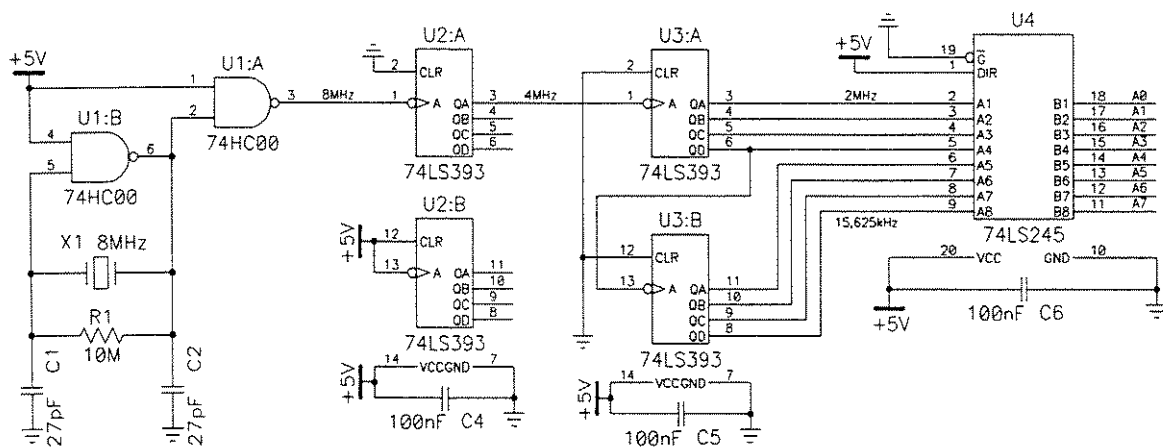


Figura 3.11. Circuito contendo oscilador e divisores de frequência.

Os trens de pulsos e o canal de amostragem, que foram previamente apresentados nas figuras 3.6 e 3.7, são sintetizados de forma digital a partir dos sinais gerados na EPROM (U5 - 27C32), mostrada na figura 3.12. Os contadores U3:A e U3:B geram 8 sinais de frequências diferentes, que vão desde 2MHz (bit menos significativo de endereçamento da EPROM) a 15,625kHz (bit mais significativo). Estes 8 sinais endereçam as 256 primeiras posições de memória da EPROM. Para a sintetização dos sinais desejados, esta memória foi gravada de forma que um bit do barramento de dados (Q4) correspondesse ao sinal que dá origem ao trem de pulso e outro (Q8) ao canal de amostragem. Ao longo destas 256 posições de memórias, que são acessadas a cada 64μs (15,625kHz), foram gravados apenas um ciclo de cada um dos sinais, razão pela qual o trem de pulsos utilizado também é de 15,625kHz. Como a EPROM utilizada é uma memória de 4096 posições (4K x 8) e só foram utilizados os 8 bits de endereço menos significativos (A7 – A0), os 4 bits mais significativos (A8 – A11) foram aterrados, fazendo com

que a EPROM passasse a se comportar como uma memória de 256 posições (256 x 8). É importante ressaltar que o bit de endereço menos significativo (A0) é um sinal de 2MHz, ou seja, tem um período de 500ns, o que não significa que a cada 500ns é lido um novo valor da memória. De fato, a cada ciclo de 500ns, o bit A0 permanece 250ns em nível lógico 1 e 250ns em nível 0, sendo lidas duas posições de memória da EPROM, como se ela estivesse sendo endereçada a uma taxa de 4MHz.

A figura 3.12 apresenta os circuitos que geram os sinais denominados BURST e SH2. O primeiro corresponde ao próprio trem de pulsos, e o SH2 ao canal de amostragem. Para a excitação do transdutor, como mostrado na figura 3.7, foi utilizado um trem de pulsos que consiste em 10 pulsos de 2MHz. Na EPROM, no bit de dado correspondente ao trem de pulsos (Q4), foi gravado uma janela de tempo correspondente aos 10 pulsos necessários ao trem de pulsos, que passa por uma porta lógica (U6:A), onde é feito um NAND com o sinal de 2MHz, gerando o trem de pulsos, propriamente dito.

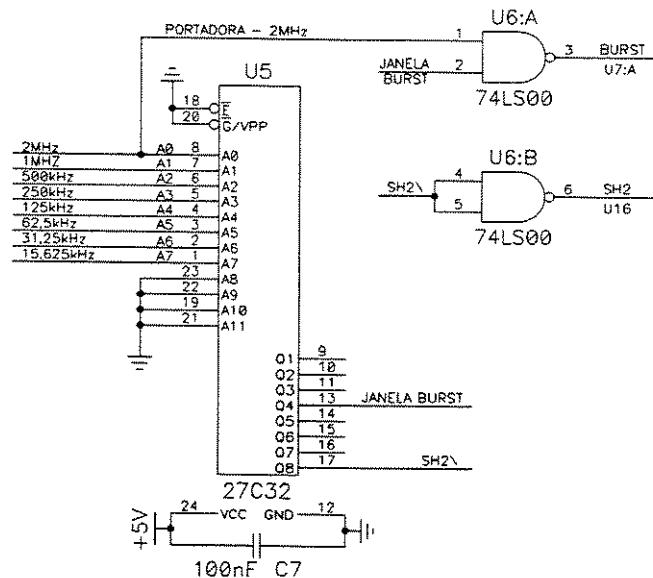


Figura 3.12. Circuito contendo a EPROM, onde são gerados o trem de pulsos (BURST) e a janela de habilitação para os circuitos de amostragem (SH2).

Na tabela abaixo é mostrado o conteúdo dos 256 (00 a FF, em hexadecimal) primeiros endereços da EPROM utilizado para a sintetização dos sinais. Como as demais posições de memória que vão de 100 a FFF não foram utilizadas, foram gravadas com FF.

Tabela 3.1. Conteúdo de memória da EPROM (00 a FF).

Endereço	00	01	02	03	04	05	06	07	08	09	0A	0B	0C	0D	0E	0F
0000	88	88	88	88	88	88	88	88	88	88	88	88	88	88	88	88
0010	88	88	88	88	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
0020	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
0030	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
0040	80	80	80	80	80	80	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
0050	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
0060	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	80	80	80
0070	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
0080	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
0090	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
00A0	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
00B0	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
00C0	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
00D0	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
00E0	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80
00F0	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80

O trem de pulsos gerado pelo circuito da figura 3.12 é um sinal de nível TTL (0V e 5V para níveis lógicos 0 e 1 respectivamente). O circuito da figura 3.13 é responsável pela amplificação deste sinal, que é aplicado ao transdutor. Inicialmente há uma amplificação de tensão, fazendo com que o sinal, de nível TTL, atinja valores que vão de 0 a 12V, feito com uma porta lógica com coletor aberto na saída (U7:A - 74LS06). A seguir este sinal vai para o estágio de amplificação de potência, formado por um “buffer” (U8 - CD4050) e por um transistor do tipo IGBT (Q1 - BSS89).

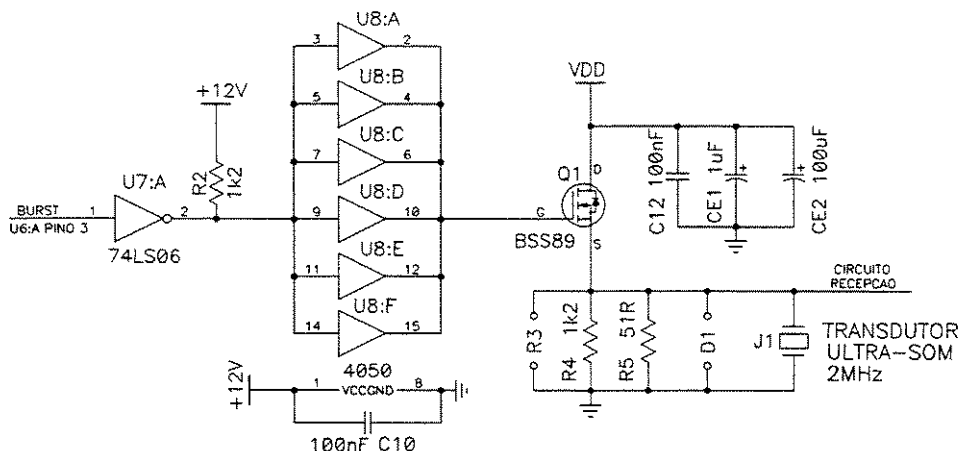


Figura 3.13. Circuito de amplificação do trem de pulsos que é aplicado ao transdutor.

A figura 3.14 apresenta o circuito de recepção do eco ultra-sônico. Como o transdutor utilizado na transmissão é o mesmo da recepção, ambos os circuitos (transmissão e recepção)

estão eletricamente conectados. O eco recebido é um sinal de amplitudes muito menores que o utilizado na excitação do transdutor, sendo necessária uma amplificação com elevado ganho. De modo a evitar que a tensão de excitação sature o amplificador, foi utilizado um limitador de tensões. Este circuito, composto de diodos (D2, D2A, D3, D3A - 1N4148) limita as tensões na entrada do amplificador a um máximo de $\pm 0,7V$. O CI U9 (OPA633) é um “buffer” de ganho unitário que antecede o amplificador, o CI U11 (MC1550). Ele tem uma resposta em frequência compatível com os sinais utilizados, com ganhos de até 25dB para frequências de até 60MHz, além de apresentar controle automático de ganho (AGC). Esta característica é bastante interessante, pois dá ganhos diferenciados ao sinal, amplificando mais os de menor amplitude e menos os de maior amplitude.

Os componentes C25 e R11 formam um filtro passa-altas de primeira ordem ($f_c = 16Hz$), responsável por retirar a componente DC do sinal. O circuito integrado seguinte (U12 - OPA633) é um “buffer” de ganho unitário.

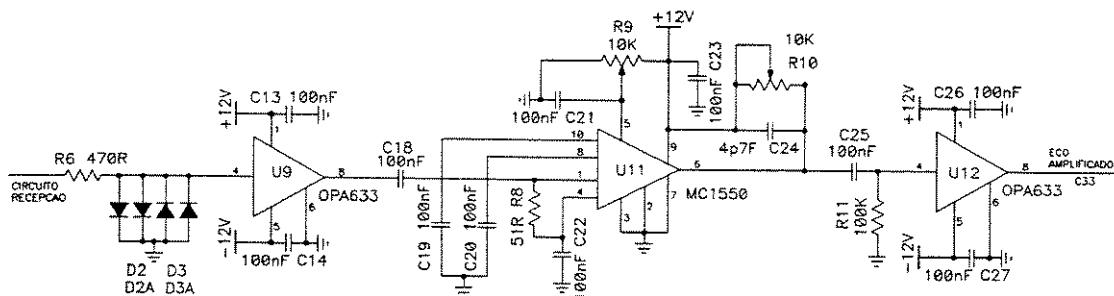


Figura 3.14. Circuito de recepção, contendo limitador de tensão, e amplificador com AGC.

O eco ultra-sônico já amplificado, disponível no pino 8 do CI U12 (figura 3.14), passa por um estágio de demodulação, que consiste em sua multiplicação por uma portadora de 2MHz, descrito mais adiante e ilustrado na figura 3.16. A parte digital da placa de transmissão e recepção disponibiliza um sinal de 2MHz (U4, pino 18). No entanto, além deste sinal ser quadrado, apresenta um nível DC igual a metade de sua amplitude (2,5V). Para um melhor desempenho do circuito demodulador, foi necessária sua filtragem (figura 3.15), atenuando as harmônicas (R12 e C28) e retirando o nível DC (C29 e R13). O CI U13 (LF356) é utilizado como “buffer” e, em função de seu produto ganho/faixa de passagem (5MHz), também funciona como filtro, fazendo com que o sinal de saída tenha características senoidais.

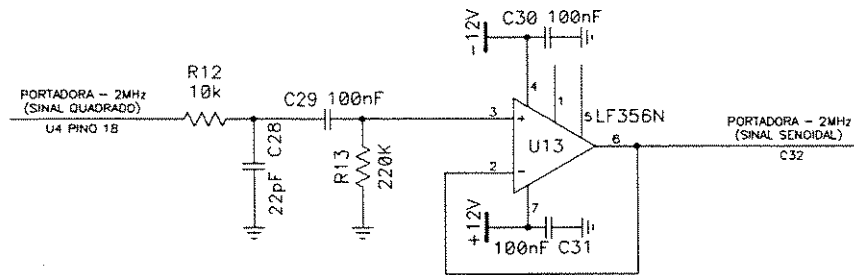


Figura 3.15. Circuito de filtragem do sinal utilizado como portadora.

Como descrito anteriormente, o circuito de demodulação (U14 - MC1496), apresentado na figura 3.16, realiza o batimento em frequência (multiplicação) entre o eco captado e o sinal utilizado como portadora (2MHz). O sinal de saída contém componentes de frequência correspondentes à subtração (desvio Doppler) e à soma dos sinais de entrada. Como sua saída é diferencial (U14, pinos 6 e 12), é utilizado um amplificador operacional (U15:A - TL074), também na configuração diferencial, sendo que os CIs U15:C e U15:D são utilizados como “buffers”.

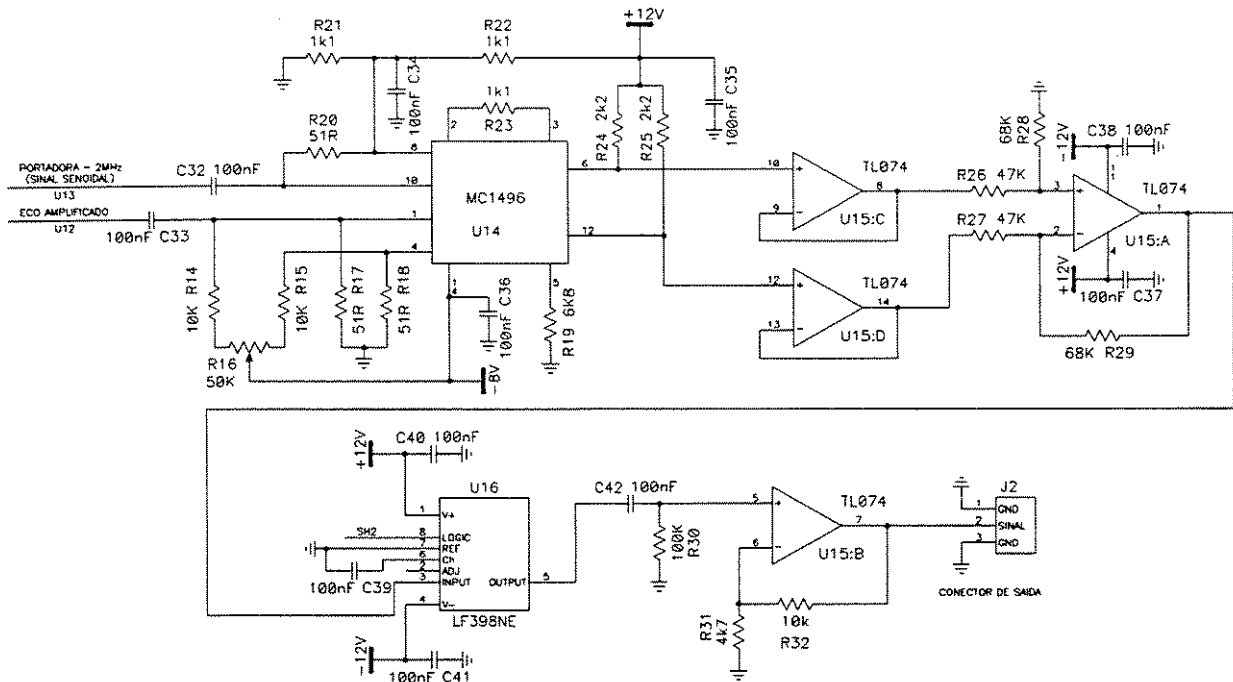


Figura 3.16. Circuito de demodulação e amostragem.

Como já descrito anteriormente, o eco ultra-sônico captado pelo transdutor é decorrente de reflexões ocorridas na tubulação de CEC à diferentes profundidades. Para que se possa isolar as componentes do eco correspondentes à reflexões ocorridas na região central do tubo é necessário realizar a amostragem do sinal por breves períodos de tempo (ver figura 3.7). Esta

etapa de amostragem (“Sample and Hold”) foi implementada com o CI U16 (LF398). Os componentes C42 e R30 realizam a supressão do nível DC do sinal e o CI U15:B (TL074) é um amplificador de ganho 5.

3.3 - Circuito de processamento analógico de sinal (placa 3)

O sinal de saída do circuito de demodulação e amostragem contém três componentes principais de frequência: o desvio Doppler, gerado pela subtração em frequência da portadora pelo eco captado; outra componente na faixa de 4MHz, gerado pela soma em frequência; e uma componente de 15,625kHz adicionada pela circuito de amostragem. Como a componente de interesse é apenas o desvio Doppler, situado na faixa de 0 a 3kHz, tornou-se necessário o circuito apresentado na figura 3.17, que contém uma etapa de filtros (passa-altas e passa-baixas), e um estágio capaz de medir a frequência média do desvio Doppler, o detetor de cruzamentos por zero (DCZ). Estes circuitos são explicados separadamente em seguida.

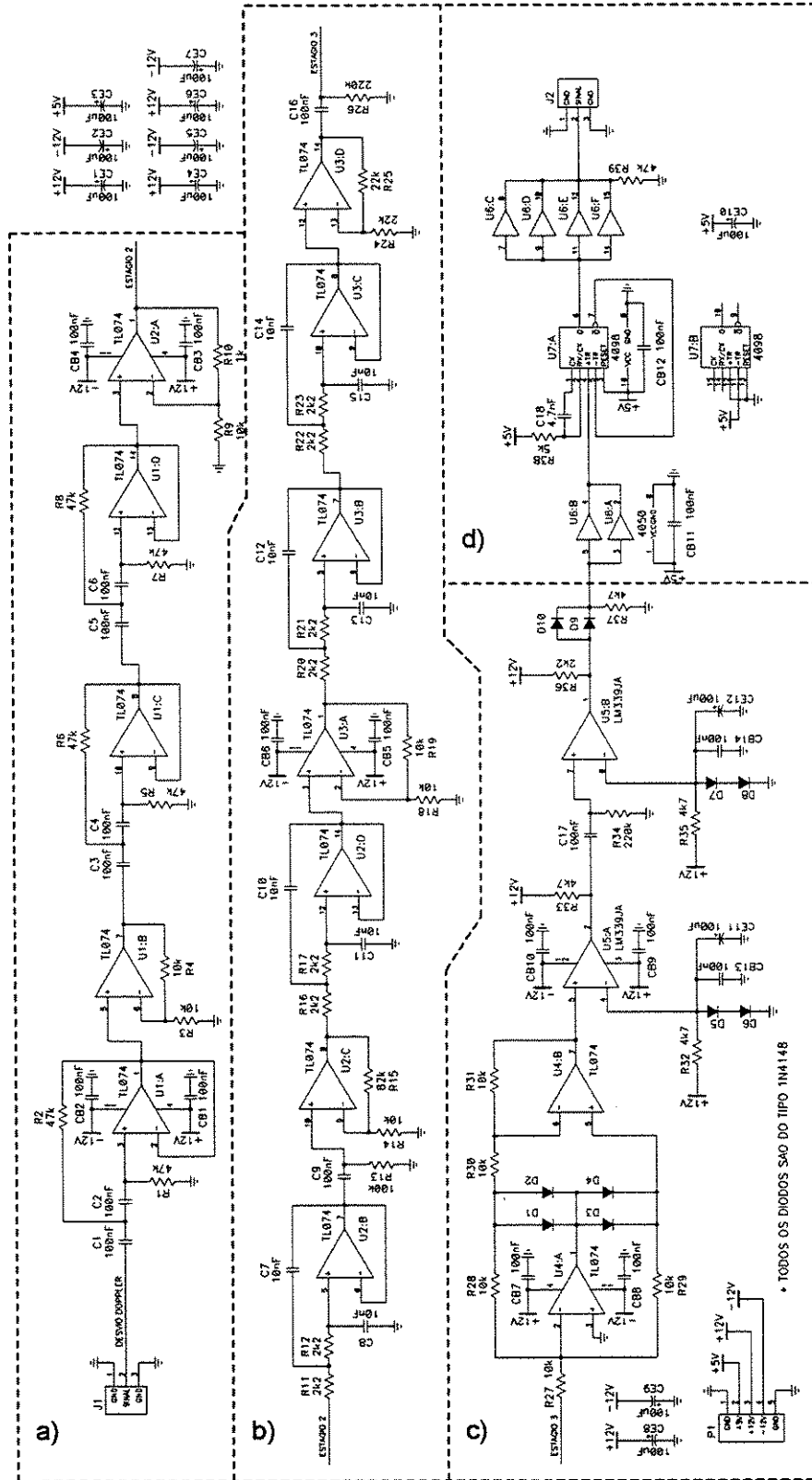


Figura 3.17. Circuito contendo: a) filtros passa-altas ($f_c = 34\text{Hz}$); filtros passa-baixas ($f_c = 7,2\text{kHz}$); c) detetor de cruzamentos por zero; d) circuito monoestável.

O circuito da figura 3.18 consiste em uma cascata de filtros e amplificadores, formando um filtro passa-altas de 6ª ordem, com frequência de corte $f_c = 34\text{Hz}$. Este filtro tornou-se necessário em função do nível DC presente no sinal e das componentes indesejáveis de baixa frequência. Ele foi implementado utilizando-se 3 filtros passa-altas de 2ª ordem (U1:A, C e D), do tipo Butterworth, todos com a mesma frequência de corte (34Hz). Este tipo de filtro apresenta um ganho teórico máximo igual a 3, acima do qual ele começa a oscilar (Millman & Grabel, 1987). Na prática, estes filtros começaram a oscilar com ganhos menores que 3, razão pela qual foram projetados com ganhos unitários. Os ganhos necessários ao sinal foram feitos com amplificadores na configuração não-inversor (U1:B e U2:A), dando um ganho total igual a 3.

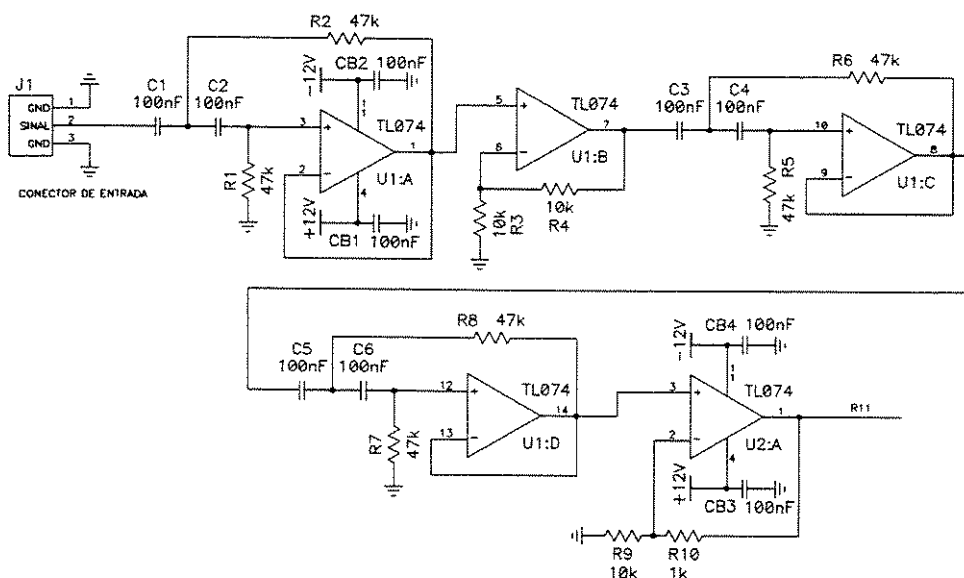


Figura 3.18. Circuito de filtros passa-altas (6ª ordem, $f_c = 34\text{Hz}$).

A figura 3.19 apresenta a etapa seguinte ao circuito da figura 3.18, composta por um filtro passa-baixas de 8ª ordem e frequência de corte $f_c = 7,2\text{kHz}$. Este filtro foi implementado de forma semelhante ao da figura 3.18, através de 4 filtros passa-baixas de 2ª ordem (TL074 - U2:B, U2:D, U3:B e U3:C) conectados em cascata. Pelo mesmo motivo citado anteriormente, todos os filtros apresentam ganho unitário, sendo utilizados 3 amplificadores na configuração não-inversor para aplicar ganhos necessários ao sinal. O primeiro amplificador (U2:C) apresenta ganho aproximado de 9, o segundo (U3:A) e o terceiro (U3:D) ganhos 3.

O amplificador operacional utilizado foi o bi-fet TL074. Ele contém 4 amplificadores independentes em um único encapsulamento, mas não apresenta pinos para ajuste de “offset”. Esta

é a razão pela qual foram necessários circuitos para supressão de nível DC do sinal (C9, R13 e C16, R26).

A frequência de corte dos filtros da figura 3.19 ($f_c = 7,2\text{kHz}$) foi escolhida de forma a permitir a passagem de todas componentes em frequência do desvio Doppler (0 a 3kHz) e, ao mesmo tempo, implementando um filtro “anti-aliasing”, evitando que alguma componente de frequência mais elevada possa distorcer o sinal.

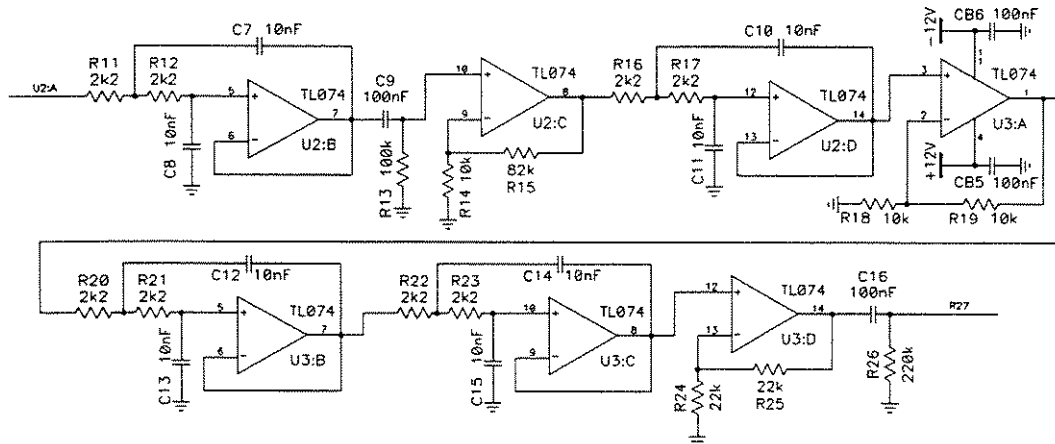


Figura 3.19. Circuito de filtros passa-baixas (8ª ordem, $f_c = 7,2\text{kHz}$).

O circuito apresentado na figura 3.20 corresponde ao detetor de cruzamentos por zero (DCZ). Sua função é, a partir da saída dos filtros da etapa anterior, gerar um sinal quadrado onde cada pulso corresponda a um semi-ciclo do sinal original.

A primeira etapa consiste em um retificador de precisão de onda completa (U4:A e U4:B - TL074), seguida de uma etapa de comparação (U5:A - LM339). Para evitar que ruídos indesejáveis disparassem o comparador quando o sinal de entrada chegasse a 0V, a tensão de comparação foi fixada em 1,4V (valor fornecido pelos diodos D5 e D6). O resistor R33 é necessário pois o comparador tem a saída do tipo coletor aberto. O nível DC do sinal é suprimido por C17 e R34, seguido de uma outra etapa de comparação (U5:B - LM339). Como este último gera sinais pulsados que vão de -12V a +12V, há uma retificação de meia onda feita pelos diodos D9 e D10. Este sinal apresenta uma frequência duas vezes maior que o desvio Doppler original. Isto ocorre porque o circuito de DCZ não trabalha com o desvio Doppler original, mas sim com sua retificação em onda completa, que apresenta o dobro da frequência.

O tempo de resposta de um diodo está relacionado com a corrente que passa pelo mesmo, de forma que o aumento da corrente causa aumento nos tempos de chaveamento. Esta é a razão

pela qual alguns diodos do circuito ilustrado na figura 3.20 foram utilizados em pares (D1/D2, D3/D4 e D9/D10). Apesar das correntes deste circuito não serem elevadas, o uso de diodos em pares casados aumenta a segurança, evitando distorções que possam ocorrer no sinal.

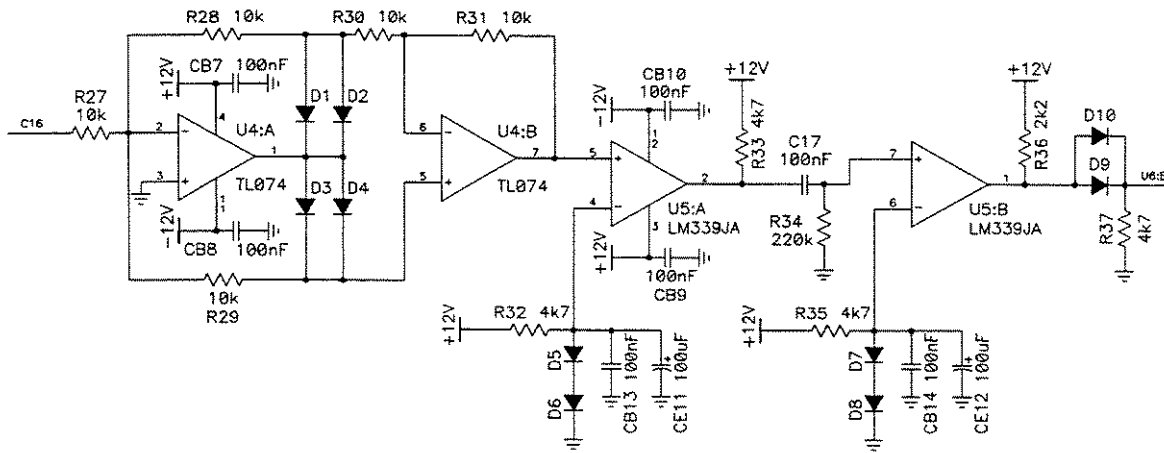


Figura 3.20. Circuito detetor de cruzamentos por zero.

O sinal de saída do circuito da figura 3.20 é um sinal pulsado que vai de 0 a +12V. Para torná-lo compatível com circuitos TTL, este passa por um “buffer” (U6:A e B - CD4050) conforme apresentado na figura 3.21. A etapa seguinte consiste em um circuito monoestável não-regatilhável, que faz com que o sinal, originalmente com pulsos de larguras diferentes, contenha pulsos de mesma largura (100µs).

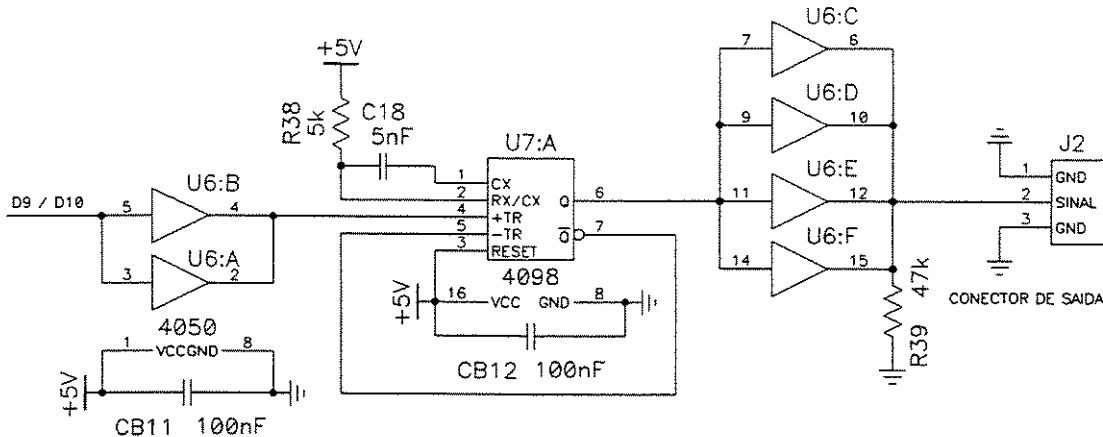


Figura 3.21. Circuito monoestável.

3.4 - Circuito de condicionamento de sinal (placa 4)

Como já explicado, a saída da placa 3 é um sinal pulsado de nível TTL, cuja frequência corresponde ao dobro do desvio Doppler, e que está diretamente ligado à velocidade de escoamento do sangue pela tubulação. A figura 3.22 ilustra o circuito da placa de condicionamento de sinal que é responsável pela medida e linearização do desvio Doppler, gerando um sinal cuja tensão é diretamente proporcional à velocidade média do fluido e, conseqüentemente, ao fluxo médio. Mais adiante este circuito é desmembrado em suas várias subpartes funcionais, descritas detalhadamente.

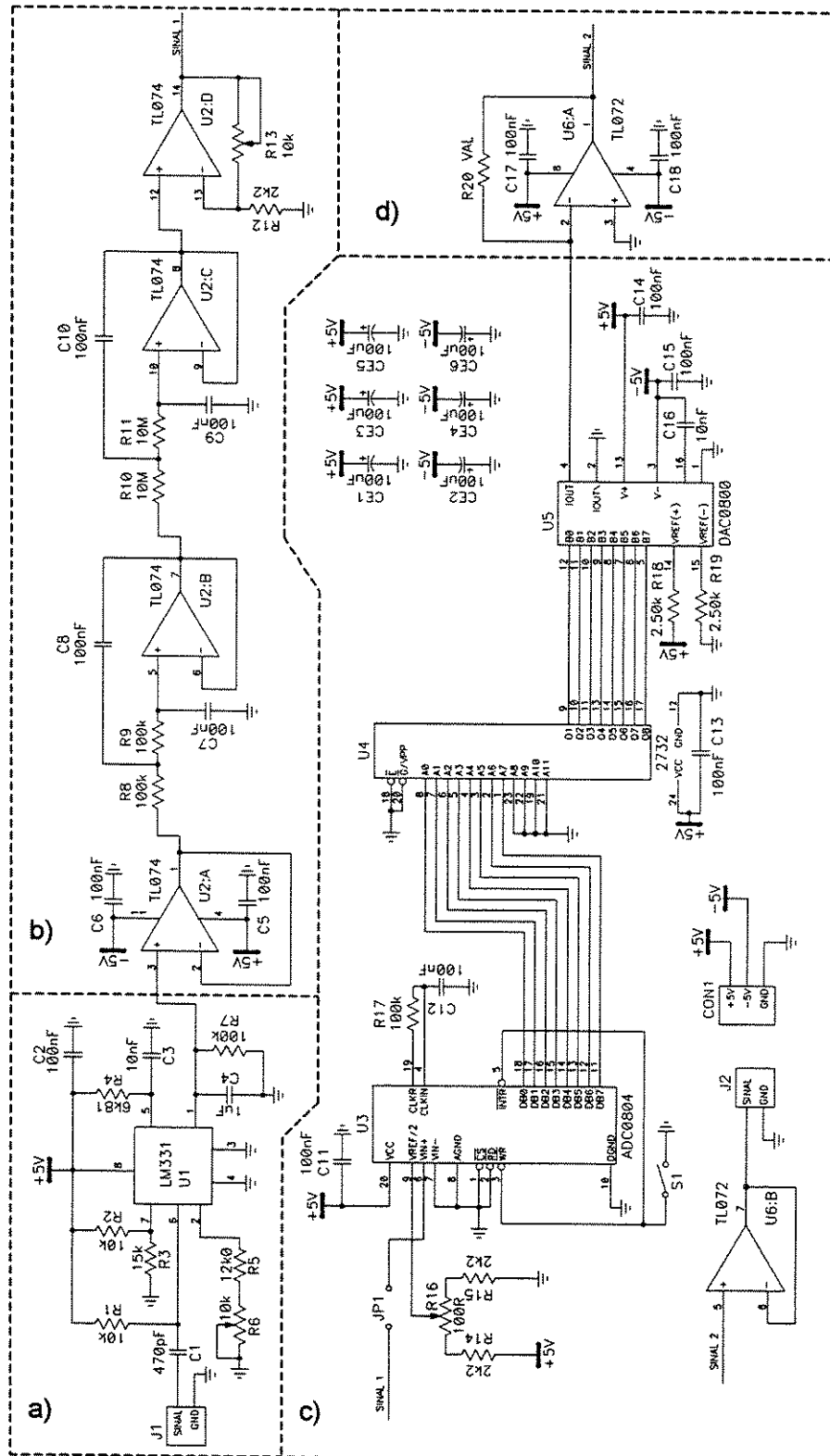


Figura 3.22. Circuito contendo: a) conversor frequência/tensão; b) filtros passa-baixas; c) circuito de linearização; d) conversor corrente/tensão.

Inicialmente pensou-se em realizar a medida da frequência desse sinal de forma digital, utilizando-se circuitos programáveis do tipo PLD (“Programmable Logic Device”) da ALTERA®. Foi desenvolvido um programa em VHDL que implementava essa medição de frequência, além de um filtro média móvel de 2 pontos. Este programa foi simulado, mas não pode ser testado em função da dificuldade de se conseguir os circuitos integrados da ALTERA®. Esta opção foi, portanto, descartada em detrimento de outra mais simples (figura 3.23), que utiliza circuitos analógicos de baixo custo e facilmente encontrados no mercado nacional. O apêndice B apresenta maiores detalhes a respeito da programação deste tipo de PLD.

A figura 3.23 mostra o CI LM331 (U1) sendo utilizado na configuração conversor frequência/tensão. O capítulo 4 apresenta o resultado de testes realizados com este conversor, indicando alta linearidade para a faixa de 0 a 9kHz. O CI U2:A (TL074) é um “buffer” de ganho unitário.

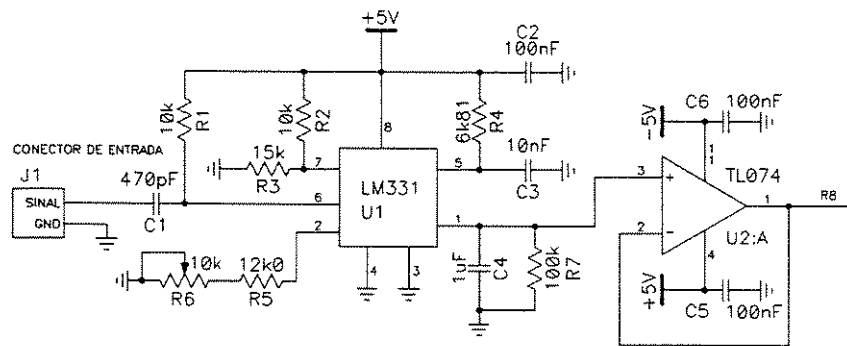


Figura 3.23. Circuito de conversão frequência/tensão.

A saída do circuito da figura 3.23 apresenta alguns ruídos de chaveamento superpostos ao sinal, de modo que foi implementado um filtro passa-baixas (U2:B) de 2ª ordem do tipo Butterworth ($f_c = 16\text{Hz}$), retirando essas componentes indesejáveis (figura 3.24).

A bomba arterial utilizada contém dois roletes, que faz com que o fluxo sanguíneo apresente um comportamento pulsátil. Como a bomba atinge uma velocidade máxima de 160RPM, esta componente pulsátil do fluxo varia de 0 a 5Hz aproximadamente. De forma a possibilitar a visualização deste valor em um indicador, foi implementado mais um filtro passa-baixas de 2ª ordem (figura 3.24, U2:C), com frequência de corte $f_c = 0,16\text{Hz}$. Este filtro é capaz de retirar as componentes AC do valor do fluxo, fazendo com que o valor lido no indicador fique estável, mas, por outro lado, causa atrasos no tempo de resposta do sistema. Uma frequência de corte maior que a adotada aumentaria a velocidade de resposta do sistema, mas por outro lado

dificultaria a leitura do valor de fluxo indicado no indicador. Em rotinas de circulação extracorpórea geralmente não ocorrem variações bruscas do fluxo, de forma que atrasos desta ordem são aceitáveis. O CI U2:D é um amplificador de ganho ajustável.

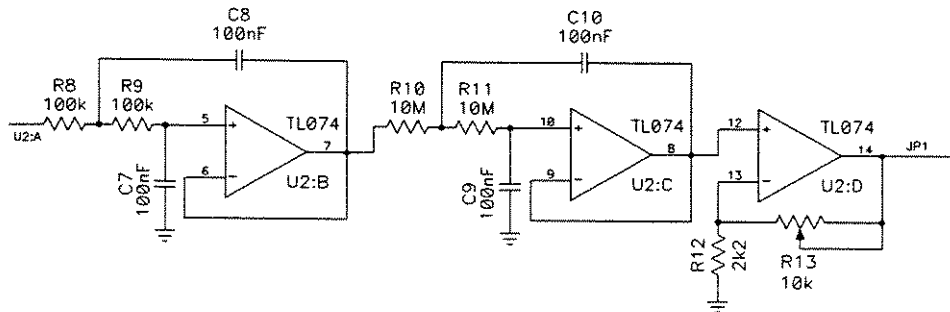


Figura 3.24. Circuito de filtros passa-baixas (2ª ordem, $f_{c1} = 16\text{Hz}$ e $f_{c2} = 0,16\text{Hz}$).

A equação 2.23, repetida a seguir, relaciona o desvio Doppler com a velocidade de escoamento do fluido de forma diretamente proporcional. Esta relação foi deduzida para uma situação ideal, onde um feixe ultra-sônico de seção transversal pontual atravessa uma interface plana entre dois meios distintos sem sofrer reflexões nem desvios de direção. No caso real, fatores como a seção transversal finita do feixe ultra-sônico e a curvatura das paredes da mangueira, dentre outros, não são previstos pela equação 2.23, de forma que ela é apenas uma aproximação. O capítulo 5 apresenta uma discussão mais detalhada sobre este assunto.

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (2.23 - \text{repetida}).$$

De fato, como será mostrado no capítulo 4, o valor de tensão correspondente ao desvio Doppler médio não se comporta de forma diretamente proporcional com o fluxo. Para que o valor do fluxo pudesse ser lido em um indicador ou enviado a outro equipamento qualquer, como registradores ou placas de aquisição de dados, seria interessante que este valor de tensão, ou seu correspondente digital, tivessem um comportamento linear com o fluxo, do tipo:

$$Q = K \cdot e \quad (3.1),$$

onde: Q é o valor do fluxo, medido em l/min;

e é o valor de tensão correspondente ao desvio Doppler, medido em V;

K é a constante (ganho) que relaciona " Q " e " e ", medido em l/(min·V).

No entanto, como o desvio Doppler medido não pode ser relacionado diretamente com o fluxo por uma constante fixa do tipo K (equação 3.1), foi necessário um circuito de linearização. Existem vários tipos de circuitos analógicos de linearização, como por exemplo circuitos

logarítmicos, exponenciais, quadráticos etc., cada um deles para um determinado tipo de sinal, sendo geralmente de difícil ajuste, exigindo constantes calibrações. Optou-se portanto, por realizar a linearização de forma digital, através de interpolação de dados em uma tabela. A figura 3.25 mostra três curvas distintas relacionadas ao circuito de linearização: a, b e c. A curva “a” é o sinal não linearizado, cujo valor em tensão corresponde ao desvio Doppler medido. A reta “b” é o sinal desejado, correspondente à curva “a” após o circuito de linearização. Como pode ser observado, a reta “b” representa uma relação diretamente proporcional entre o fluxo indicado e a tensão medida, enquadrando-se na equação genérica 3.1. A curva “c” é a curva de ajuste de ganho, utilizada na linearização do sinal, e é simétrica à curva “a” em relação à reta “b”.

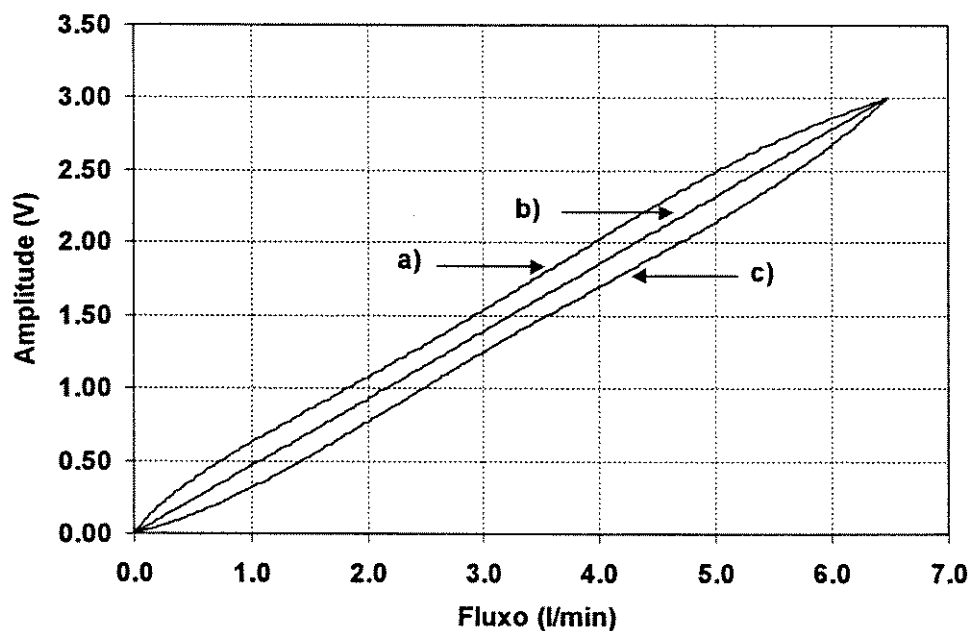


Figura 3.25. Sinais do circuito de linearização: a) sinal não linearizado; b) sinal linearizado; c) curva de ajuste de ganho.

A figura 3.26 ilustra o diagrama de blocos deste circuito de linearização. O circuito propriamente dito está dentro do retângulo de linha tracejada, sendo que x_A é o sinal analógico de entrada (sinal não-linearizado) e y_A é o sinal analógico de saída (sinal linearizado). O sinal x_A passa por um conversor A/D, tornando-se um sinal digital de 8 bits (x_D). O sinal x_D é utilizado como endereço de uma EPROM, disponibilizando o sinal y_D no barramento de dados. O conteúdo de memória da EPROM é gravado de forma a relacionar seus valores de entrada (endereços) com os de saída (dados) segundo uma função do tipo $y_D = F(x_D)$. Este valor digital de saída da EPROM

(y_D) passa por um conversor D/A também de 8 bits, gerando o sinal analógico y_A . Esta função que relaciona a entrada com a saída da EPROM é a função de linearização, mostrada mais adiante.

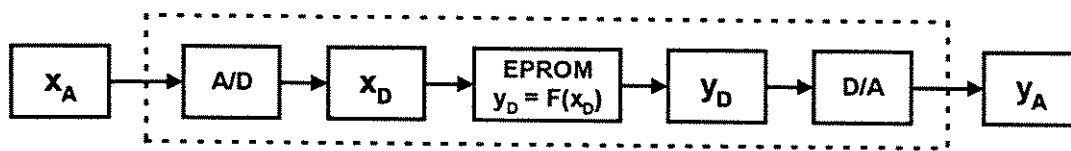


Figura 3.26. Diagrama em blocos do circuito de linearização.

Como mencionado anteriormente, a EPROM relaciona seus valores de entrada (endereços) com os de saída (dados) segundo uma função do tipo $y_D = F(x_D)$. Desta forma, o sinal analógico de entrada também pode relacionar-se com o sinal analógico de saída segundo outra função (G) do tipo $y_A = G(x_A)$. Esta última é a função de linearização do sinal analógico, um polinômio de 4ª ordem (equação 3.2), capaz de dar ganhos diferenciados ao sinal x_A , gerando y_A , que é diretamente proporcional à velocidade de escoamento do fluido, e conseqüentemente ao fluxo.

$$y_A = 0,06479 \cdot x_A^4 - 0,3827 \cdot x_A^3 + 0,7655 \cdot x_A^2 + 0,3981 \cdot x_A \quad (3.2).$$

Com os dados obtidos experimentalmente, e apresentados no capítulo 4, foi levantada a função de um polinômio que melhor representasse esses dados (curva “a”, figura 3.25). A partir desta função foi gerada a equação 3.2, que dá origem à curva “b” da figura 3.25.

Após este ajuste, estas duas grandezas, tensão e fluxo, podem ser relacionadas por uma equação de primeira ordem, semelhante à equação 3.1, da seguinte forma:

$$Q = k \cdot y_A \quad (3.3),$$

onde: Q é o fluxo (l/min);

y_A é o desvio Doppler linearizado, disponível no conector de saída da placa (V);

k é a constante que relaciona as duas grandezas acima, igual a 2,15 l/(min·V).

Para o conversor A/D, foi utilizada uma tensão de referência de 3V, ou seja, ele gera um número igual a 00 para entradas iguais a 0V e FF para entradas iguais a 3V. A equação 3.4 apresentada a seguir foi deduzida a partir da equação 3.2, e corresponde à equação de ajuste do sinal digital, relacionando x_D com y_D .

$$y_D = 105,5 \cdot 10^{-9} \cdot x_D^4 - 52,96 \cdot 10^{-6} \cdot x_D^3 + 9,006 \cdot 10^{-3} \cdot x_D^2 + 398,1 \cdot 10^{-3} \cdot x_D \quad (3.4).$$

A tabela 3.2 apresenta o conteúdo da EPROM (em hexadecimal) onde foi gravada a tabela correspondente à equação 3.4.

Tabela 3. 2. Conteúdo da EPROM correspondente à tabela de calibração do desvio Doppler

Endereço	00	01	02	03	04	05	06	07	08	09	0A	0B	0C	0D	0E	0F
0000	00	00	00	01	01	02	02	03	03	04	04	05	05	06	07	07
0010	08	09	09	0A	0B	0B	0C	0D	0E	0E	0F	10	11	11	12	13
0020	14	15	16	16	17	18	19	1A	1B	1C	1D	1D	1E	1F	20	21
0030	22	23	24	25	26	27	28	29	2A	2B	2C	2D	2E	2F	30	31
0040	32	33	34	35	36	37	38	39	3A	3B	3C	3D	3E	3F	40	41
0050	42	43	44	45	46	47	48	49	4B	4C	4D	4E	4F	50	51	52
0060	53	54	55	56	57	58	59	5A	5B	5C	5D	5E	5F	60	61	62
0070	63	64	65	66	67	68	69	6A	6B	6C	6D	6E	6F	70	71	72
0080	73	74	75	76	77	78	79	7A	7B	7C	7D	7E	7F	80	81	82
0090	83	84	85	86	87	88	89	89	8A	8B	8C	8D	8E	8F	90	91
00A0	92	93	94	95	96	97	98	99	99	9A	9B	9C	9D	9E	9F	A0
00B0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	AA	AB	AC	AD	AD	AE	AF
00C0	B0	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	BB	BC	BD	BE	BF	C0
00D0	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	CA	CB	CC	CD	CE	CF	D1	D2
00E0	D3	D4	D5	D7	D8	D9	DA	DC	DD	DE	DF	E1	E2	E4	E5	E6
00F0	E8	E9	EA	EC	ED	EF	F0	F2	F3	F5	F6	F8	FA	FB	FD	FF

Como pode ser verificado, cada dado da tabela (y_D) relaciona-se com o respectivo endereço (x_D) de acordo com a equação 3.4. Por exemplo, o endereço B9 contém o dado AA; fazendo $x_D = B9$ (185 em decimal) e utilizando a equação 3.4, obtém-se $y_D = AA$ (170 em decimal). Isto pode ser verificado para todos os outros valores da tabela.

Para indicação do valor do fluxo no indicador, foi utilizado o sinal analógico y_A , no entanto, caso este fluxômetro venha futuramente fazer parte de um sistema de monitoria ou controle da bomba, poderá ser utilizado o valor do fluxo diretamente na forma digital (y_D).

A figura 3.27 apresenta o diagrama eletrônico deste circuito de linearização. O CI U3 (ADC0804) é o conversor A/D, e que converte o valor analógico x_A no digital x_D . O conversor A/D utilizado é um conversor de 8 bits, de forma que x_D pode endereçar no máximo 256 posições de memória da EPROM (U4 - 2732). Como a EPROM utilizada é uma memória de 12 bits de endereço (4K x 8), os 8 bits de saída do conversor A/D são utilizados como o "byte" menos significativo (A0 - A7), sendo aterrado o "nibble" mais significativo (A8 - A11). O conversor D/A utilizado é o CI DAC0800 (U5).

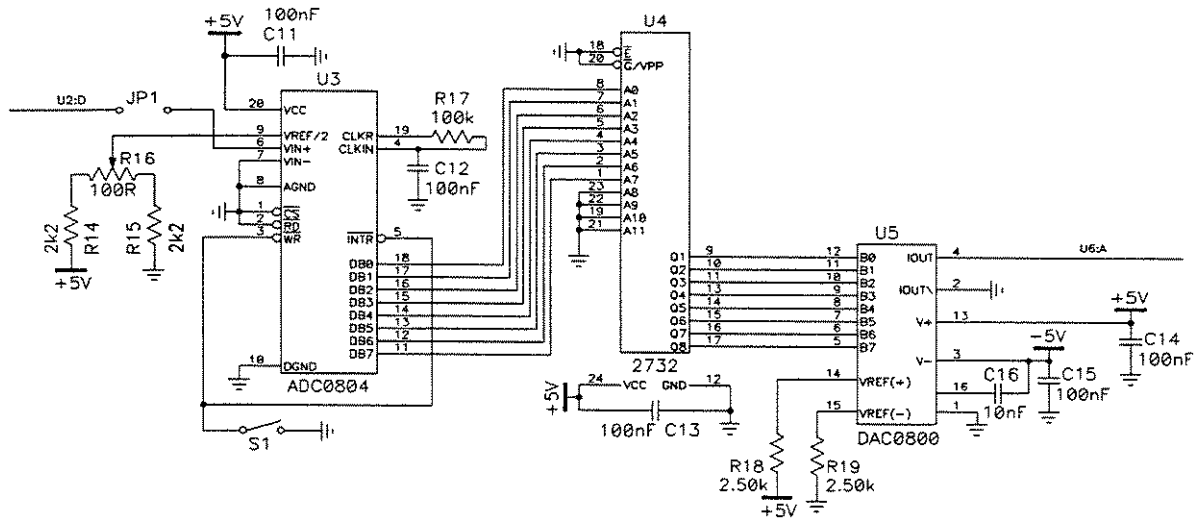


Figura 3.27. Circuito de linearização.

O conversor D/A utilizado apresenta uma saída em corrente, tornando necessário o circuito apresentado na figura 3.28, um conversor corrente/tensão. O sinal, linearizado e analógico, fica então disponível no conector de saída (J2).

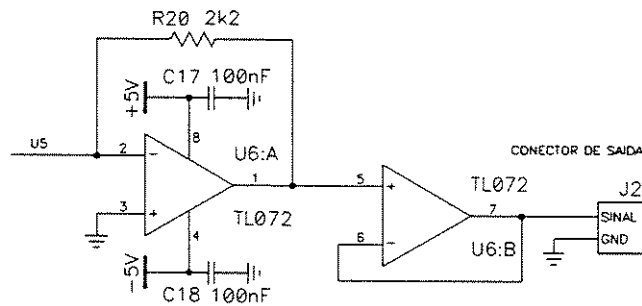


Figura 3.28. Conversor corrente / tensão.

3.5 - Circuito do indicador (placa 5)

A figura 3.29 apresenta o circuito do indicador utilizado para visualização do valor do fluxo. O circuito utilizado para decodificação em 7 segmentos foi o ICL7107 (Intersil). Este integrado é um conversor A/D com saída para 3 ½ dígitos. A configuração utilizada necessita de poucos componentes externos, que são utilizados, basicamente, para a regulação da tensão de referência e geração do “clock” para digitalização do sinal (40kHz).

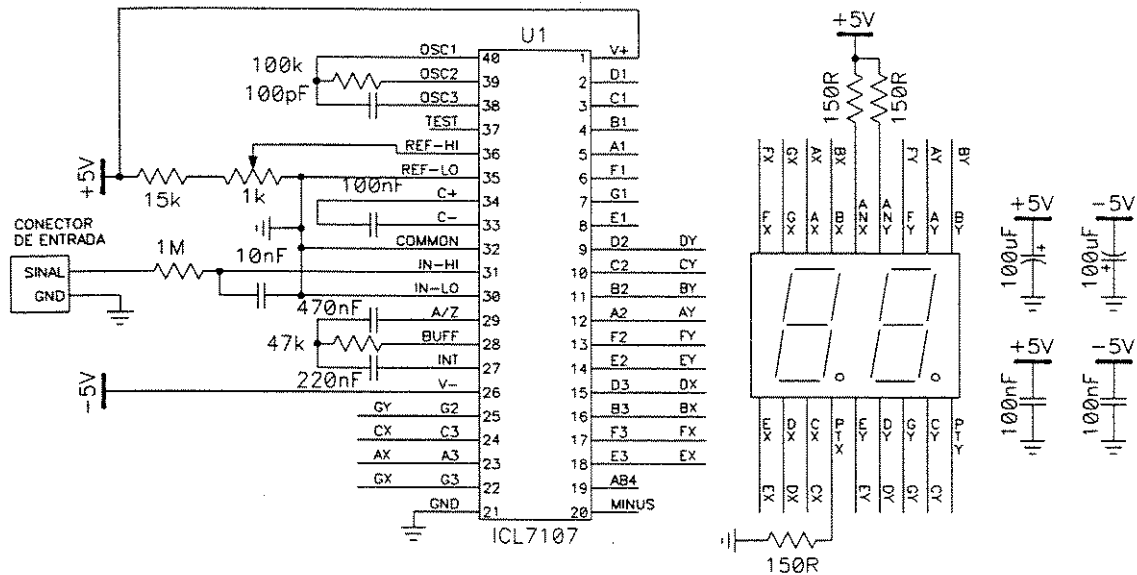


Figura 3.29. Circuito contendo conversor A/D de 3 ½ dígitos e indicador numérico de 7 segmentos.

Foi utilizado um indicador numérico de 2 dígitos, capaz de indicar valores de fluxo na faixa de 0,0 a 9,9 l/min. O dígito correspondente à unidade (dígito à esquerda do indicador) foi conectado ao dígito das centenas (A3 - G3) do decodificador. O dígito correspondente ao décimo do valor de fluxo (dígito à direita) foi conectado ao dígito das dezenas (A2 - G2) do decodificador. Caso seja desejável, é possível aumentar a resolução do indicador, realizando a expansão do número de casas decimais, utilizando o dígito das unidades do decodificador (A1 - G1)

3.6 - Detetor de nível

Como já mencionado, o dispositivo desenvolvido e utilizado na calibração do fluxômetro ultra-sônico consiste em um tubo disposto verticalmente, com sensores de nível de líquido mínimo e máximo, estando seu circuito apresentado na figura 3.30. Foi utilizado um tubo de PVC rígido de 100mm de diâmetro e 1,5m de altura. De sua parte inferior foi feita uma conexão por onde sai uma mangueira de 9,53mm de diâmetro, que o liga à bomba de roletes. Os dois sensores de nível foram dispostos a uma distância de 95cm, delimitando um volume de 7,45 litros.

Ao se encher o tubo, quando o nível de líquido atinge o sensor de mínimo, este dispara um contador binário que só pára a contagem quando o nível atinge o sensor de máximo. O mesmo

ocorre quando o tubo está sendo esvaziado: o sensor de máximo dispara o contador que só pára de contar quando o nível atinge o sensor de mínimo. Desta forma as calibrações podem ser feitas nos dois sentidos: enchendo-se e esvaziando-se o tubo.

Cada sensor de nível é composto de um LED (TIL32) emitindo radiação infravermelha e um foto-transistor (TIL78) recebendo. Quando o líquido atinge o sensor, esta transmissão é atenuada, disparando um circuito comparador (CA324). Uma lógica "ou-exclusiva" (XOR - 7486) faz com que a contagem se inicie quando apenas um dos sensores detectou a passagem de líquido. Foi utilizado um contador binário de 16 bits composto de 4 contadores assíncronos de 4 bits cada, dispostos em cascata. O circuito astável LM555 foi o responsável pela geração do "clock" de 17ms, limitando o tempo máximo de contagem em 18 minutos e 30 segundos, o que corresponde a uma vazão mínima de 0,4 litros/minuto. O valor da contagem é lido, em valores binários, pelos 16 LEDs conectados às saídas dos contadores.

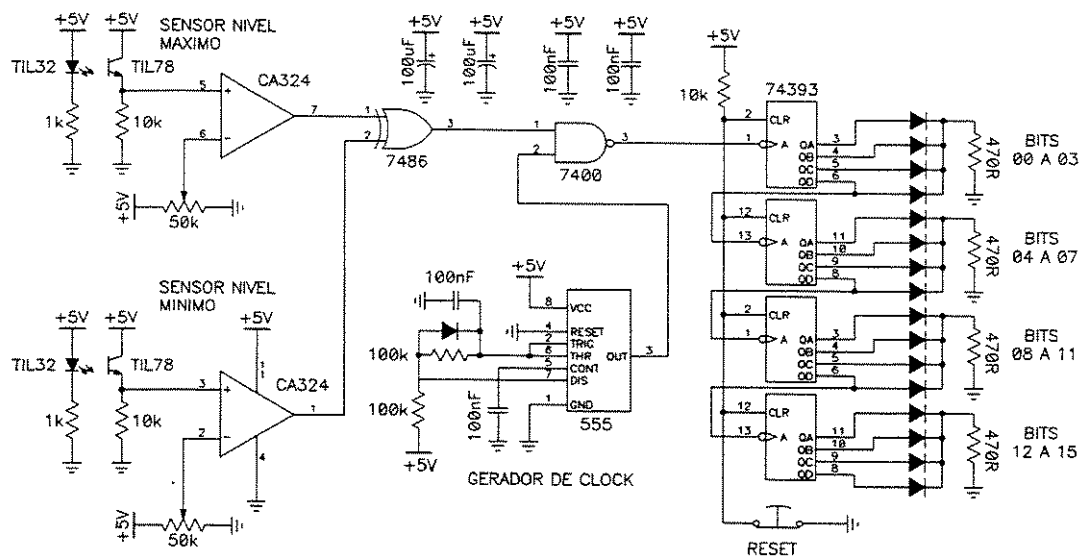


Figura 3.30. Circuito contendo sensores ópticos de nível e cronômetro.

Capítulo 4 - Testes e Resultados

Este capítulo mostra os resultados dos testes realizados após a conclusão da etapa de desenvolvimento do fluxômetro. Primeiramente é mostrado o comportamento de algumas etapas do circuito funcionando individualmente, incluindo suas curvas de entrada e saída e alguns sinais obtidos via osciloscópio digital. A seguir é apresentada a calibração do fluxômetro, que consiste em um protocolo de testes e análise dos resultados.

4.1 - Circuitos de transmissão e recepção

Nesta seção são mostrados os sinais obtidos nos vários blocos funcionais do circuito responsável pela transmissão e recepção dos sinais ultra-sônicos e o circuito de demodulação e amostragem. Primeiramente, na figura 4.1, são mostrados dois ciclos dos trens de pulsos aplicados ao transdutor. Como já mencionado, cada trem de pulsos consiste em 10 pulsos quadrados de 2MHz, repetindo-se a cada 64 μ s (15,625kHz). Os sinais seguintes (figs. 4.2 a 4.6) estão na mesma base de tempo e gatilhados com o da figura 4.1.

Como é utilizado apenas um transdutor, tanto para a transmissão quanto para recepção, ambos os circuitos estão eletricamente conectados. O sinal mostrado na figura 4.2 corresponde ao da figura 4.1, após ser grampeado pelo limitador de tensões. Este sinal, utilizado pelo circuito de recepção, é uma superposição do sinal transmitido com o sinal captado pelo transdutor, este último de amplitudes muito pequenas e imperceptível no gráfico. A figura 4.3. mostra este mesmo sinal após amplificação. Sua forma, aparentemente distorcida, deve-se ao controle automático de ganho (AGC) presente no amplificador. Esta amplificação é feita de forma diferenciada, dando ganhos maiores a partes do sinal que apresentam menor amplitude, e ganhos menores a partes de maior amplitude. Os dados foram adquiridos via osciloscópio digital, sendo que cada sinal é composto de 1024 pontos, ou seja, aproximadamente um ponto a cada 100ns, limitando a resolução do gráfico. Esta baixa resolução quando da aquisição dos sinais faz com que a figura não apresente todos seus componentes de frequência, de forma que o sinal da figura 4.1 apresenta uma amplitude de pico em torno de 9V, menor que os esperados 12V.

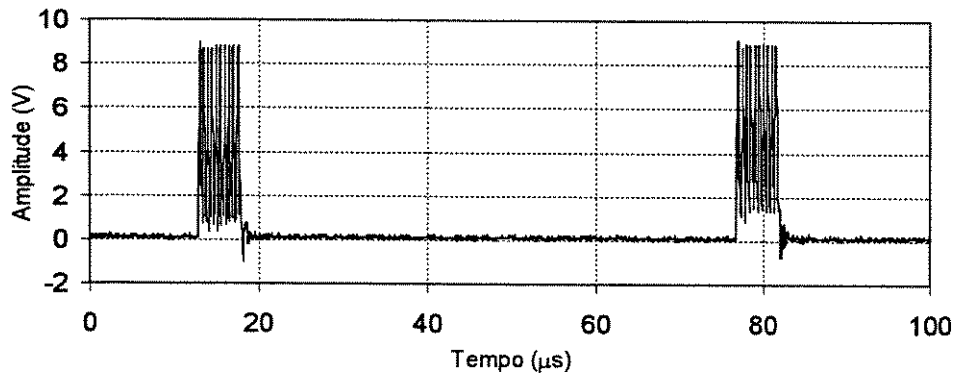


Figura 4.1 . Trens de pulsos aplicados ao transdutor.

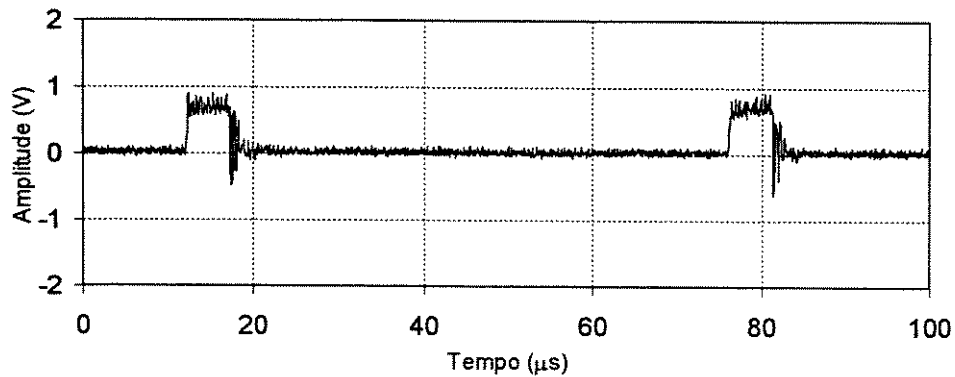


Figura 4.2. Sinal captado pelo transdutor após o limitador de tensões.

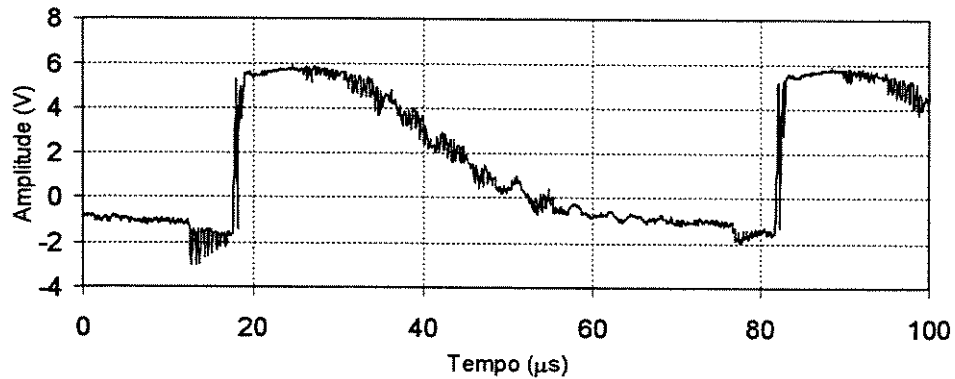


Figura 4.3. Sinal captado pelo transdutor e amplificado com AGC.

A seguir, nas figuras 4.4 a 4.6, são apresentados os sinais obtidos nos circuitos de demodulação e amostragem. Na figura 4.4 é mostrada a saída do circuito de demodulação. Ele é uma composição de sinais de frequências diferentes. Há componentes de baixa frequência, situadas na faixa de 0 a 3kHz, correspondentes à subtração em frequência (desvio Doppler) dos sinais transmitido e recebido; e componentes correspondentes à soma em frequência destes dois, compreendida na faixa de 4MHz.

A figura 4.5 apresenta o sinal da fig. 4.4 após o circuito de amostragem, onde apenas um pequeno trecho, correspondente à reflexões ocorridas na região central do tubo, é mantido intacto. A figura 4.6 apresenta o sinal utilizado na habilitação deste circuito de amostragem. O ruído que encontra-se próximo dos instantes de tempo $20\mu\text{s}$ e $80\mu\text{s}$ são oriundos do trem de pulsos aplicado ao transdutor, e que propaga-se principalmente pela malha de terra. Como ele apresenta uma frequência fixa em 2MHz , não gera nenhum problema, sendo facilmente eliminado pela etapa de filtros seguinte.

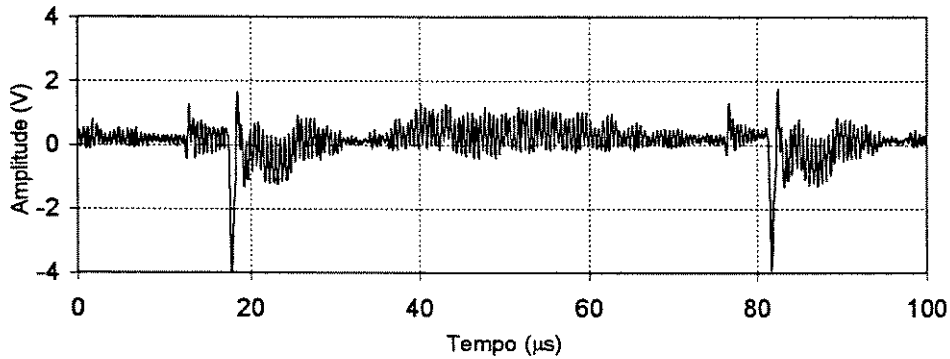


Figura 4.4. Sinal de saída do circuito de demodulação.

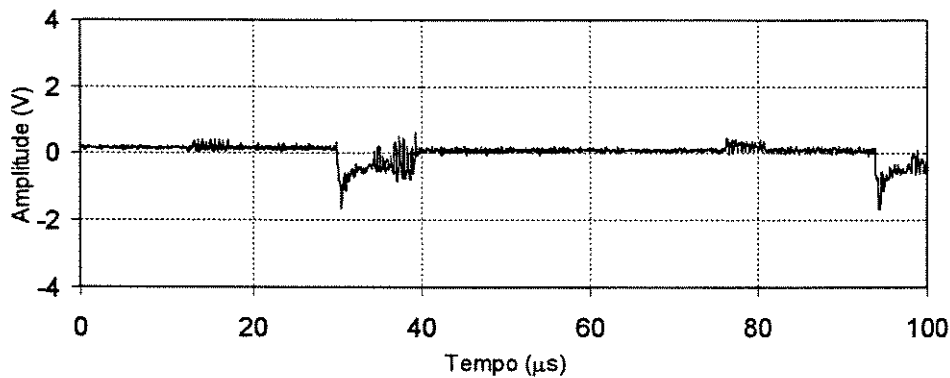


Figura 4.5. Sinal demodulado obtido após o circuito de amostragem.

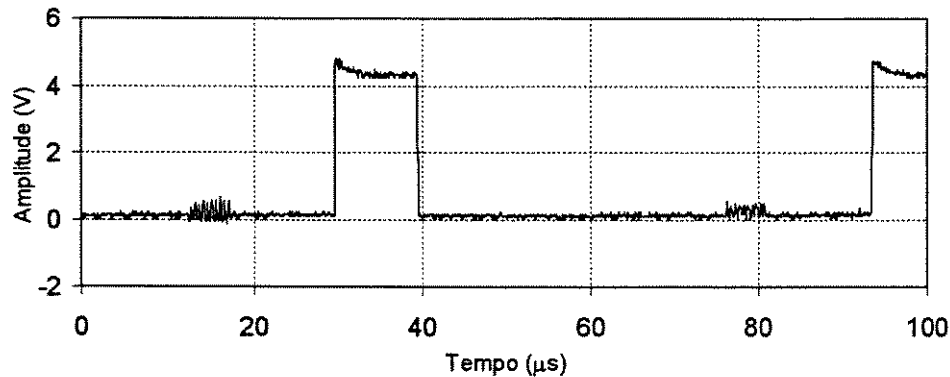


Figura 4.6. Sinal de habilitação do circuito de amostragem.

Como já mencionado, o sinal da figura 4.5 corresponde ao eco demodulado após a etapa de amostragem. Cada amostra deste sinal apresenta vários componentes de frequência, sendo que os de baixa frequência correspondem à amostras do desvio Doppler. Após a aquisição e filtragem de várias destas amostras é possível a reconstituição do sinal Doppler. Como já mencionado no capítulo 2, segundo o teorema da amostragem, a frequência de amostragem deve ser maior que duas vezes a máxima componente de frequência do sinal. Como a frequência de amostragem utilizada é igual a 15,625kHz e o desvio Doppler atinge o valor máximo de 3kHz, este teorema é obedecido. O próximo gráfico (figura 4.7) ilustra o resultado deste processo, mostrando um exemplo de sinal composto de várias amostras do sinal demodulado e o correspondente desvio Doppler reconstituído.

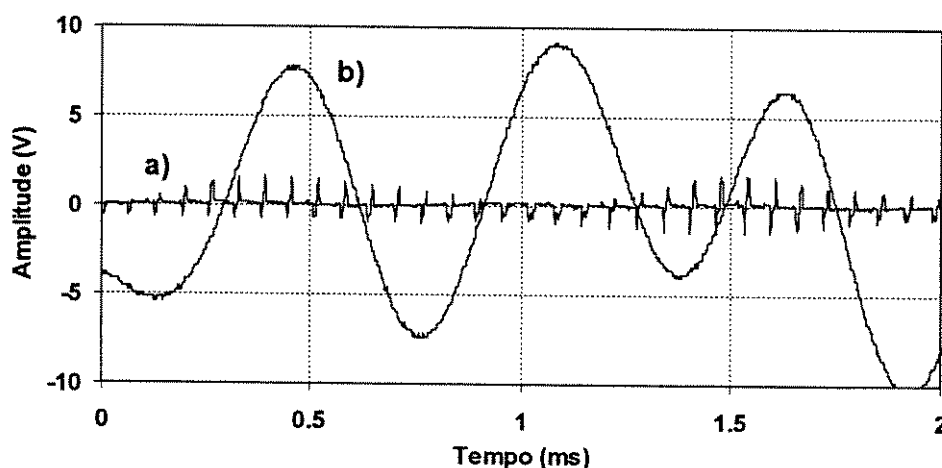


Figura 4.7. Exemplo de sinal amostrado ("a") e desvio Doppler reconstituído ("b").

O gráfico ilustra 32 instantes de amostragem ("a") e aproximadamente 3 ciclos completos do desvio Doppler reconstituído ("b"). O desvio Doppler é reconstituído a partir do valor médio de cada amostra, no entanto, isto não pode ser observado no gráfico, pois os dois sinais não estão em fase. Isto ocorre em função do atraso de fase causado pelos filtros utilizados na recomposição do sinal, portanto, o desvio Doppler apresentado no gráfico está atrasado em relação ao sinal amostrado.

4.2 - Medição do desvio Doppler

Como já mencionado, o desvio Doppler é um sinal analógico correspondente à diferença entre as frequências emitida e recebida, e que está diretamente relacionado com a velocidade do fluxo. A medição desta frequência foi feita através de dois circuitos distintos: o detetor de cruzamentos por zero (DCZ) e o conversor frequência/tensão (F/T). O DCZ utiliza como entrada o sinal correspondente ao desvio Doppler, gerando na saída um sinal pulsado, com níveis compatíveis com circuitos TTL, onde cada pulso corresponde a um semi-ciclo do sinal de entrada. O conversor F/T gera um nível de tensão proporcional à frequência média deste sinal pulsado de entrada.

O detetor de cruzamentos por zero

A figura 4.8 ilustra as etapas que ocorrem no detetor de cruzamentos por zero. Para que fosse possível fazer a aquisição dos vários sinais, ao invés de se usar o desvio Doppler obtido no circuito do fluxômetro, foi injetado um sinal artificial senoidal de 3kHz e 5Vpp.

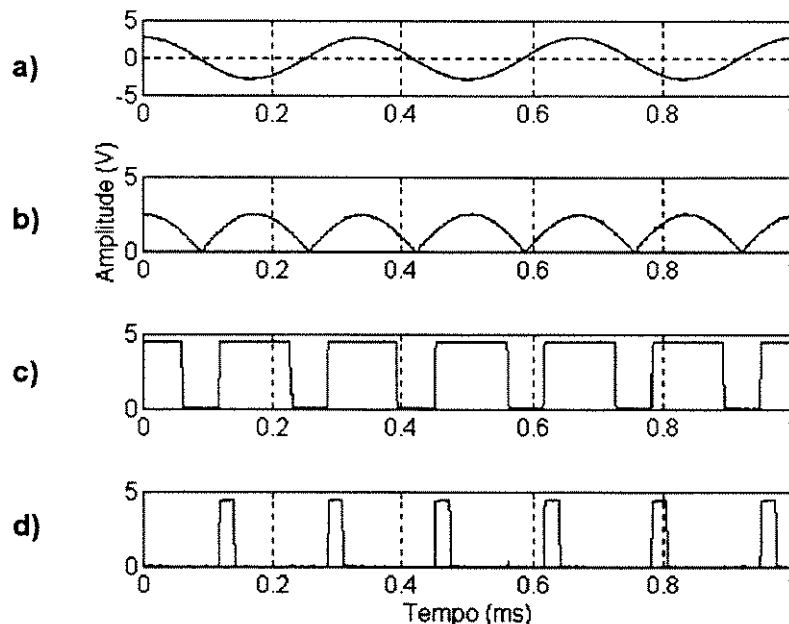


Figura 4.8. As várias etapas do circuito DCZ: a) o sinal original, b) após retificador, c) após comparadores e d) após monoestável.

O primeiro sinal ("a") é a senóide de 3kHz utilizada como entrada no circuito. O segundo sinal ("b") consiste na retificação do primeiro, tendo sido utilizado um retificador de precisão de onda completa. Apesar do nome "detetor de cruzamentos por zero", o limite de comparação não

foi fixado em zero, e sim 1,4V, obtido com dois diodos em série. Desta forma, o sinal retificado passa por um comparador que assume nível lógico 1 para entradas maiores que 1,4V e nível lógico 0 para valores menores ("c"). Os pontos correspondentes ao instante de tempo 0,6ms ilustram bem este fato. Valores de comparação menores que 1,4V, por exemplo 0,7V, permitiam que ruídos disparassem o comparador indevidamente e valores maiores fazia com que alguns ciclos do desvio Doppler de menor amplitude não fossem detectados pelo comparador. Este valor de 1,4V foi obtido com dois diodos de silício.

O fato de se usar o retificador faz com que, para cada ciclo do sinal original de entrada, tenha-se dois pulsos na saída do comparador. A vantagem de se trabalhar com o sinal retificado é que aumenta-se a precisão e a velocidade de resposta do sistema, pois trabalha-se com o dobro do número de sinais. Como este sinal pulsado apresenta pulsos de larguras diferentes, em função do período do sinal original, um circuito monoestável não-regatilhável gera um sinal ("d") com pulsos de mesma duração (100 μ s), gatilhados pelo sinal de saída do comparador.

A figura 4.9 apresenta um exemplo de desvio Doppler, obtido do fluxômetro via osciloscópio digital ("a"), e o sinal correspondente gerado pelo DCZ ("b"), sendo que cada pulso está relacionado a um semi-ciclo do desvio Doppler original.

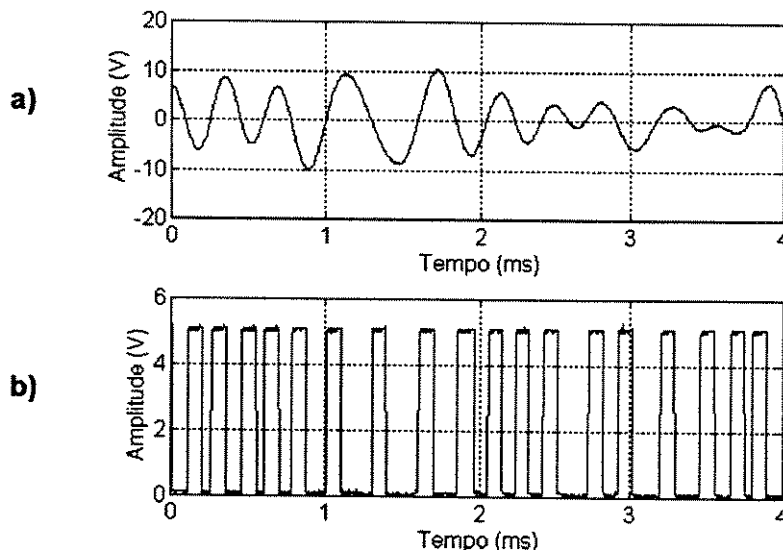


Figura 4.9. Desvio Doppler ("a") e sinal de saída do DCZ ("b").

A medida da frequência do sinal de saída do circuito monoestável é feita por um conversor frequência/tensão. Para o conversor utilizado, não há a necessidade de se utilizar um sinal com pulsos de largura fixa, nem mesmo com simetria entre os instantes de nível lógico 1 ou

0, o que poderia ser implementado com um flip-flop do tipo T (“toggle”). Este monoestável foi adotado para evitar que oscilações que venham disparar os comparadores indevidamente possam interferir no valor medido.

O conversor frequência/tensão

O conversor F/T utilizado apresenta uma alta linearidade na faixa compreendida entre 0 e 9kHz. O gráfico ilustrado na figura 4.10 mostra duas retas. A primeira (“a”) corresponde à relação entre as várias frequências de entrada e as várias tensões de saída do conversor F/T. Cada medida, feita 4 vezes, é representada pelo seu respectivo desvio padrão. A reta ilustrada corresponde à regressão linear das médias dos pontos. O coeficiente de correlação ($R^2 = 0,9999$) é um indicativo da alta linearidade na faixa em questão (0 a 9kHz). A segunda reta (“b”) é semelhante à primeira, com a diferença que, em vez do conversor F/T ser analisado isoladamente, ele foi conectado ao DCZ. Cada medida, feita também 4 vezes, é representada pelo seu respectivo desvio padrão, sendo que a reta corresponde à regressão linear das médias dos pontos. O alto coeficiente de correlação ($R^2 = 0,9997$) é também um indicativo da alta linearidade na faixa em questão (0 a 4,5kHz).

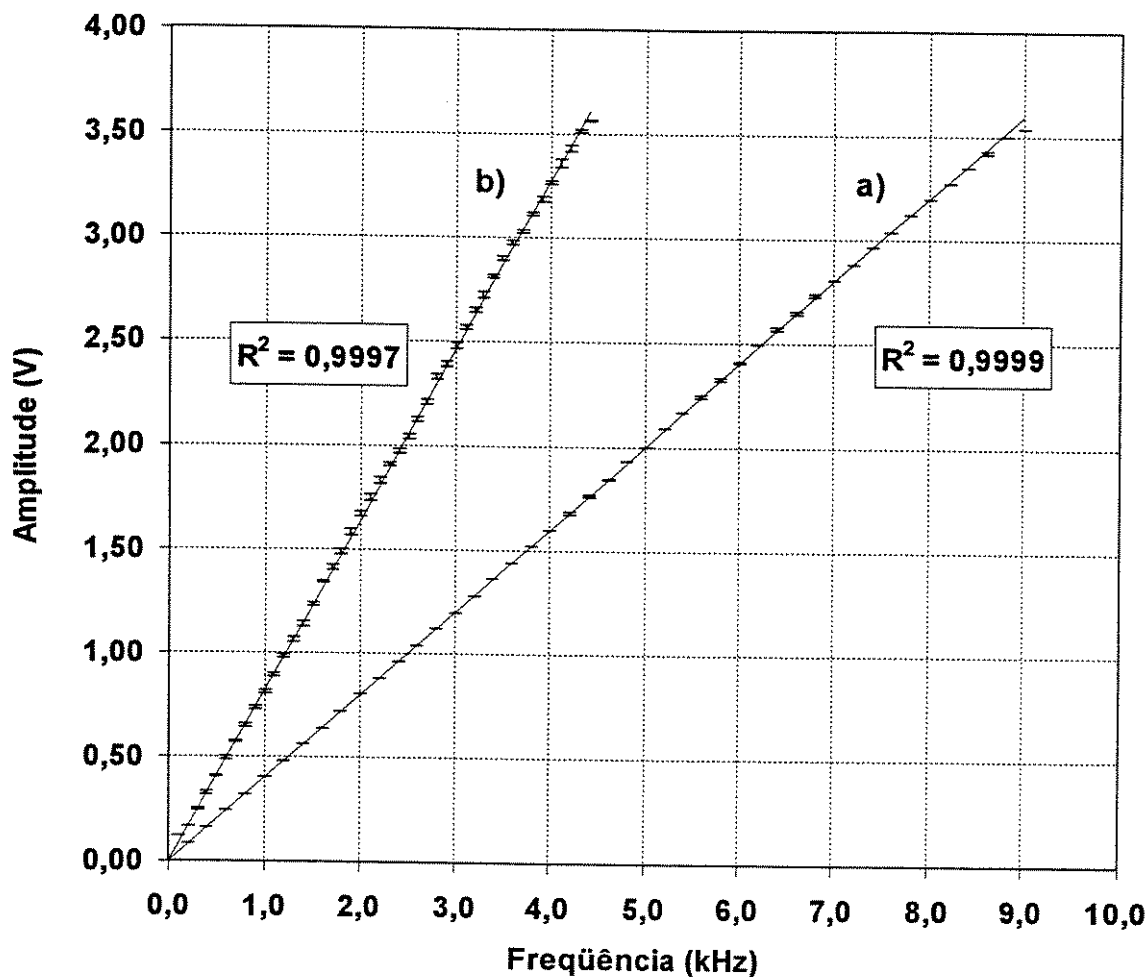


Figura 4.10. Comportamento do conversor F/T funcionando isoladamente (a), e o mesmo conectado ao DCZ (b)

Pode ser observado que a reta “b” apresenta uma inclinação duas vezes maior que a reta “a”, ou seja, para uma mesma frequência de entrada a reta “b” apresenta um valor de tensão duas vezes maior que o de “a”. Isto é ocasionado pelo circuito DCZ que, como já mencionado, ao realizar a retificação de onda completa, gera um sinal cuja frequência é o dobro do sinal original. Os pontos correspondentes ao gráfico da figura 4.10 são mostrados na tabela 4.1.

Tabela 4. 1.

Relação entrada/saída do conversor F/T (esquerda) e do conversor F/T + DCZ (direita).

Conversor F/T						DCZ + Conversor F/T					
Freq. kHz	Média (V)	Desvio padrão (V)	Freq. kHz	Média (V)	Desvio padrão (V)	Freq. kHz	Média (V)	Desvio padrão (V)	Freq. kHz	Média (V)	Desvio padrão (V)
0.0	0.00	0.000	4.6	1.85	0.007	0.0	0.00	0.000	2.3	1.91	0.010
0.2	0.08	0.000	4.8	1.93	0.000	0.1	0.12	0.002	2.4	1.97	0.012
0.4	0.16	0.000	5.0	2.00	0.000	0.2	0.17	0.002	2.5	2.04	0.010
0.6	0.24	0.000	5.2	2.09	0.000	0.3	0.25	0.002	2.6	2.12	0.013
0.8	0.32	0.000	5.4	2.17	0.000	0.4	0.33	0.005	2.7	2.21	0.009
1.0	0.40	0.000	5.6	2.25	0.007	0.5	0.41	0.005	2.8	2.33	0.010
1.2	0.48	0.000	5.8	2.33	0.008	0.6	0.49	0.006	2.9	2.39	0.012
1.4	0.56	0.000	6.0	2.41	0.005	0.7	0.57	0.006	3.0	2.48	0.015
1.6	0.64	0.000	6.2	2.49	0.000	0.8	0.65	0.007	3.1	2.57	0.012
1.8	0.72	0.000	6.4	2.57	0.008	0.9	0.73	0.009	3.2	2.65	0.011
2.0	0.80	0.000	6.6	2.65	0.006	1.0	0.81	0.009	3.3	2.72	0.015
2.2	0.88	0.000	6.8	2.73	0.006	1.1	0.90	0.006	3.4	2.81	0.010
2.4	0.96	0.000	7.0	2.80	0.000	1.2	0.98	0.008	3.5	2.90	0.011
2.6	1.04	0.000	7.2	2.88	0.000	1.3	1.06	0.012	3.6	2.97	0.012
2.8	1.12	0.000	7.4	2.96	0.000	1.4	1.14	0.010	3.7	3.03	0.010
3.0	1.20	0.000	7.6	3.04	0.000	1.5	1.24	0.006	3.8	3.11	0.006
3.2	1.28	0.000	7.8	3.12	0.000	1.6	1.34	0.006	3.9	3.19	0.012
3.4	1.36	0.000	8.0	3.20	0.000	1.7	1.41	0.012	4.0	3.26	0.006
3.6	1.44	0.000	8.2	3.27	0.000	1.8	1.49	0.010	4.1	3.36	0.017
3.8	1.52	0.000	8.4	3.35	0.001	1.9	1.58	0.012	4.2	3.43	0.015
4.0	1.60	0.000	8.6	3.43	0.008	2.0	1.67	0.010	4.3	3.52	0.006
4.2	1.69	0.005	8.8	3.50	0.000	2.1	1.75	0.015	4.4	3.56	0.007
4.4	1.77	0.007	9.0	3.54	0.000	2.2	1.84	0.015	4.5	3.59	0.000

Para as características do sistema ultra-sônico e hidráulico, e utilizando-se a equação 2.23, que relaciona desvio Doppler com velocidade de escoamento do fluido, o desvio Doppler chega a um valor máximo teórico de 2,6kHz. Como o DCZ gera um sinal com o dobro da frequência (5,2kHz), o conversor F/T cobre toda faixa necessária.

4.3 - Linearização do sinal de saída

Como descrito no capítulo 3, a relação proporcional entre o desvio Doppler e a velocidade de escoamento do fluido, prevista pela equação 2.23 não foi observada, sendo necessária a utilização de um circuito capaz de linearizar o sinal de tensão correspondente ao desvio Doppler, tornando-o proporcional à velocidade de escoamento, e consequentemente ao fluxo. O gráfico a seguir (figura 4.11) apresenta o sinal original (não-linearizado) e o corrigido (linearizado), ambos em função do fluxo. O sinal original é representado pela curva “a”, onde os valores medidos são

representados pelos seus desvios padrão, e a curva corresponde a uma regressão polinomial de 4ª ordem. O sinal corrigido é representado pela reta "b", onde os valores obtidos são também representados pelos seus desvios padrão, e a reta corresponde à regressão linear.

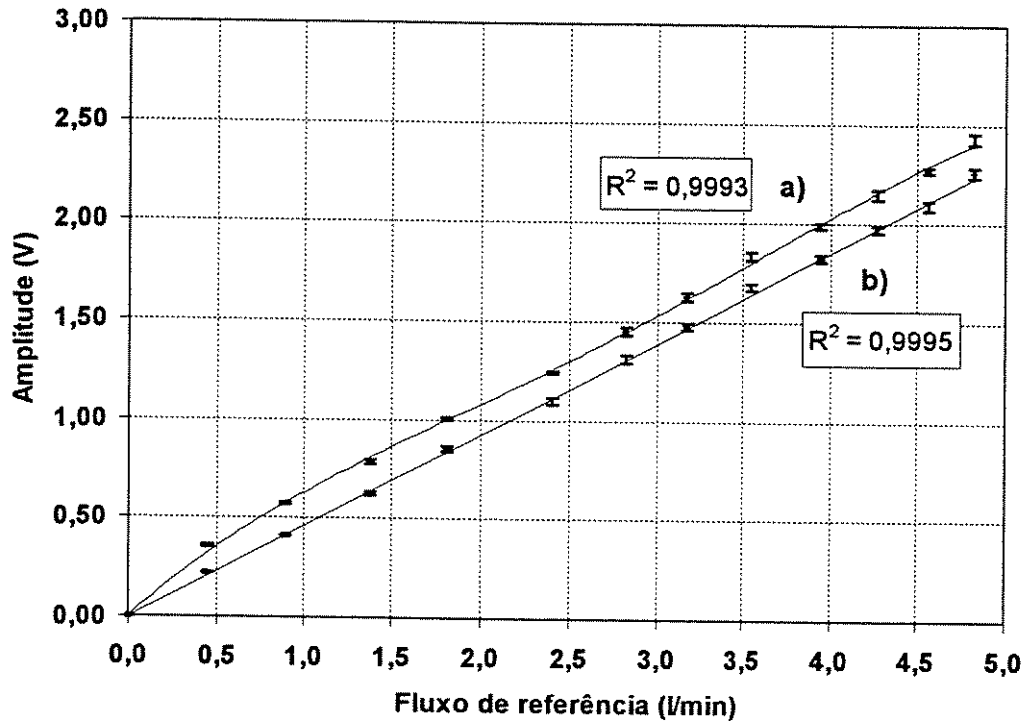


Figura 4.11. Curvas antes ("a") e depois ("b") do circuito de linearização.

Tabela 4.2. Dados obtidos antes e depois do circuito de linearização.

Fluxo referência (l/min)	Sinal não linearizado (V)	Desvio padrão (V)	Sinal linearizado (V)	Desvio padrão (V)
0,00	0,00	0,000	0,00	0,000
0,45	0,36	0,009	0,22	0,000
0,90	0,57	0,008	0,41	0,000
1,38	0,78	0,010	0,62	0,011
1,81	1,00	0,008	0,85	0,015
2,40	1,25	0,007	1,10	0,018
2,83	1,45	0,021	1,31	0,019
3,18	1,62	0,022	1,48	0,017
3,55	1,84	0,020	1,68	0,019
3,95	1,99	0,015	1,82	0,020
4,27	2,14	0,024	1,97	0,017
4,57	2,27	0,016	2,09	0,025
4,82	2,43	0,029	2,25	0,024

4.4 - O transdutor ultra-sônico utilizado

Como já mencionado, foi utilizado um transdutor ultra-sônico de 2MHz no modo Doppler pulsátil. Em vez de se fazer a excitação com trens de pulsos senoidais, foram utilizados pulsos quadrados. Esta opção, visando a simplificação do circuito de transmissão, baseou-se no fato do transdutor oscilar preferencialmente em sua frequência de ressonância, minimizando a emissão de harmônicas de ordens superiores.

Para validar a afirmação anterior, foram feitos testes utilizando transmissões com trens de pulsos senoidais (12Vpp) e quadrados (12Vp), e comparando-se o espectro de frequências dos ecos resultantes de reflexões em um anteparo de aço fixo. Na figura 4.12 são mostrados os dois sinais utilizados: à esquerda encontra-se o trem de pulsos senoidal e à direita, o quadrado.

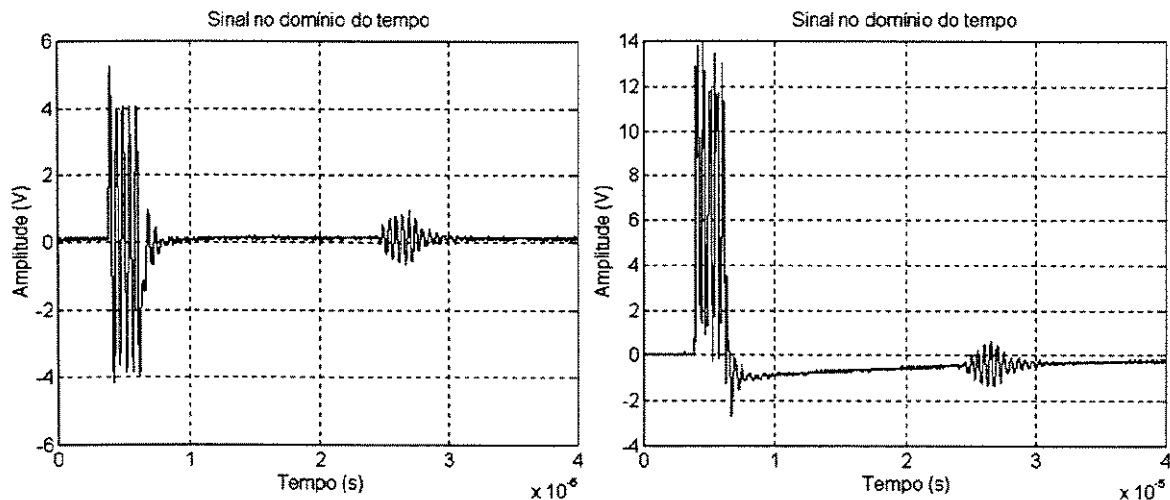


Figura 4.12. Trens de pulsos senoidal (esquerda) e quadrado (direita).

Na figura 4.12 pode-se ver ainda os ecos correspondentes aos dois tipos de excitação. Estes ecos são mostrados ampliados na figura 4.13. Por inspeção visual, a não ser pela diferença de nível DC, ambos apresentam forma similar.

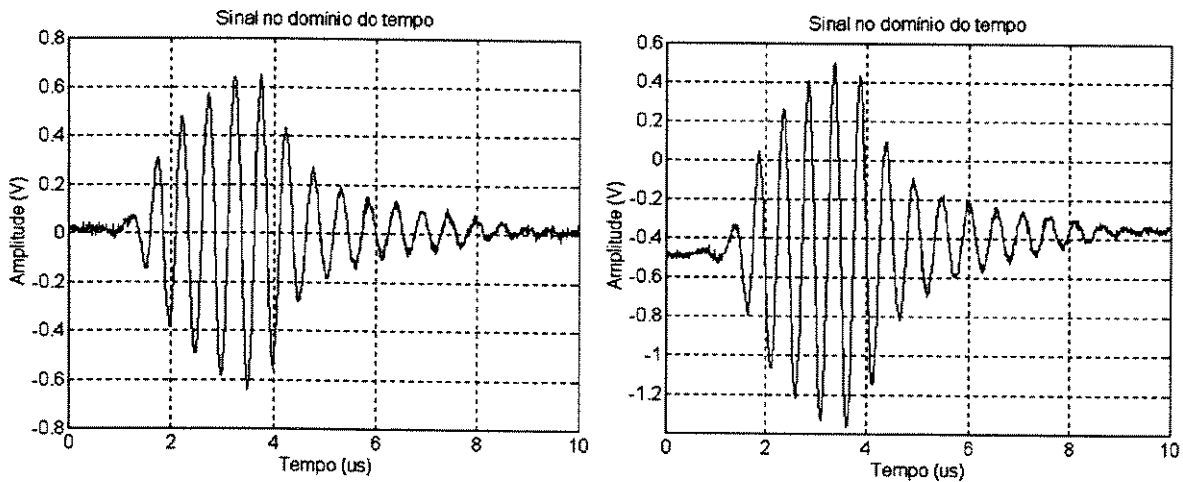


Figura 4.13. "Zoom" dos sinais captados pelo transdutor resultantes de excitações senoidal (esquerda) e quadrada (direita).

Na figura 4.14 é apresentada a transformada rápida de Fourier (FFT) dos dois sinais da figura 4.13, feita com auxílio do programa MATLAB®. Os eixos das ordenadas foram normalizados em valores arbitrários. Este era o resultado esperado, em função da frequência de excitação e do fato do anteparo estar parado.

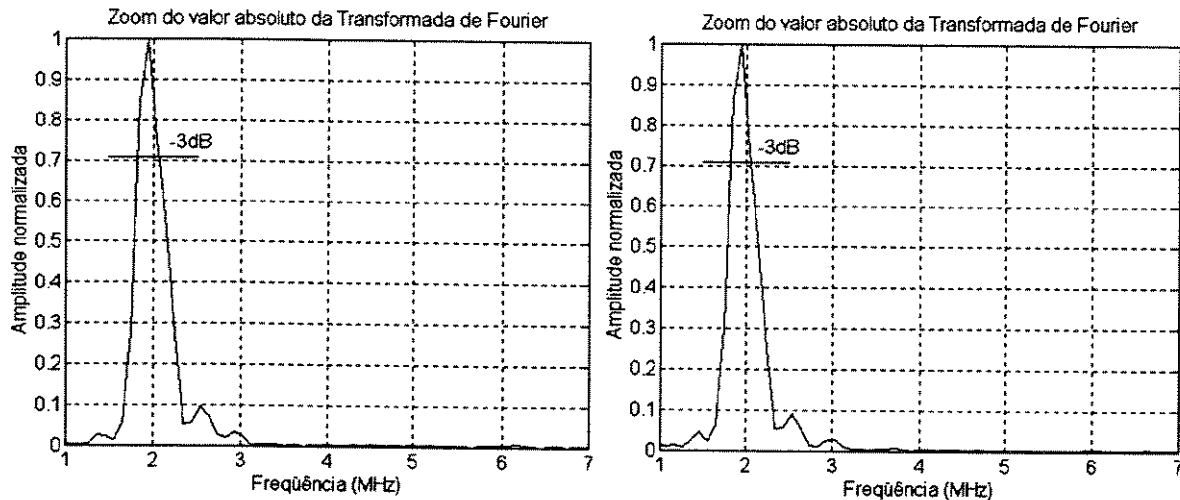


Figura 4.14. "Zoom" da FFT dos sinais captados pelo transdutor resultantes de excitações senoidal (esquerda) e quadrada (direita).

O termo largura de faixa ("bandwidth") é a largura do espectro de frequências na região onde a amplitude corresponde a 70,7% do valor máximo (-3dB). O termo frequência central é a média das duas frequências utilizadas no cálculo da largura de faixa (A.I.U.M., 1992). Para os dois espectros da figura 4.14, a largura de faixa medida foi de 240kHz, e a frequência central foi 1,96MHz para a reflexão correspondente à excitação senoidal, e 1,95MHz para o de excitação quadrada. Estes valores são indicativos da semelhança entre os espectros de frequência dos sinais.

4.5 - Calibração do fluxômetro ultra-sônico

Após a conclusão da etapa de projeto e desenvolvimento, fez-se uma montagem (“setup”) experimental para realização de um protocolo de testes para levantamento da curva de calibração do fluxômetro. Este protocolo consiste em fixar a velocidade da bomba sistêmica em um determinado valor, fazendo-a circular uma solução de teste por um circuito hidráulico. A seguir, é feita a comparação dos valores de fluxo medidos pelo fluxômetro ultra-sônico e por outro considerado padrão. Estas medidas foram feitas várias vezes, para diferentes velocidades de rotação, conforme descrito adiante.

O procedimento mais indicado seria utilizar um fluxômetro calibrado e rastreado, em série com o medidor desenvolvido. Para a faixa de operação adotada em rotinas de circulação extracorpórea (0 a 6 l/min), o mais indicado seria o medidor de fluxo baseado no efeito Coriolis, cujo princípio físico foi apresentado no capítulo 2. Seu elevado custo (acima de US\$2,000.00) fez com que se optasse por outro sistema de testes. Conforme brevemente descrito no capítulo 3, estes testes foram realizados através do bombeamento da solução, a um fluxo constante, de um reservatório para um tanque de calibração. O valor do fluxo medido por este tanque de calibração foi considerado como sendo o fluxo de referência. Este valor foi comparado com o valor medido pelo fluxômetro ultra-sônico, posicionado entre a bomba e o tanque, e pelo medidor da própria bomba de roletes (figura 4.15).

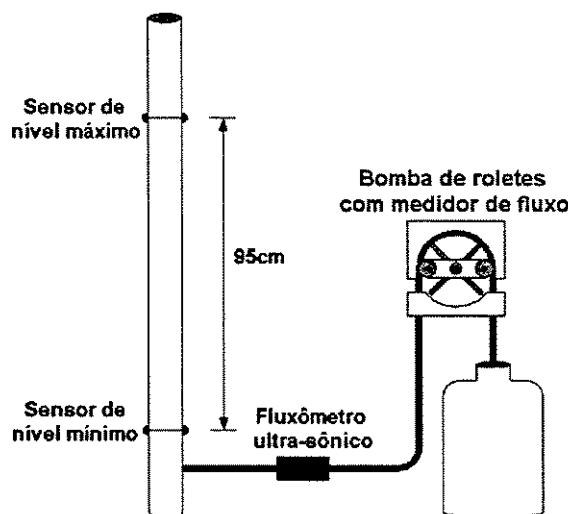


Figura 4.15. Montagem utilizada para testes do fluxômetro ultra-sônico (repetida de 3.6).

O testes foram feitos com 3 soluções com diferentes concentrações volumétricas de maisena: 5%, 9% e 21%. A velocidade da bomba foi fixada em 13 valores, desde 0 a 150RPM,

com passos de 12,5RPM. A primeira solução utilizada foi a com concentração igual a 9%. Como se tratava da primeira bateria de testes e não se tinha idéia da dispersão dos dados, cada medição foi realizada 10 vezes. Para eliminar suspeitas sobre a influência da variação da concentração na medida do fluxo, foram realizados testes com as concentrações iguais a 5% e 21%. Como os resultados apresentaram pouca dispersão, as medições para cada uma das duas soluções foram realizadas 5 vezes para cada velocidade. Ao todo, foram realizadas 20 medições para cada velocidade, resultando num total de 520 medições (230 feitas com o fluxômetro ultra-sônico e 230 com o padrão). Um dos maiores problemas foi a rápida sedimentação da maisena, que foi parcialmente contornado com a utilização de uma bomba auxiliar realizando a agitação da solução dentro do reservatório.

O gráfico da figura 4.16 e a tabela 4.3 mostram as médias e os desvios padrão para os valores obtidos com os diferentes medidores de fluxo em função da velocidade de rotação da bomba: o fluxômetro padrão, o ultra-sônico e o medidor da bomba de roletes. As curvas do fluxômetro padrão e do ultra-sônico são um indicativo da semelhança entre eles e, pelos desvios padrão, nota-se uma pequena dispersão das amostras levantadas. Observa-se também a não-linearidade do fluxo medido com a velocidade da bomba. Esta relação só é válida para as condições de perda de carga do circuito hidráulico utilizado nos testes. Qualquer modificação no circuito, como adição de conexões, obstruções na tubulação etc., resultaria numa relação diferente entre a velocidade e o fluxo medido pelos dois sensores. Já as medidas feitas pelo medidor da bomba, apresentam uma relação linear com a velocidade, isto porque o valor de fluxo indicado pela bomba é uma estimativa (e não uma medição) baseada em sua velocidade de rotação. Nota-se também que os valores de desvio padrão do medidor da bomba são todos iguais a zero, o que é fruto da relação direta entre a velocidade e o valor de fluxo indicado. Isto mostra que o medidor da bomba de roletes, dependendo das condições do circuito hidráulico, pode vir a apresentar erros muito grandes.

O indicador da fluxômetro ultra-sônico apresenta uma casa decimal, no entanto, em função da média dos valores obtidos, os valores apresentados na tabela contêm duas casas decimais. Pode ser observado que, com o aumento da velocidade, o desvio padrão das medições feitas com o fluxômetro de referência aumentam. A principal suspeita para isto é o fato de que, para maiores velocidades, o tanque de calibração enche-se mais rapidamente, fazendo com que o

nível do líquido oscile, disparando os sensores de nível em instantes diferentes para cada medição.

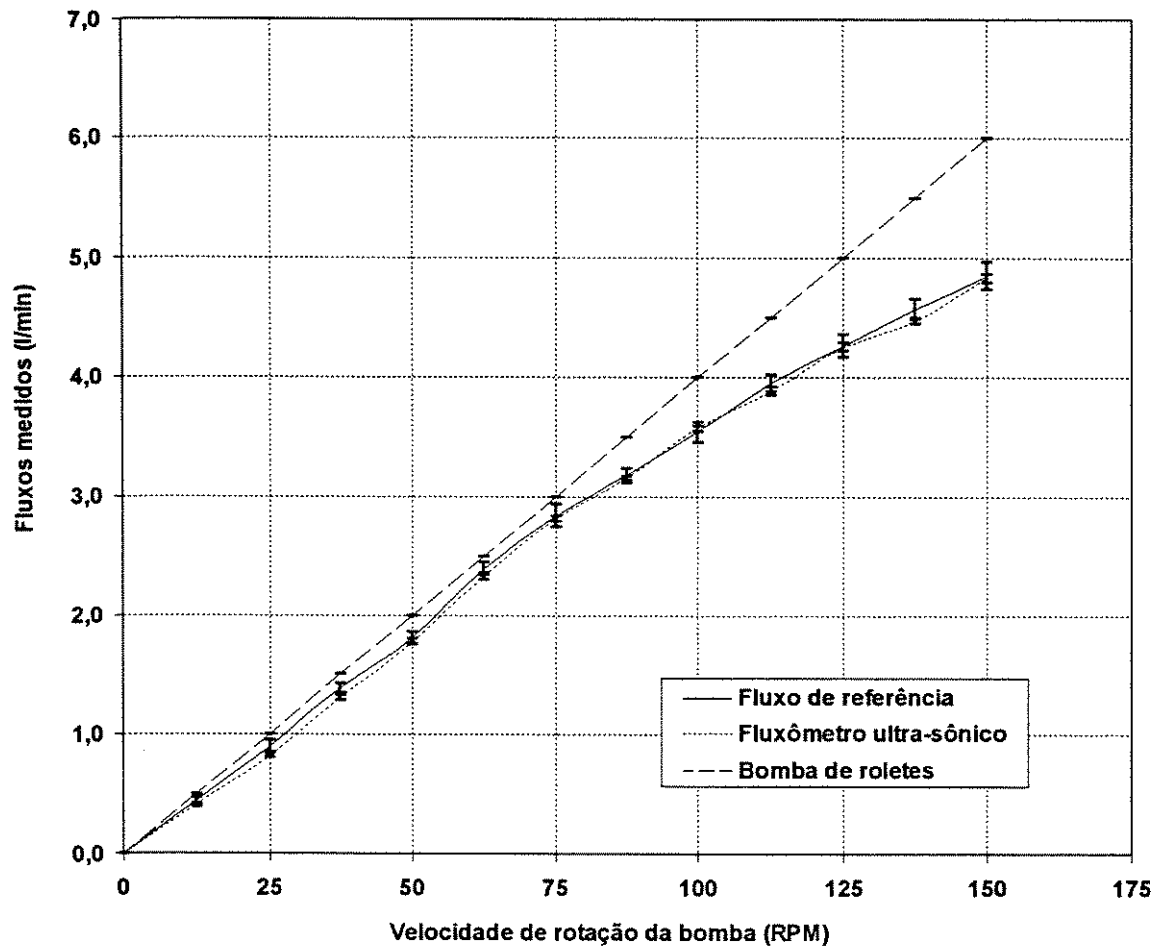


Figura 4.16. Gráfico do comportamento dos vários medidores para diferentes velocidades de rotação da bomba.

Tabela 4.3. Valores de fluxo obtidos com o fluxômetro de referência, o ultra-sônico e a bomba de roletes.

Velocidade (RPM)	Fluxômetro padrão (l/min)	Desvio padrão (l/min)	Fluxômetro ultra-sônico (l/min)	Desvio padrão (l/min)	Bomba de roletes (l/min)	Desvio padrão (l/min)
0	0,00	0,000	0,00	0,000	0,00	0,000
13	0,44	0,030	0,41	0,014	0,50	0,000
25	0,90	0,048	0,82	0,017	1,00	0,000
38	1,39	0,040	1,30	0,019	1,50	0,000
50	1,81	0,052	1,78	0,027	2,00	0,000
63	2,39	0,054	2,33	0,031	2,50	0,000
75	2,84	0,092	2,82	0,018	3,00	0,000
88	3,18	0,056	3,15	0,017	3,50	0,000
100	3,54	0,084	3,57	0,029	4,00	0,000
113	3,95	0,072	3,89	0,036	4,50	0,000
125	4,27	0,095	4,26	0,032	5,00	0,000
138	4,57	0,086	4,47	0,026	5,50	0,000
150	4,85	0,116	4,84	0,033	6,00	0,000

O gráfico a seguir (figura 4.17) apresenta os valores médios do fluxômetro ultra-sônico em relação ao fluxo de referência. A reta corresponde à regressão linear dos pontos, sendo que o alto coeficiente de correlação ($R^2 = 0,9993$) é um indicativo da semelhança entre os valores obtidos pelos dois medidores. Os dados utilizados são os mesmos da tabela 4.3.

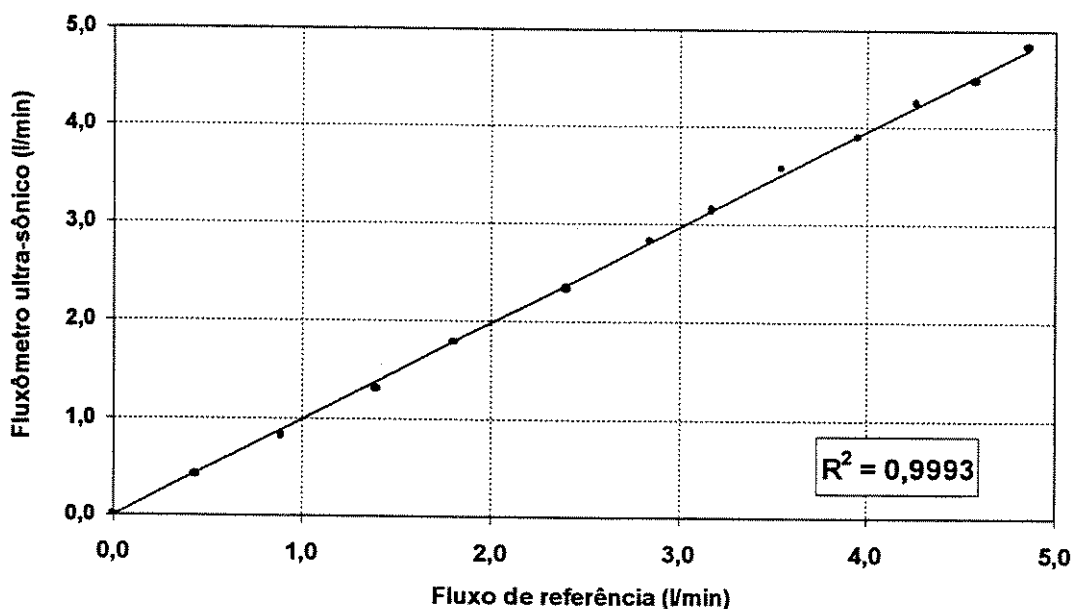


Figura 4.17. Comportamento do fluxômetro ultra-sônico em relação ao fluxo de referência.

Foi realizada ainda uma análise de variância entre as curvas, obtendo-se $p \leq 0,05$, ou seja, a probabilidade delas serem diferentes é menor que 5% (Keppel, 1982).

Como já mencionado, o medidor de fluxo baseado na velocidade da bomba de roletes pode apresentar erros bastante significativos em função das características do sistema hidráulico. Foram realizados dois testes onde foram criadas oclusões na mangueira, ora antes da bomba, ora depois da bomba. Os resultados obtidos são apresentados nas figuras 4.18 e 4.19.

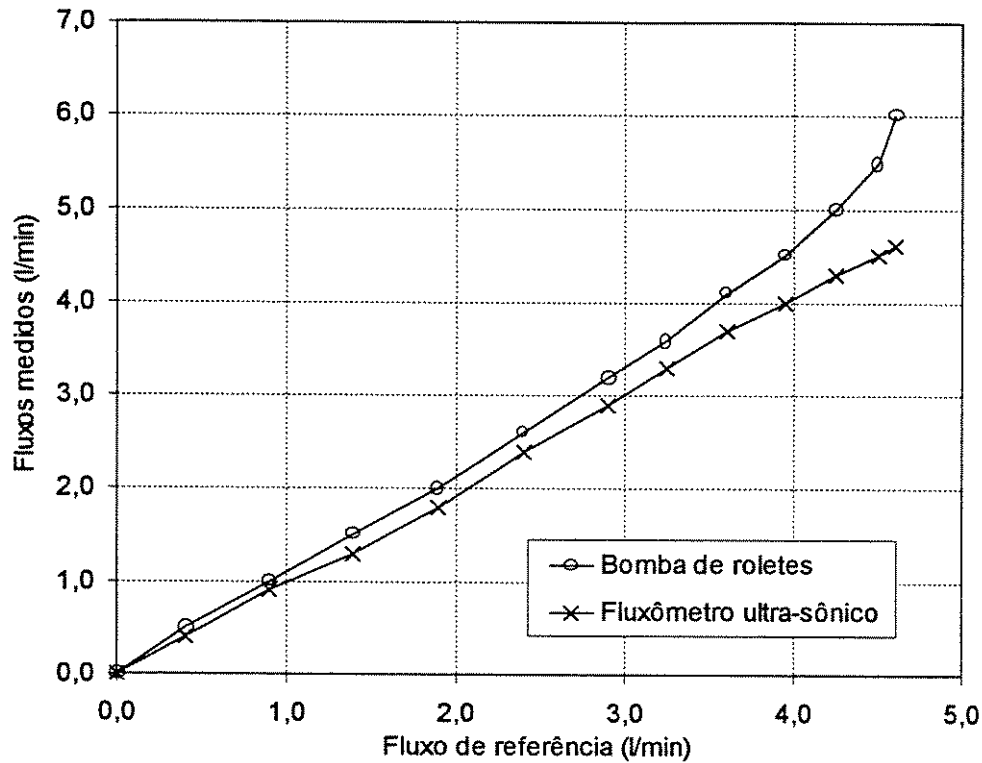


Figura 4.18. Oclusão na mangueira feita antes da bomba.

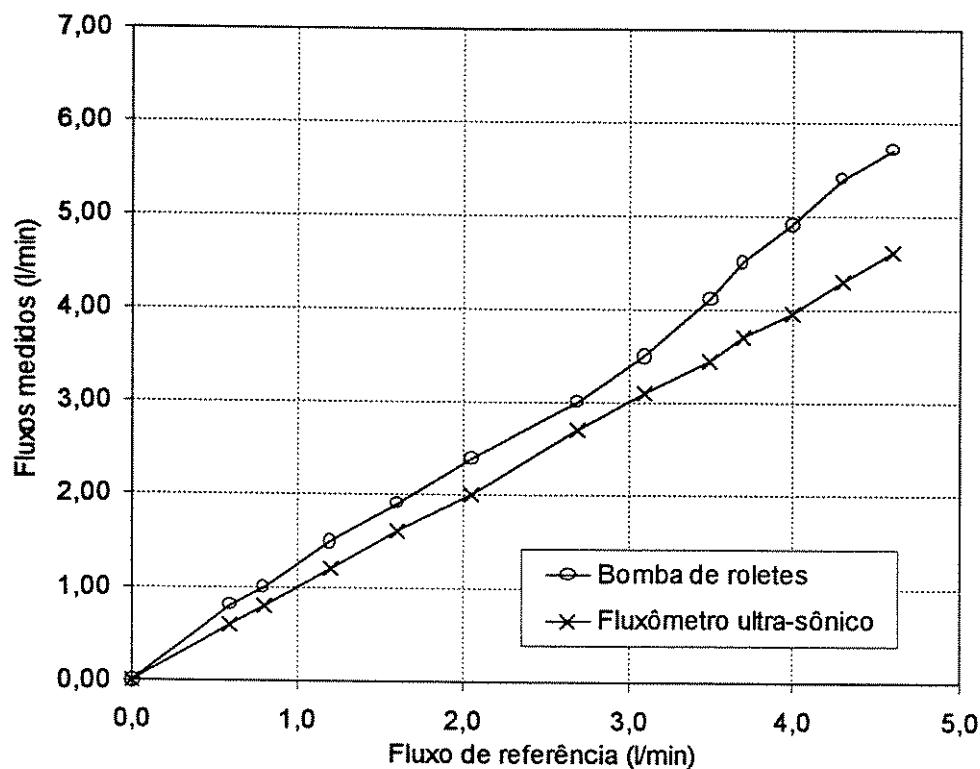


Figura 4.19. Oclusão na mangueira feita depois da bomba.

Como a intenção não era quantificar, mas sim apenas mostrar que o medidor da bomba pode vir a apresentar erros muito grandes em determinadas condições de operação, cada medida foi realizada apenas uma vez. Isso foi feito para que a bomba não trabalhasse muito tempo em condições críticas, podendo vir a sofrer algum dano.

Capítulo 5 – Discussão e Conclusões

Neste capítulo, primeiramente são levantados alguns pontos críticos do circuito desenvolvido, discutindo as soluções implementadas, comparando-as com trabalhos semelhantes de outros autores. Ao final são apresentadas conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

5.1 Discussão

Uma das maiores preocupações quando do início deste trabalho era a de se desenvolver um equipamento que de fato pudesse contribuir para a efetiva melhora de rotinas de circulação extracorpórea, com o compromisso de que o custo final não fosse elevado, o que tornaria inviável sua utilização. Há diferentes técnicas que poderiam ter sido utilizadas, mas optou-se pela simplicidade e eficiência, como por exemplo no circuito responsável pela geração e amplificação dos trens de pulsos aplicado ao transdutor, ou nos circuitos de DCZ ou linearização. A seguir alguns pontos críticos do circuito são discutidos mais detalhadamente.

O sistema de circulação extracorpórea da empresa Braile Biomédica opera conectado diretamente à rede elétrica mas, em casos de falha de energia, utiliza um módulo de baterias. Em função disto, todo circuito da bomba de CEC desta empresa utiliza tensões dentro da faixa de 0 a 24V. A possibilidade de uma futura integração do fluxômetro ultra-sônico desenvolvido com o SACEC e com o sistema de CEC da Braile Biomédica limitou as tensões máximas utilizadas no circuito a $\pm 12V$. Inicialmente pensou-se em utilizar um transformador (Güler & Güler, 1989) ou um conversor DC/DC para amplificar os pulsos aplicados ao transdutor ultra-sônico. No entanto, isso não se fez necessário, pois os ecos recebidos e amplificados apresentaram uma alta relação sinal/ruído.

Como já mencionado no capítulo 2, o desvio Doppler é um sinal analógico cuja frequência está relacionada à velocidade de escoamento do sangue de forma linear (equações 2.22 e 2.23), ou seja, o desvio Doppler médio é diretamente proporcional à velocidade média do fluxo sanguíneo (Christensen, 1988; Webster, 1977). No entanto, esta equação enquadra-se em um caso ideal, sendo apenas uma aproximação para casos reais. Como mostrado no capítulo 4, que trata dos testes e resultados (figura 4.16), o sistema comportou-se de forma linear na faixa

compreendida entre 1 e 5 l/min, o que não foi observado entre 0 e 1 l/min, sendo necessário ajuste polinomial para correção desta não-linearidade. A maisena utilizada na solução de teste sedimenta-se rapidamente, o que torna-se crítico para fluxos baixos. Para contornar este problema foi utilizado um agitador, capaz de manter as partículas em suspensão. De forma a eliminar qualquer dúvida a respeito da influência da sedimentação, as curvas de calibração foram levantadas com soluções com três concentrações diferentes (5, 9 e 21%), apresentando o mesmo resultado.

Segundo Bascom & Cobbold (1996), variações na distribuição espacial das partículas responsáveis pelo espalhamento (hemácias) causam variações na potência espectral do desvio Doppler. Outros fatores capazes de causar variações em sinais Doppler modificando seus espectros de frequência (alargamento espectral – “spectral broadening”) são listados a seguir (Kikkawa et alli, 1987; Markou & Ku, 1991):

- perfil de velocidade no volume de amostragem;
- distribuição espacial do feixe ultra-sônico no volume de amostragem;
- distribuição espectral da onda ultra-sônica transmitida;
- variação do ângulo de incidência do feixe ultra-sônico;
- distribuição espacial das partículas espalhadoras;
- turbulência;
- espalhamento causado por partículas em aceleração (fluxo variável no tempo).

Além destes itens podem ser incluídas ainda a diferença de impedâncias entre o gel e a mangueira e a seção cilíndrica desta última, acarretando mudanças de direção do feixe ultra-sônico, bem como problemas relacionados ao circuito de demodulação e a própria forma como é feita a análise do desvio Doppler. A figura 5.1 ilustra um feixe ultra-sônico incidindo sobre um trecho da tubulação de CEC. O feixe apresenta uma seção reta finita, sendo que na figura ele é representado por 4 lâminas de largura L e espessura infinitesimal dx , incidindo de forma oblíqua e delimitando um ângulo θ . Como o tubo apresenta seção reta circular, o ângulo de incidência não é uniforme para todo o feixe ultra-sônico. O ângulo de incidência para regiões próximas ao ponto “a” não é o mesmo para regiões próximas ao ponto “b”. Essa variação de ângulo para pontos de um mesmo feixe não é prevista pela equação 2.23, sendo uma das prováveis causas da não-linearidade observada entre o desvio Doppler médio e a velocidade média de escoamento do fluido.

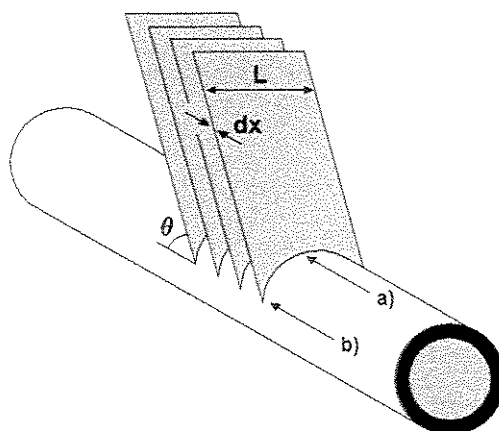


Figura 5.1. Incidência de um feixe ultra-sônico de seção transversal finita em um tubo de seção transversal cilíndrica.

Para as características hidráulicas de um circuito de CEC adulto (faixa de fluxo de 0 a 6 l/min e diâmetro da tubulação de 9,53mm) e para as características acústicas do sistema ultra-sônico utilizado (transdutor de 2MHz e ângulo de incidência do feixe acústico igual a 45°), tem-se um desvio Doppler cujas componentes de frequência estão compreendidas na faixa entre 0 e 3kHz. Existem duas formas mais usuais de se medir o desvio Doppler: o detetor de cruzamentos por zero (DCZ), que foi a opção feita para este trabalho, e a transformada rápida de Fourier (FFT). O DCZ “conta” o número de ciclos de um sinal por unidade de tempo, fornecendo um valor correspondente à média das frequências, que está relacionado com a frequência dominante do espectro durante um determinado instante de tempo. A transformada de Fourier é uma análise matemática do sinal, fornecendo as componentes do espectro de frequência com suas respectivas amplitudes. A FFT necessita que o processamento seja feito de forma digital, em um computador ou processador digital de sinais. Já o DCZ é de implementação mais simples, podendo ser feito de forma digital, por meio de um algoritmo, como no trabalho de Cote & Fox (1988), ou de forma analógica, como foi feito neste trabalho.

Cote & Fox (1988) realizaram testes comparando, para um mesmo sinal, o valor médio de frequência medido por algoritmo DCZ e a média obtida por FFT. Eles consideraram a frequência média da FFT como sendo a frequência fundamental. Foi observado que para sinais com alta relação sinal/ruído, tanto o DCZ quanto a FFT forneceram resultados equivalentes. Já para sinais com baixa relação sinal/ruído, o DCZ forneceu resultados melhores que a FFT.

Apesar de DCZ denominar detetor de cruzamentos por zero, a amplitude acima da qual um novo pulso é contado, pode ser tanto zero quanto outro valor de tensão qualquer, dependendo das características dos sinais com os quais se trabalha. Nos testes realizados por Cote & Fox

(1988), o limite de comparação utilizado foi 2% da amplitude máxima de cada sinal adquirido. No presente trabalho, o limite de comparação foi fixado em 1,4V para sinais com amplitudes máximas de 12V. Este valor havia sido anteriormente fixado em 0,7V, mas em função de ruídos, principalmente gerados por chaveamentos, o comparador era disparado indevidamente. Como o desvio Doppler foi amplificado várias vezes, seus valores de pico freqüentemente atingem 12V, não havendo perda de precisão significativa ao se fixar o limite de comparação em 1,4V

Além da FFT, existem outras técnicas de análise espectral utilizadas no levantamento dos parâmetros de maior interesse presentes no desvio Doppler de sistemas ultra-sônicos, principalmente a freqüência média e a faixa de largura espectral. Estas técnicas de análise incluem métodos como correlação, modelo autoregressivo, máxima semelhança etc., sendo encontradas na literatura diferentes implementações para a mesma aplicação (David, Jones & Giddens, 1991; Markou & Ku, 1991; Ruano & Fish, 1993; Wu & Ohtsuki, 1997). Cohen (1986) descreve alguns dos métodos mais utilizados na análise de sinais biomédicos no domínio da freqüência.

Estes métodos de análise espectral são capazes de fornecer informações sobre as várias componentes do espectro de freqüências e atualmente podem ser implementados sem exigir tempos de processamento muito longos. No entanto, para medição de fluxo em rotinas de CEC, a utilização de sistema microprocessado para implementação destes algoritmos de análise espectral, além de aumentar o custo do sistema, traria pouca contribuição em relação ao DCZ.

5.2 Conclusões

A bibliografia sobre sistemas ultra-sônicos Doppler para medição ou detecção de fluxo em pacientes é bastante extensa, mas muito pouco há sobre circulação extracorpórea. Apesar desta carência de informações, o sistema desenvolvido mostrou-se eficaz, sendo uma alternativa bastante viável aos estimadores de fluxo normalmente encontrados em bombas de roletes. O fluxômetro desenvolvido apresenta a vantagem de ser inócuo à saúde do paciente, além de ser acoplado externamente à tubulação de CEC, sem interrompimentos da mesma e sem contato direto com o sangue. Sua utilização em circuitos extracorpóreos que utilizam bombas centrífugas também é possível. Como bombas desta natureza trabalham com velocidades de rotação elevadas (até 3000 RPM), o fluxo não apresenta a pulsatilidade encontrada nas bombas de roletes, que

trabalham com giros mais baixos (até 160 RPM). Este medidor de fluxo é capaz de proporcionar mais segurança ao procedimento cirúrgico que envolve circulação extracorpórea, auxiliando o perfusionista.

A exatidão de um instrumento de medida é geralmente analisada segundo erro percentual de fundo de escala, sendo encontrado um valor máximo de erro igual a 3,5%, para fundo de escala igual a 5 l/min. Parte deste erro é em função da resolução do indicador, que é 0,1 l/min, limitando o erro mínimo a 2%. O circuito permite a expansão da resolução do valor indicado para duas casas decimais o que, para a prática de circulação extracorpórea traz pouco benefício.

5.3 Sugestões para trabalhos futuros

Em rotinas de CEC é importante manter o fluxo de sangue constante, mas sem deixar que o nível do oxigenador abaixe, atingindo valores críticos, podendo causar acidentes como o bombeamento acidental de ar. Este fluxômetro pode ser utilizado como um equipamento independente, acoplado à linha arterial e informando o valor do fluxo, no entanto, ele foi desenvolvido visando uma futura integração com o já mencionado SACEC (Lopes, 1998). A integração destes dois sensores, monitorando simultaneamente e de forma contínua o fluxo na linha arterial e o nível de sangue no oxigenador iria contribuir muito para o aumento da segurança em rotinas de CEC. A integração do fluxômetro a outro sistema pode ser feita de forma simples e sem nenhuma modificação, pois ele disponibiliza o valor do fluxo tanto de forma analógica quanto digital. Poderiam até ser utilizados algoritmos que, a partir do valor do fluxo na linha arterial e da derivada do nível de sangue no oxigenador (variação do nível em função do tempo) fossem capazes de estimar o retorno venoso do paciente, fornecendo mais um parâmetro ao perfusionista. Este sistema poderia operar em malha fechada, realizando o controle automático da velocidade da bomba, mantendo o fluxo a um valor constante, utilizando o nível de sangue no oxigenador como parâmetro de segurança, além de sistema de alarmes, sendo indicado tanto para sistemas que utilizam bombas de roletes quanto centrífugas. No último caso é até mais aconselhado, pois o fluxo proporcionado pela bomba centrífuga sofre mais influência de variações da resistência vascular periférica do paciente que no caso de bombas de roletes. Outro sensor que também poderia ser utilizado em conjunto com os dois primeiros seria um medidor de saturação de O₂ e CO₂ no sangue, fornecendo informações sobre o funcionamento do oxigenador

ou o metabolismo do paciente. Outra modificação interessante em equipamentos de CEC seria a padronização dos vários módulos eletrônicos, havendo em um protocolo único de comunicação (RS232, RS485, GPIB etc.) e um endereço fixo para cada equipamento. Isto permitiria que um sistema computadorizado de supervisão apresentasse em um único monitor o valor de vários sensores (nível, fluxo, pressão na tubulação, saturação de O₂, temperatura, velocidades de rotação das bombas, além de ECG, pressão arterial etc.), auxiliando o perfusionista na emissão de relatórios e possibilitando o controle das bombas à distância.

Beppu et alli. (1997) desenvolveram, utilizando um microcomputador, um sistema para o controle do fluxo sanguíneo em rotinas de circulação extracorpórea que utilizam bombas centrífugas. O controle, do tipo proporcional-integral (PI) utilizava como parâmetros o fluxo sanguíneo na linha arterial, a velocidade de rotação da bomba, a pressão arterial e a quantidade de sangue no reservatório do oxigenador. Em rotinas de CEC, cada perfusionista tem uma forma própria de trabalhar, baseada em seu conhecimento teórico, prático, na dinâmica de trabalho da equipe cirúrgica entre outros fatores. Uma das maiores limitações de um sistema de circulação extracorpórea totalmente automatizado reside na dificuldade de se criar um modelo representativo da dinâmica vascular do paciente. Por outro lado, um sistema capaz de monitorar os vários parâmetros envolvidos em um rotina de CEC, auxiliando o perfusionista em um sistema de controle supervisionado é capaz de aumentar muito a segurança e a eficiência da circulação extracorpórea.

Referências Bibliográficas

- A.I.U.M. (American Institute of Ultrasound in Medicine) - **Acoustic Output Measurement and Labeling Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment**. Maryland, A.I.U.M., 1992, p. 1-7.
- ALTERA. **Max + Plus II, Programmable Logic Developed System: AHDL - Version 6.0**, San Jose, Altera Corporation, 1995a, 242 p.
- ALTERA. **Max + Plus II, Programmable Logic Developed System: Getting Started - Version 6.0**, San Jose, Altera Corporation, 1995b, 350 p.
- ANDRADE, Aron; BISCEGLI, José; DINKHUYSEN, Jarbas; SOUZA, José Eduardo; OHASHI, Yukio; HEMMING, Sarah; GLUECK, Julie; KAWAHITO, Koji & NOSÉ, Yukihiro - **Characteristics of a Blood Pump Combining the Centrifugal and Axial Pumping Principles: The Spiral Pump**. Artificial Organs, vol. 20, n. 6, 605-612, 1996.
- BASCOM, Peter A. J. & COBBOLD, Richard S. C. - **Origin of the Doppler Ultrasound Spectrum from Blood**. IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 43, n. 6, 562-571, June, 1996.
- BELEVICH, P. - **Selecting and Applying Flowmeters**. Hydrocarbon Processing, 67-75, May, 1996.
- BEPPU, Toshiyuki; SEO, Kazuhiro; IMAI, Yasuhiro; TAKANASHI, Yoshinori; HOSHINO, Shuichi; OHTA, Jun; AOKI, Mitsuru; UCHITA, Shunji; SUZUKI, Susumu; TAJIMA, Yukio; TOOYAMA, Noriyasu & FUKUI, Yasuhiro - **An Automatic Flow Controller for a Centrifugal Blood Pump**. Artificial Organs, vol. 21, n. 7, 630-634, 1997.

- BRONZINO, Joseph D. - **Biomedical Engineering and Instrumentation: Basic Concepts and Application**. BWS - Kent, 1986, p. 347-386.
- CHRISTENSEN, Douglas A. - **Ultrasonic Bioinstrumentation**. New York, John Wiley & Sons, 1988, 235 p.
- COBBOLD, Richard S. - **Transducers for Biomedical Measurements**. New York, John Wiley & Sons, 1974, 486 p.
- COHEN, Arnon - **Biomedical Signal Processing: Volume I, Time and Frequency Domains analysis**. Boca Raton, CRC Press, 1986, p. 81-139.
- COTE, Gerard L. & FOX, Martin D. - **Comparison of Zero-Crossing Counter to FFT Spectrum of Ultrasonic Doppler**. IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 35, n. 6, 498-502, june, 1988.
- DALLY, J.; RILEY, W. & McCONNELL, K. - **Instrumentation for Engineering Measurements**. 2nd ed., New York, John Wiley & Sons, 1993, 576 p.
- DAVID, Jean-Yves; JONES, Steven A. & GIDDENS, Don P. - **Modern Spectral Analysis Techniques for Blood Flow Velocity and Spectral Measurements with Pulsed Doppler Ultrasound**. IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 38, n. 6, 589-596, june, 1991.
- DOEBELIN, Ernest O. - **Measurement Systems: application and design**. 4th ed., Singapore, McGraw-Hill Book Company, 1990, p. 527-611.
- DURRANI, Tariq S. & GREATER, Clive A. - **Laser Systems in Flow Measurement**. New York, Plenum Press, 1977, 289 p.

- GAMBA, Humberto R. - **Projeto de um Sistema Ultra-Sônico Doppler Pulsátil para Avaliação da Vascularização Periférica**. Dissertação de mestrado, Campinas/SP, UNICAMP, 1989, 141 p.
- GINESI, Donald - **Abound in Flow Measurement**. Chemical Engineering, 88-100, april, 1991a.
- GINESI, Donald - **A Raft of Flowmeters on Tap**. Chemical Engineering, 146-155, may, 1991b.
- GÜLER, Inan & GÜLER, Nihal Fatma - **The electronic detail of a pulsed Doppler blood flow measurement system**. Measurement Science and Technology, 1087-1092, june, 1990.
- INMETRO – **Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia**. Duque de Caxias/RJ, CIDIT, 1995, 52 p.
- KEPPEL, Geoffrey – **Design and Analysis: A Researcher's Handbook**. 2nd ed., New Jersey, Prentice-Hall, 1982, 669 p.
- KIKKAWA, Sho; YAMAGUCHI, Takami; TANISHITA, Kazuo & SUGAWARA, Motoaki. - **Spectral Broadening in Ultrasonic Doppler Flowmeters Due to Unsteady Flow**. IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. BME-34, n. 5, 388-391, may, 1987.
- LANGE, Stephen T. - **Making a Choice: Which Ultrasonic Flow Measurement Technology?**. Water/Engineering & Management 18-19, april, 1994.
- LOPES, Marden Leonardi. **SACEC: Sistema de Apoio a Circulação Extracorpórea**. Dissertação de mestrado, Campinas/SP, UNICAMP, 1998. 97 p.
- MARKOU, Christos P. & KU, David N. - **Accuracy of velocity and shear rate measurements using pulsed Doppler ultrasound: a comparison of signal analysis techniques**. Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 17, n. 8, 803-814, 1991.

- MILLMAN, Jacob & GRABEL, Arvin - **Microelectronics**. 2nd ed., Singapore, McGraw-Hill Book Co., p. 1001.
- OGATA, Katsuhiko - **Engenharia de Controle Moderno**. Rio de Janeiro, Prentice Hall do Brasil Ltda., 1970, p. 702-748.
- OPPENHEIM, Alan V.; WILLSKY, Alan S. & YOUNG, Ian T. - **Signals and Systems**. New Jersey, Prentice Hall, 1983, p. 513-572.
- RUANO, M. Graca & FISH, Peter J. - **Cost/Benefit Criterion for Selection of Pulsed Doppler. Ultrasound Spectral Mean Frequency and Bandwidth Estimators**. IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 40, n. 12, 1338-1341, december, 1993.
- SHERCLIFF, J. A. - **The Theory of Electromagnetic Flow-Measurement**. Cambridge, Cambridge University Press, 1962, 145 p.
- SOUZA, Maria Helena L. & ELIAS, Decio O. - **Fundamentos da Circulação Extracorpórea**. Rio de Janeiro, Centro Editorial Alfa Rio, 1995, pxxx
- STRANGAS, Elias G. & SCOTT, Timothy W. - **Design of a Magnetic Flowmeter for Conductive Fluids**. IEEE Trans. Instrumentation and Measurement, vol. 37, n. 1, 35-38, march, 1988.
- TOGAWA, Tatsuo; TAMURA, Toshiyo & ÖBERG, P. Åke. - **Biomedical Transducers and Instruments**. New York, CRC Press, 1997, 73-151 p.
- UPP, E. L. - **Fluid Flow Measurement: a practical guide to accurate flow measurement**. Houston, Gulf Publishing Company, 1993, 178 p.

- WAKISAKA, Yoshinari; OKUZONO, Yasuki; TAENAKA, Yoshiyuki; CHIKANARI, Kenichi; MASUZAWA, Toru & TAKANO, Hisateru - **Establishment of flow estimation for an implantable centrifugal blood pump**. ASAIO Journal, vol. 43, n. 5, 1997, p 659.
- WEBSTER, John G. (ed.) - **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation: Electromagnetic Flowmeter**. New York, John Wiley & Sons, 1988, p. 1320-1323.
- WEBSTER, John G. (ed.) - **Medical Instrumentation: Application and Design**. 2nd ed., New York, Houghton Mifflin Company, 1992, p. 408-456.
- WELLS, P. N. T. - **Biomedical Ultrasonics**. London. Academic Press, 1977, 635 p.
- WU, Hongmin & OHTSUKI, Shigeo - **Sensitive Tracking Method for Blood Flow Velocity Estimation Using Pulsed Ultrasound Techniques**. Japanese Journal of Applied Physics, vol. 36, part. 1, n. 5, 3218-3220, may, 1997.

Apêndice A - Desenvolvimento das equações de sistemas ultra-sônicos aplicados à medição de fluxo sanguíneo

A.1. Sistema ultra-sônico baseado no tempo de propagação

Como já mencionado no capítulo 2, esta configuração de medidor utiliza dois transdutores (T_A e T_B) colocados em lados opostos do tubo. Durante um breve instante de tempo, o transdutor T_A emite pulsos que são captados por T_B , e no instante seguinte os pulsos são emitidos de T_B para T_A .

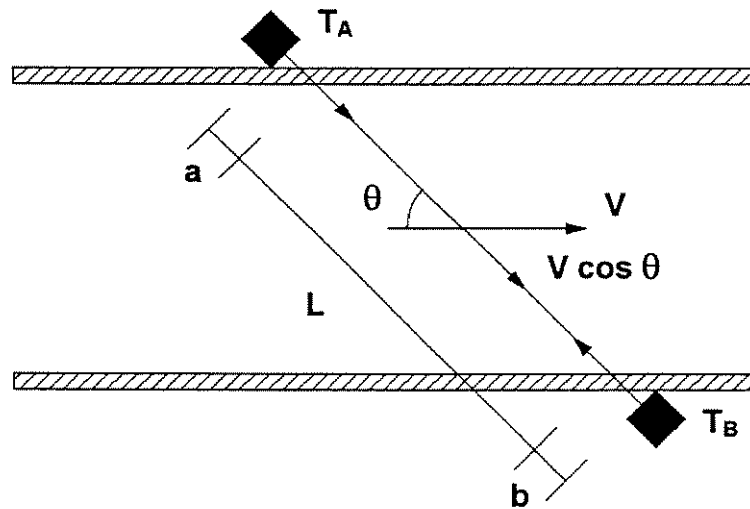


Figura A.1. Sistema baseado no tempo de propagação das ondas acústicas.

Onde: L é a distância percorrida pelas ondas sonoras dentro do sangue;

a e b são as distâncias percorridas pelas ondas sonoras fora do sangue (através das paredes da tubulação e entre os transdutores e a tubulação);

c corresponde à velocidade do som no sangue, aproximadamente 1540m/s.

A velocidade de propagação de um pulso do transdutor A para B é dado pela soma vetorial da velocidade de propagação do som no sangue (c) com a velocidade de escoamento do próprio sangue (V). Portanto, considerando-se as distâncias percorridas dentro e fora do sangue, o tempo gasto para um pulso emitido por T_A ser recebido por T_B (t_{AB}), é dado por:

$$t_{AB} = \frac{L}{c + V \cos \theta} + \frac{a + b}{c} \quad (A.1.1)$$

Da mesma forma, calculando-se o tempo gasto para um pulso ir de t_B para t_A (t_{BA}), chega-se a:

$$t_{BA} = \frac{L}{c - V \cos \theta} + \frac{a + b}{c} \quad (\text{A.1.2})$$

Calculando-se a diferença entre t_{AB} e t_{BA} :

$$\Delta t = |t_{BA} - t_{AB}| = \frac{2LV \cos \theta}{c^2 - V^2 \cos^2 \theta} \quad (\text{A.1.3})$$

Como $c \gg V$, pode-se simplificar a equação anterior, obtendo uma relação diretamente proporcional entre a velocidade de escoamento do sangue com a diferença entre t_{AB} e t_{BA} :

$$\Delta t \approx \frac{2LV \cos \theta}{c^2} \quad (\text{A.1.4})$$

A.2. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados em lados opostos do tubo

Neste caso, o transdutor f_T emite ondas ultra-sônicas que são refletidas pelas partículas em suspensão no sangue (hemácias), sendo captadas pelo transdutor f_R . Como estas partículas apresentam uma velocidade relativa em relação aos transdutores (V), os pulsos por elas refletidos sofrem desvio em frequência, fazendo que a frequência recebida por f_R seja diferente da emitida por f_T .

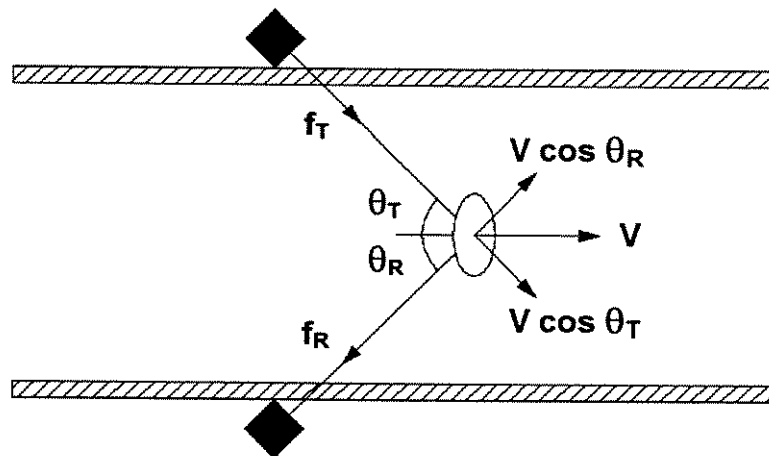


Figura A.2. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores nos dois lados do tubo.

Considerando que o sangue e as partículas em suspensão movem-se juntos, a velocidade de propagação da onda acústica vista pelas partículas é c . Portanto, a velocidade de propagação da onda acústica vista pelo transdutor emissor, levando-se em conta o movimento do meio, é:

$$c_T = c + V \cos \theta_T \quad (\text{A.2.1})$$

Calculando-se o comprimento de onda:

$$\lambda_T = \frac{c + V \cos \theta_T}{f_T} \quad (\text{A.2.2})$$

Como a velocidade de propagação da onda acústica vista pelas partículas é c , a frequência por elas percebida e refletida é:

$$f_m = \frac{c}{\lambda_T} = c \cdot \frac{f_T}{c + V \cos \theta_T} \Rightarrow f_m = \frac{f_T}{1 + \frac{V}{c} \cos \theta_T} \quad (\text{A.2.3})$$

Considerando as partículas refletoras como fonte de onda de frequência f_m , a velocidade de propagação da onda acústica vista pelo transdutor receptor, levando-se em conta o movimento do meio, é:

$$c_R = c - V \cos \theta_R \quad (\text{A.2.4})$$

Calculando-se o comprimento de onda:

$$\lambda_R = \frac{c}{f_m} = \frac{c - V \cos \theta_R}{f_R} \quad (\text{A.2.5})$$

Como o transdutor receptor encontra-se parado, a frequência por ele recebida é dado por:

$$f_R = \frac{f_m}{c} (c - V \cos \theta_R) = f_m \left(1 - \frac{V}{c} \cos \theta_R \right) \quad (\text{A.2.6})$$

Calculando-se a relação entre as frequências emitida e recebida:

$$f_R = f_T \left[\frac{1 - (V \cos \theta_R / c)}{1 + (V \cos \theta_T / c)} \right] \quad (\text{A.2.7})$$

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

$$f_D = -f_T \left[\frac{(V \cos \theta_R) + (V \cos \theta_T)}{c + V \cos \theta_T} \right] \quad (\text{A.2.8})$$

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

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c} \quad (\text{A.2.9})$$

Esta equação relaciona de forma diretamente proporcional a velocidade de escoamento do sangue com seu respectivo desvio Doppler.

A.3. Sistema ultra-sônico Doppler com transdutores posicionados no mesmo lado do tubo

Este caso é muito semelhante ao caso anterior, em que os transdutores estão posicionados em lados opostos do tubo, sendo que as equações serão desenvolvidas de forma semelhante. A diferença é que, em função da proximidade dos transdutores, os ângulos de emissão e recepção são considerados iguais.

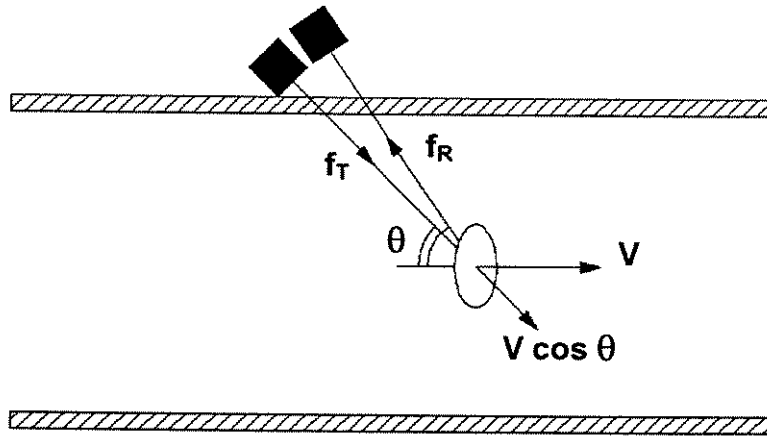


Figura A.3. Sistema Doppler de ondas contínuas com transdutores em um único lado do tubo.

Considerando que o sangue e as partículas em suspensão movem-se juntos, a velocidade de propagação da onda acústica vista pelas partículas é c . Portanto, a velocidade de propagação da onda acústica vista pelo transdutor emissor, levando-se em conta o movimento do meio, é:

$$c_T = c + V \cos \theta \quad (\text{A.2.1})$$

Calculando-se o comprimento de onda:

$$\lambda_T = \frac{c + V \cos \theta}{f_T} \quad (\text{A.2.2})$$

Como a velocidade de propagação da onda acústica vista pelas partículas é c , a frequência por elas percebida e refletida é:

$$f_m = \frac{c}{\lambda_T} = c \cdot \frac{f_T}{c + V \cos \theta} \quad \Rightarrow \quad f_m = \frac{f_T}{1 + \frac{V}{c} \cos \theta} \quad (\text{A.2.3})$$

Considerando as partículas refletoras como fonte de onda de frequência f_m , a velocidade de propagação da onda acústica vista pelo transdutor receptor, levando-se em conta o movimento do meio, é:

$$c_R = c - V \cos \theta \quad (\text{A.2.4})$$

Calculando-se o comprimento de onda:

$$\lambda_R = \frac{c}{f_m} = \frac{c - V \cos \theta}{f_R} \quad (\text{A.2.5})$$

Como o transdutor receptor encontra-se parado, a frequência por ele recebida é dado por:

$$f_R = \frac{f_m}{c} (c - V \cos \theta) = f_m \left(1 - \frac{V}{c} \cos \theta \right) \quad (\text{A.2.6})$$

Calculando-se a relação entre as frequências emitida e recebida:

$$f_R = f_T \left[\frac{1 - (V \cos \theta / c)}{1 + (V \cos \theta / c)} \right] \quad (\text{A.2.7})$$

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

$$f_D = -f_T \left[\frac{(V \cos \theta) + (V \cos \theta)}{c + V \cos \theta} \right] \quad (\text{A.2.8})$$

Considerando $V \ll c$, a equação anterior pode ser simplificada para a seguinte forma:

$$\boxed{f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos \theta}{c}} \quad (\text{A.2.9})$$

Esta equação relaciona de forma diretamente proporcional a velocidade de escoamento do sangue com seu respectivo desvio Doppler. A diferença desta configuração (A.3) para a anterior (A.2) é que nesta, em função da proximidade dos transdutores, os ângulos de emissão e recepção são considerados iguais. Na configuração anterior, como pode ser observado pela equação A.2.8, caso os ângulos fossem significativamente diferentes, a relação obtida não seria diretamente proporcional.

Apêndice B – Programa para medição do desvio Doppler

B.1. VHDL

Como já mencionado, foi utilizado um conversor frequência/tensão para medição do desvio Doppler, sendo que a opção inicial era a de se realizar esta medida de forma digital, que não foi implementada por falta de tempo e dificuldades de se obter os componentes necessários. A idéia era utilizar uma base de tempo conhecida, da ordem de milisegundos, e, para cada ciclo, contar o número de pulsos gerados pelo circuito de DCZ. Apesar de não implementado, este projeto chegou a ser feito, sendo apresentado neste apêndice como sugestão para trabalhos futuros ou modificações que o circuito possa vir a sofrer.

A implementação com componentes digitais discretos tornaria o circuito desnecessariamente grande e complexo, de forma que optou-se pela utilização de um CIs digitais programáveis do tipo PLD (“Programmable Logic Device”) da ALTERA®. Estes componentes permitem lógica tanto combinacional quanto seqüencial, sendo que os programas podem ser feitos de três maneiras distintas:

- programa escrito em VHDL/AHDL;
- projeto com componentes digitais discretos (do tipo TTL);
- diagrama de temporização (formas de onda).

Optou-se pela primeira, em função de sua versatilidade e facilidade de uso. VHDL é a sigla para “VHSIC Hardware Description Language”, onde VHSIC significa “Very High Speed Integrated Circuit”. Esta é uma linguagem de alto nível, onde as instruções correspondem à funções modulares de circuitos digitais, como flip-flops, contadores, registradores etc. O VHDL considerado padrão é especificado pelo IEEE Standard 1076-1987. A ALTERA® utiliza, além do VHDL padrão, uma versão denominada AHDL (“Altera Hardware Description Language”).

B.2. O programa desenvolvido

O programa desenvolvido, denominado `mfreq.tdf`, é listado a seguir. Ele contém duas entradas de 1 bit cada (“janela” e “clk”) e uma saída de 8 bits (“saída”). A variável “clk” é o sinal do qual se deseja medir a frequência, correspondente à saída do circuito de DCZ, e utilizado como sinal de relógio para o conjunto de contadores. A variável “janela” é uma base de tempo fixa e conhecida, utilizada na habilitação destes contadores. Foi implementado também um filtro média móvel de 2 pontos, onde o resultado desta média é atribuído à variável “saída”.

```
SUBDESIGN mfreq
(
    janela, clk :    INPUT;
    saida[7..0] :    OUTPUT;
    % entradas: janela -> base de tempo para medir clk %
    % clk ->      desvio Doppler (apos DCZ) %
    % saida:      saida[7..0] -> medida da freq. em 8 bits %
)

VARIABLE
    count1[7..0] : DFF;      % contador #1 %
    count2[7..0] : DFF;      % contador #2 %
    temp1[7..0]  : DFFE;     % reg#1 para divisao por 2 %
    temp2[7..0]  : DFFE;     % reg#2 para divisao por 2 %
    reg[7..0]    : DFFE;     % reg. da soma das contagens %
    latch1[7..0] : LATCH;    % latch do contador #1 %
    latch2[7..0] : LATCH;    % latch do contador #2 %
    latch3[7..0] : LATCH;    % latch do latch #1 %
    latch4[7..0] : LATCH;    % latch do latch #2 %

% Tipos de variáveis %
% DFF -> flip-flop do tipo D, sem enable %
%     sinais de entrada: d, clk, clrn, prn %
%     sinal de saida:      q %
% DFFE -> flip-flop do tipo D, com enable %
%     sinais de entrada: d, clk, clrn, prn, ena %
%     sinal de saida:      q %
% LATCH -> registrador (Lacth) %
%     sinais de entrada: d, ena %
%     sinal de saida:      q %
% onde: d ----> entrada %
%       clk --> sinal de clock %
%       clrn -> /clear %
%       prn --> /preset %
%       q ----> sinal de clock %
```

BEGIN

```
% estabelece o clock dos 2 contadores %
    count1[].clk = clk;
    count2[].clk = clk;

% armazena a saída do contador#1 no latch#1 %
% quando janela estiver em nível logico 1 %
    latch1[].ena = janela;
    latch1[].d   = count1[];

% armazena a saída do contador#2 no latch#2 %
% quando janela estiver em nível logico 0 %
    latch2[].ena = !janela;
    latch2[].d   = count2[];

% armazena a saída do latch#1 no latch#3 %
% quando janela estiver em nível logico 0 %
    latch3[].ena = !janela;
    latch3[].d   = latch1[].q;

% armazena a saída do latch#2 no latch#4 %
% quando janela estiver em nível logico 0 %
    latch4[].ena = janela;
    latch4[].d   = latch2[].q;

% divide a saída do latch#3 por 2 e armazena em temp#1 %
    temp1[].clk = clk;
    temp1[].ena = VCC;
    temp1[7].d  = GND;
    temp1[6].d  = latch3[7].q;
    temp1[5].d  = latch3[6].q;
    temp1[4].d  = latch3[5].q;
    temp1[3].d  = latch3[4].q;
    temp1[2].d  = latch3[3].q;
    temp1[1].d  = latch3[2].q;
    temp1[0].d  = latch3[1].q;

% divide a saída do latch#4 por 2 e armazena em temp#2 %
    temp2[].clk = clk;
    temp2[].ena = VCC;
    temp2[7].d  = GND;
    temp2[6].d  = latch4[7].q;
    temp2[5].d  = latch4[6].q;
    temp2[4].d  = latch4[5].q;
    temp2[3].d  = latch4[4].q;
    temp2[2].d  = latch4[3].q;
    temp2[1].d  = latch4[2].q;
    temp2[0].d  = latch4[1].q;
```

```
% soma temp#1 com temp#2 e armazena em reg %
    reg[].clk = clk;
    reg[].ena = VCC;
    reg[].d   = temp1[].q + temp2[].q;
    saida[]   = reg[].q;

% habilita contador#1 quando janela estiver em nivel alto e %
% habilita contador#2 quando janela estiver em nivel baixo %
    IF janela THEN
        count1[].d = count1[].q + 1;
        count2[].d = 0;
    ELSE
        count2[].d = count2[].q + 1;
        count1[].d = 0;
    END IF;
END;
```

Apêndice C – Termos Técnicos Utilizados em Metrologia

A seguir encontra-se a definição de alguns termos técnicos mais usuais relacionados à metrologia. Este é um compilado baseado e modificado de INMETRO (1995) e Webster (1992). Na prática de instrumentação, vários dos termos listados adiante são utilizados como sinônimos de forma descriteriosa, por exemplo: precisão/exatidão e sensor/transdutor. Ao lado de cada termo, encontra-se sua tradução para o inglês.

- Ajuste (“adjustment”)

Operação destinada a fazer com que um instrumento de medição tenha desempenho compatível com seu uso.

- Calibração/Aferição (“calibration”)

Conjunto de operações que estabelece, em condições específicas, a correspondência entre o estímulo e a resposta de um instrumento de medir, sistema de medição ou transdutor de medição. O resultado de uma calibração pode permitir a determinação de um ou mais parâmetros da curva característica que relaciona o estímulo à resposta ou os valores de grandezas correspondentes às divisões de escalas indefinidas de um instrumento de medir.

- Desvio padrão experimental (“experimental standard deviation”)

Para uma série de “n” medições de um mesmo mensurando, a grandeza “s”, que caracteriza a dispersão dos resultados, é dado pela fórmula:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (\text{C.1})$$

onde: x_i representa o resultado da “iésima” medição;

$\bar{x}$ representa a média aritmética dos “n” resultados considerados.

A expressão $s/\sqrt{n}$, denominada desvio padrão experimental da média, fornece uma estimativa do desvio padrão da média aritmética em relação à média da população global.

- Detetor (“detector”)

Dispositivo ou substância que indica a presença de uma determinada grandeza sem necessariamente fornecer seu valor.

- Erro de medição (“error of measurement”)

Resultado de uma medição menos o valor verdadeiro convencional da grandeza medida.

- Erro relativo (“relative error”)

Erro da medição dividido pelo valor verdadeiro convencional da grandeza medida.

- Erro aleatório (“random error”)

Componente do erro de medição que varia de uma forma imprevisível quando se efetuam várias medições da mesma grandeza.

- Erro sistemático (“systematic error”)

Componente do erro da medição que se mantém constante ou varia de forma previsível quando se efetuam várias medições de uma mesma grandeza, é o valor do erro de medição menos o erro sistemático. Os erros sistemáticos e suas causas podem ser conhecidos ou desconhecidos.

- Estabilidade (“stability”)

Aptidão de um instrumento de medir em conservar constantes seus característicos metrológicos. É usual considerar a estabilidade em relação ao tempo.

- Exatidão (“accuracy”)

Aptidão de um instrumento de medir para dar indicações próximas do valor verdadeiro de uma grandeza medida. É dada pela diferença entre o valor considerado verdadeiro e o valor medido, dividido pelo valor verdadeiro.

- Faixa nominal (“mininal range”)

Faixa de valores que compreende o valor mínimo e o máximo indicado por um instrumento de medir. A amplitude da faixa nominal (span) corresponde à diferença (em módulo) entre os dois limites da faixa nominal.

- Fidelidade (“fidelity”)

Aptidão de um instrumento de medir para dar, sob condições de utilização definidas, respostas muito próximas para aplicações repetidas de um mesmo estímulo.

- Incerteza (“uncertainty”)

Estimativa caracterizando a faixa de valores dentro da qual se encontra o valor verdadeiro da grandeza medida. A incerteza da medição compreende, em geral, muitos componentes. Alguns desses componentes podem ser estimados com base na distribuição estatística dos resultados das séries de medições e caracterizados por um desvio padrão experimental. A estimativa dos outros componentes somente pode ser avaliada com base na experiência ou em outras informações.

- Indicação (“indication”)

Valor de uma grandeza a ser medida fornecido por um instrumento de medir. A indicação é expressa em unidades da grandeza medida.

- Instrumento de medir (“measuring instrument”)

Dispositivo destinado a fazer uma medição, sozinho ou em conjunto com outros equipamentos.

- Limiar de mobilidade (“discrimination/threshold”)

Maior variação no estímulo que não produz variação detectável na resposta de um instrumento de medição, sendo a variação do sinal de entrada lenta e uniforme.

- Mensurando (“mensurand”)

Objeto da medição; grandeza específica submetida à medição.

- Padrão (“standard”)

Medida materializada (ex. massa marcada), instrumento de medir ou sistema de medição destinado a definir, realizar, conservar ou reproduzir uma unidade ou valores conhecidos de uma grandeza a fim de transmiti-los por comparação a outros instrumento de medir.

- Padrão primário (“primary standard”)

Padrão que possui as mais altas qualidades metrológicas em um campo específico.

- Padrão secundário (“secondary standard”)

Padrão cujo valor é determinado por comparação com o padrão primário.

- Precisão (“precision”)

Menor diferença possível entre dois valores que pode ser medida.

- Regulagem (“user adjustment”)

Ajuste, empregando somente os recursos disponíveis no instrumento para o usuário.

- Repetibilidade/Repetitividade (“repeatability”)

Graus de concordância entre os resultados de medições sucessivas de uma mesma grandeza, efetuadas nas mesmas condições: método de medição, observador, instrumento de medida, local, condições de utilização e em intervalo de tempo curto entre medições. A repetibilidade pode ser expressa quantitativamente em função das características da dispersão dos resultados.

- Reprodutibilidade (“reproductibility”)

Grau de concordância entre os resultados das medições de uma mesma grandeza, efetuadas variando-se uma ou mais das seguintes condições: método de medição, observador, instrumento de medida, local, condições de utilização e tempo. Para que uma expressão de reprodutibilidade seja obtida é necessário especificar as condições que foram alteradas.

- Resolução (“resolution”)

Menor diferença entre indicações de um dispositivo mostrador que pode ser significativamente percebida.

- Resultado (“result”)

Valor de uma grandeza obtido por medição. Uma expressão completa do resultado de uma medição compreende também a incerteza de medição e os valores de referência das grandezas que influem sobre o valor da grandeza a medir ou sobre o instrumento de medir.

⇒ Resultado não corrigido: resultado de uma medição antes de correção de erros sistemáticos.

⇒ Resultado corrigido: resultado de uma medição após correção de erros sistemáticos.

- Sensibilidade (“sensitivity”)

Variação da resposta de um instrumento de medição dividida pela correspondente variação do estímulo. A sensibilidade pode depender do valor estímulo.

- Sensor (“sensor”)

Elemento de um instrumento de medir, ou de uma cadeia de medição, que é diretamente afetado pelo mensurando.

Exemplos: junta de medição de um termopar, bóia de medidor de nível, fotocélula de espectrofotômetro.

- Transdutor de medição (“measuring transducer”)

Dispositivo de medição que fornece uma grandeza de saída que tem uma correlação determinada com a grandeza de entrada.

Exemplo: termopar, strain-gauge, transformador de corrente, eletrodo de pH.