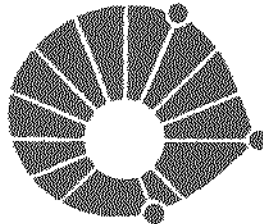


UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA



UNICAMP

**"PROJETO DE UM SISTEMA ULTRA-SÔNICO DOPPLER PULSÁTIL
MULTICANAL PARA AVALIAÇÃO DA VASCULARIZAÇÃO PERIFÉRICA"**

TESE

Apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica
da UNICAMP como Parte dos Requisitos para
Obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica

Autor: Jorge Luis Manrique Plasencia

Orientador: Prof. Dr. Saide Jorge Calil

Campinas, São Paulo, 1994.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

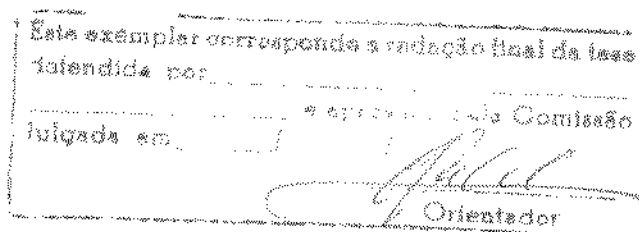
Proposta de Tese Apresentada à
Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP
como Parte dos Requisitos para Obtenção do
Grau de Mestre em Engenharia Elétrica

Título: **PROJETO DE UM SISTEMA ULTRA-SÔNICO DOPPLER PULSÁTIL
MULTICANAL PARA AVALIAÇÃO DA VASCULARIZAÇÃO PERIFÉRICA**

Autor: Jorge Luis Manrique Plasencia

Orientador: Prof. Dr. Saide Jorge Calil

Campinas, São Paulo, 1994.



AGRADECIMENTOS

Sou grato às pessoas que me auxiliaram neste trabalho: Prof. Dr. Saíde Jorge Calil (meu orientador), Profs. Drs. Eduardo Tavares Costa, Sérgio S. Mühlen, Engs. Alexandre H. Hermine, Joaquim M. Maia, Rafael A. Peregrino da Silva, técnicos Eugênio C. Carrara, Márcio T. Watoniki, Flavio Vieira dos Santos. Aos colegas e amigos do Departamento de Engenharia Biomédica da UNICAMP e da Igreja Central Adventista de Campinas.

Agradecimento especial a CAPES, pela concessão da bolsa de estudos, e a PADCT-CNPQ, pelo financiamento do projeto de tese.

*"A Charito, refugio de cariño e sabiduria;
a Walter, fuente de inspiración y lucha;
a Sony y Emy, ejemplos dignos de seguir;
a Vasty, vida de mi vida y
a Dios, principio y fin".*

RESUMO

A procura de um sistema de avaliação do comportamento do fluxo e da velocidade do sangue, de uma forma não invasiva e com uma alta resolução espacial, tem sido um almejado alvo de pesquisadores clínicos. Dentre as várias aplicações para este sistema a de principal interesse é o conhecimento do comportamento hemodinâmico, relevante para o diagnóstico precoce de patologias na vascularização periférica. Os equipamentos de fabricação nacional para esta finalidade, trabalham com sistemas Doppler de onda contínua, que tem a limitação de detectar a existência de turbulências produzidas por obstruções que comprometem no mínimo 50% da luz do vaso.

O sistema Ultra-sônico Doppler Multicanal (SUDOP-M) desenvolvido neste trabalho, é capaz de fornecer, ao clínico, informações da distribuição da velocidade do fluxo sanguíneo em função do tempo, em três amostras de volume adjacentes em tempo real, de uma forma não invasiva e não traumática, com a finalidade de detectar turbulências produzidas por estenose de pequeno grau (menores que 30%). Possui também um modo de procura automática, que comandado pelo microcomputador PC/XT, localiza a artéria e mantém os canais de processamento do sinal no centro da luz arterial, dando mais liberdade de atuação para o clínico.

ÍNDICE

Agradecimentos

Resumo

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1. Fisiopatologia da arteriosclerose e manifestações clínicas	2
1.2. Aspectos Hemodinâmicos	3
1.3. Métodos não-invasivos no estudo de doenças arteriais	4
1.4. Objetivo deste trabalho	7
1.5. Organização deste trabalho	7

CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. O efeito Doppler	8
2.2. O sistema ultra-sônico Doppler de onda contínua	12
2.3. O sistema ultra-sônico Doppler pulsátil	15
2.4. O sistema Doppler pulsátil multicanal	15
2.5. Faixa de frequência do sinal Doppler	18
2.5.1. Mínima frequência Doppler	19
2.5.2. Máxima frequência Doppler	20
2.6. Demodulação e processamento direcional do sinal Doppler	20
2.6.1. Métodos de demodulação	20
2.6.2. Demodulação Doppler direcional	21
2.6.2.1. Processamento no domínio do tempo	23
2.7. Técnicas de análise do sinal Doppler	25
2.7.1. O detector de cruzador de zeros	25

CAPÍTULO 3 - PROJETO DO SISTEMA DOPPLER PULSÁTIL MULTICANAL - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Introdução	28
3.1.1. Visão geral do funcionamento do equipamento	28
3.2. Projeto do sistema de múltiplos canais	29
3.2.1. Visão geral do sistema ultra-sônico Doppler pulsátil multicanal (SUDOP-M)	30
3.3. Visão geral do sistema ultra-sônico Doppler pulsátil (SUDOP)	32
3.3.1. Transdutor	33
3.3.2. Transmissor	33
3.3.3. Amplificador receptor de RF	34
3.3.4. Limitador	34
3.3.5. Unidade de controle	34
3.3.6. Demodulador em quadratura de fase	34
3.3.7. Processador do sinal Doppler no domínio do tempo	35
3.3.8. Processador do sinal de áudio	35
3.4. Canais de verificação de fluxo (CVF)	35
3.4.1. "sample and hold"	35
3.4.2. Filtros	37
3.4.3. Detector de fluxo	39
3.5. Canais de processamento do sinal (CPS)	41
3.6. Placa de interface	43
3.6.1. 8255A, Descrição do funcionamento	44
3.6.2. Programação da PPI	45
3.7. Microcomputador (PC/XT)	47
3.7.1 Programa de aquisição e processamento	48

3.8. Fonte de alimentação	49
---------------------------	----

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS

4.1. Teste da linearidade da tensão de saída do protótipo, e, relação à velocidade de fluxo	51
4.2. Testes "in vitro"	55
4.3. Testes "in vivo"	57

CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

5.1. Discussões	60
5.2. Conclusões e sugestões para trabalhos futuros	61
5.2.1. Conclusões	61
5.2.2. Sugestões para trabalhos futuros	62

APÊNDICE E PROJETOS

Apêndice A "software" e fluxograma	64
Apêndice B Diagramas Esquemáticos	73

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77
-----------------------------------	-----------

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A arteriosclerose é tida como uma doença da civilização que cresce com ela e que cada dia acomete indivíduos mais jovens. Constitui-se numa das principais causas de morte no mundo ocidental, as doenças do aparelho circulatório são responsáveis por 27,17% das mortes registradas no Brasil (Marques, 1991). Apesar de amplamente estudada em seus diferentes aspectos, a arteriosclerose, não tem ainda perfeitamente estabelecida sua etiopatogenia, admitida como multifatorial. Em virtude disso, não tem ainda terapêutica específica sendo o tratamento em geral dirigido para suas complicações (Maffei, 1987).

O procedimento mais adequado para a reversão deste quadro é tomar medidas de prevenção logo que detectado o início da doença. Isto só é possível com o auxílio de exames que determinem o grau de obstrução do vaso, ainda que esta obstrução seja de pequeno grau (menor que 30%). Muitos métodos não invasivos têm sido utilizados com esta finalidade, desde a pletismografia até a ressonância magnética nuclear (Moraes, 1988). Estas técnicas são insuficientes quando há necessidade de ser específico em medições de velocidade do sangue em lugares específicos.

Em contraste com as técnicas acima, a utilização do princípio Doppler Ultra-sônico tem a capacidade de superar muitos dos problemas e limitações que estes métodos apresentam.

Antes de entrar em detalhes do propósito deste trabalho faremos alguns levantamentos sobre a arteriosclerose e os seus aspectos relacionados com a definição do Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil Multicanal (SUDOP-M).

1.1. Fisiopatologia da arteriosclerose e manifestações clínicas

O termo **arteriosclerose** significa, literalmente, "endurecimento das artérias", mas é usado para indicar um grupo de processos que têm em comum o espessamento da parede arterial e a perda de elasticidade da mesma. São indicadas com este termo três variantes morfológicas: a **aterosclerose**, caracterizada pela formação de ateromas (depósitos circunscritos de lipídeos na camada íntima); **esclerose calcificante da média ou esclerose de Mönckberg**, que consiste na calcificação da camada média das artérias musculares principalmente, mas também das grandes artérias, de modo geral não diminui a luz arterial porém pode facilitar o desenvolvimento de aneurismas; e a **arteriosclerose**, que é devido a uma proliferação fibromuscular ou endotelial, causando portanto um espessamento da parede das pequenas artérias e arteríolas. Em um indivíduo, em vasos diferentes ou em um mesmo vaso, podem ocorrer duas ou três destas variantes. Como a aterosclerose é de longe a forma mais comum e importante de arteriosclerose, os termos são usados indiferentemente (Coffman, 1977).

A aterosclerose é uma doença das artérias de grande e médio calibre, caracterizado por depósitos lipídeos e espessamento da camada íntima, com rompimento da camada média. Comumente, há o comprometimento da aorta, seus ramos principais como as ilíacas, femorais e carótidas, e as artérias que suprem o coração e o cérebro. Caracteristicamente, a aterosclerose interfere de modo progressivo ou súbito no fluxo sanguíneo, e é a principal causa de morte nos Estados Unidos. As mortes causadas por doença vascular, mais especificamente por infarto do miocárdio e por acidente vascular cerebral, são mais numerosas do que as duas causas subseqüentes, câncer e acidentes combinados (Killip, 1977).

A aterosclerose, como já mencionado, é uma doença multifatorial. Os fatores que mais claramente têm sido implicados são o colesterol, o fumo e a hipertensão. Outros importantes fatores predisponentes são os triglicerídeos do soro, o diabetes e a obesidade (Albrink, 1977).

O distúrbio fisiológico fundamental na aterosclerose das extremidades, é a limitação obstrutiva do fluxo sanguíneo arterial, com conseqüente isquemia dos tecidos irrigados pela artéria

comprometida. Os sinais e sintomas decorrem então da inadequada oxigenação dos tecidos distais à estenose e/ou à obstrução, sendo um dos seus sintomas mais comuns a **claudicação intermitente** (vacilação intermitente). O paciente experimenta dores espasmódicas, retesamento, dormência ou fadiga severa no grupo muscular que está sendo exercitado; neste caso a dor é aliviada rapidamente no instante em que o indivíduo entra em repouso (Coffman, 1977).

A **dor em repouso** é outro importante sintoma da doença arterial obstrutiva. Trata-se de um grave sinal, indicando que o suprimento sanguíneo não é suficiente sequer para as pequenas necessidades nutricionais da pele. Outros sintomas incluem a sensação de frio, torpor, parestesias, e alterações da cor na extremidade envolvida (Coffman, 1977).

1.2. Aspectos hemodinâmicos

As estenoses das artérias de grande e médio calibre, quer devido, a espessamentos de suas camadas, quer por processos inflamatórios ou, mais freqüentemente, por depósitos sob a forma de placas arteroscleróticas, causam ao nível da estenose um aumento na velocidade do fluxo sanguíneo, pois houve redução da área interna do vaso. A primeira consequência deste fato é a possibilidade de formação de fluxo turbulento. Na saída da estenose em condições de turbulência, as partículas do fluido se chocarão com as paredes do vaso, que entrarão em vibração não mais protegidas pelo fluxo laminar. Algumas das consequências deste comportamento será o aparecimento de um sopro, frêmito local e ainda uma dilatação pós-estenótica, que se deve quase certamente ao bombardeio a que está submetida à parede do vaso. Note-se, no entanto, que a simples diminuição do diâmetro de um vaso não limita o fluxo sanguíneo nem cria um gradiente pressórico até que o grau crítico do

estreitamento seja atingido (May, 1963). De acordo com a lei de *Poiseuille*¹, uma diminuição de 50% no raio de um vaso provocará um aumento da resistência ao fluxo na ordem de 16 vezes. Entretanto, até que se atinja um grau crítico de estenose não haverá limitação de fluxo, mas ressalte-se que além desse ponto qualquer estreitamento adicional implicará em diminuição exponencial do fluxo sanguíneo (Maffei, 1987).

Com a evolução do processo ateromatoso, a luz arterial vai progressivamente se reduzindo até atingir um ponto crítico em que o fluxo sanguíneo é suficiente para manter os tecidos em estado eutrófico na situação de repouso, mas que ao exercício se mostra insuficiente dando origem à claudicação intermitente, que prepara o caminho para a isquemia muscular. Com o evoluir da doença poderá ocorrer obstrução arterial grave e se não houver adequado desenvolvimento da circulação colateral, os pacientes poderão apresentar sinais e sintomas de isquemia mesmo em repouso (Maffei, 1987).

1.3. Métodos não-invasivos no estudo de doenças arteriais

A propedêutica vascular moderna reúne um verdadeiro arsenal de exames especializados para o diagnóstico das condições morfológicas e funcionais do aparelho circulatório. Nas últimas décadas, a tecnologia contribuiu muito para o aprimoramento semiológico acrescentando fundamentalmente três peculiaridades:

1. maior sensibilidade, possibilitando diagnóstico mais precoce;
2. maior discernimento das estruturas, permitindo diagnóstico mais exato; e
3. inocuidade, ou seja, o exame não expõe o paciente a risco e é corriqueiramente chamado

¹ Lei de Poiseuille:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2) \pi r^4}{8 \mu L}$$

onde:

Q é o fluxo [ml/min], $P_1 - P_2$ é a diferença de pressão entre os pontos aplicados [mmHg], r é o raio [mm], L é o comprimento do tubo [mm], μ é a viscosidade do líquido considerado [poise].

de não invasivo.

O quadro 1 apresenta o conjunto de exames utilizados no diagnóstico das patologias vasculares, dos quais somente a pletismografia, ultra-sonografia, fonoangiografia e a ressonância magnética nuclear são métodos não invasivos. Os exames radiográficos não podem ser chamados de não invasivos já que exigem a aplicação de contraste e além disso o paciente é submetido a doses mínimas de raios X; mas sem dúvida, a arteriografia, é a técnica que apresenta a melhor definição na localização de estenoses arteriais, no entanto é invasiva e dolorosa, de alto custo, não pode ser repetida várias vezes e apresenta riscos de vida (Salles-Cunha *et al.*, 1979).

A) Termometria**B) Oscilometria****C) Pletismografia**

1. Volume (Ar, Água, Mercúrio)
2. Fotopletismografia
3. Oculopletismografia
4. Pletismografia segmentar
5. Oculopletismografia

D) Ultra-sonografia

1. Doppler
2. Ecograma (Modo A, B, M e B-Scan)
3. Duplex (Ecograma-Doppler)

E) Radiografia

1. Radiografia simples
2. Arteriografia (convencional)
3. Aortografia Translombal
4. Arteriografia seletiva
5. Angiografia digital
6. Arteriografia por subtração digital
7. Radiografia isotópica com microesfera ("Clearance")
8. Tomografia computadorizada

F) Fonoangiografia**G) Ressonância magnética nuclear****H) Arterioscopia**

Quadro 1 - Tipologia dos exames arteriais

Para o estudo de doenças nas artérias carótidas as técnicas não invasivas mais comuns são, ocupletismografia, fonoangiografia, e arteriogramas ultra-sônicos. Estas técnicas contudo não apresentam bom desempenho quando o grau de obstrução é menor que 30% (Summer, 1982). Nem mesmo a utilização de sistemas ultra-sônicos Doppler de onda contínua para formação de imagem substituem a angiografia na localização de estenoses (Weaver, 1980). Entretanto, a utilização de

sistemas ultra-sônicos Doppler Pulsáteis tem demonstrado que é possível detectar estenoses da ordem de 15%. Isto, através da análise das lâminas de fluxo adjacentes às paredes do vaso, possibilitando a localização de pequenas turbulências no fluxo sanguíneo produzidas pelo aparecimento de ateromas em fase inicial (Calil, 1985). Este tipo de exame permite que medidas profiláticas sejam tomadas a fim de evitar a progressão da doença.

1.4. Objetivo deste trabalho

O objetivo deste trabalho é dar continuação ao projeto de um Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil, iniciado com a tese de mestrado do aluno Humberto R. Gamba (1989), transformando este sistema monocanal num sistema que possibilite: a procura automática da luz arterial, através do interfaceamento com o microcomputador IBM PC/XT; e a leitura do perfil dinâmico de fluxo sanguíneo em três amostras adjacentes em tempo real, possibilitando que pequenas turbulências presentes no fluxo sanguíneo, produzidas pela presença de ateromas em fase inicial, possam ser detectadas.

1.5. Organização do trabalho

A dissertação está organizada em 5 capítulos. No capítulo 1 (introdução) são apresentados a motivação e o objetivo deste trabalho. No capítulo 2 (Fundamentos Teóricos) são apresentados os conceitos básicos, a respeito da parte física do ultra-som, que se fazem necessários para a compreensão do instrumento desenvolvido. O capítulo 3 (Projeto do Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil Multi-canal) contém a descrição do princípio de funcionamento para cada um dos blocos que constituem o sistema. No capítulo 4 (Resultados) são apresentadas as avaliações do sistema como um todo e alguns teste "in vitro" na tentativa de detectar obstruções pequenas e alguns sinais "in vivo" de voluntários assintomáticos. Finalmente no capítulo 5 são feitas as conclusões e sugestões para os próximos trabalhos a serem desenvolvidos.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. O Efeito Doppler

A primeira referência sobre o efeito Doppler foi publicada em 1842 no artigo "*on the Colored Light of Double Stars and Some other Haenvely Bodies*", pelo austríaco Johann Cristian Doppler, e trata do desvio de frequência que é observado em uma onda ultra-sônica irradiada, quando há movimentação entre a fonte emissora e o observador (White, 1982).

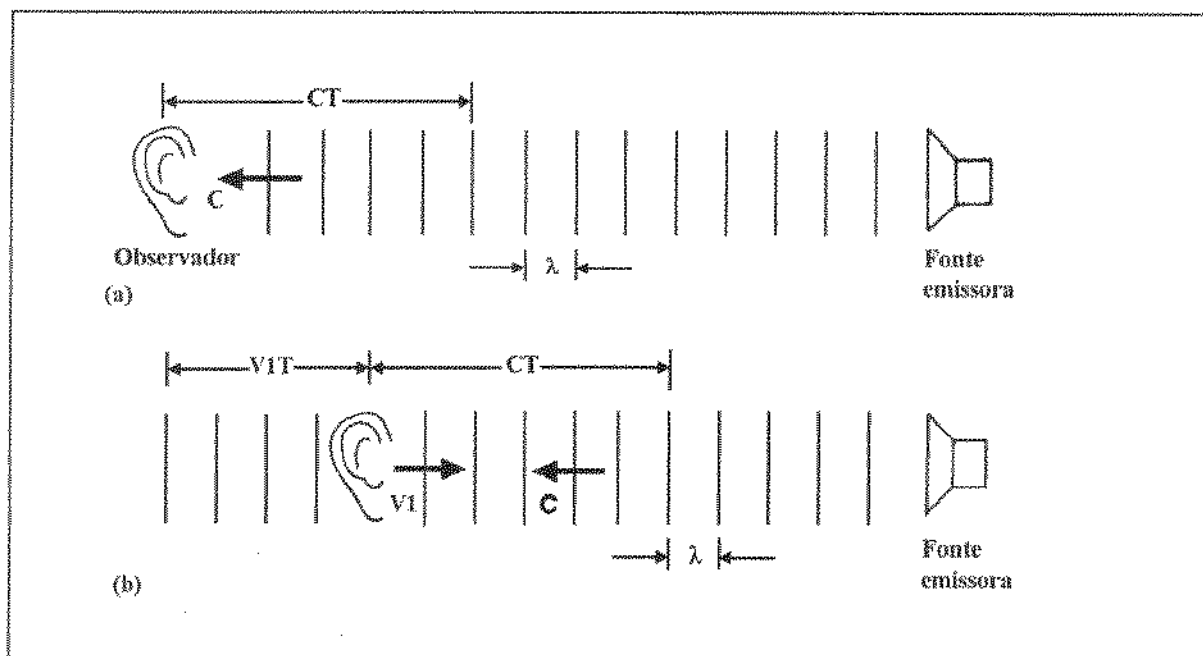


Figura 2.1. (a) Observador estacionário. (b) Se o observador se aproxima da fonte a uma velocidade V_1 , o observador ouvirá $(V_1 T)/\lambda$ ciclos a mais no tempo T . [De Magnin, 1986]

Na situação em que não há movimento relativo entre o observador e a fonte emissora da onda ultra-sônica, o observador percebe a mesma frequência do sinal emitido (figura 2.1a). Fora de esta situação o estudo do efeito Doppler para ondas sonoras deve levar em consideração três outras situações (Fish, 1990), descritas a seguir:

a) **Movimentação do Observador** - Se o observador se aproxima da fonte emissora com uma

velocidade V_1 (figura 2.1b) ele interceptara um maior número de ondas no mesmo período de tempo T , interpretando este efeito como um acréscimo na frequência do sinal emitido.

b) **Movimentação da Fonte** - Na situação em que a fonte se movimenta em direção ao observador

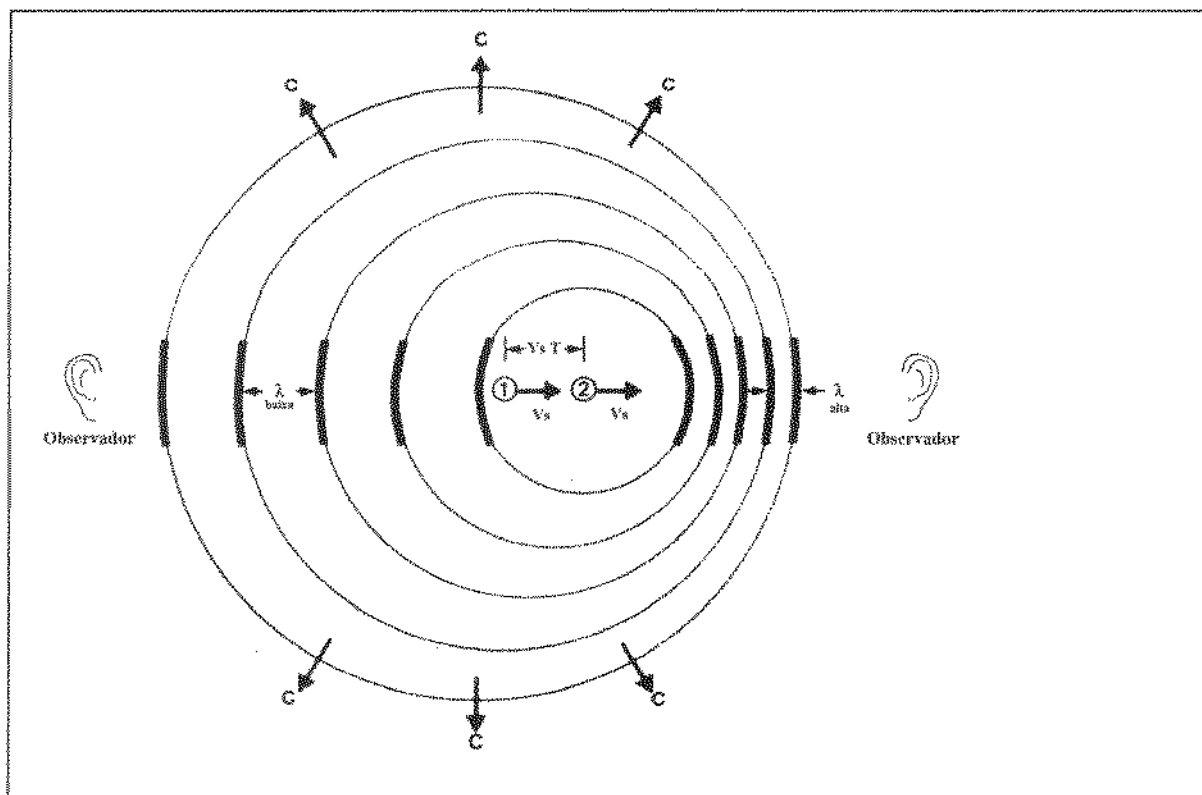


Figura 2.2. Efeito do movimento da fonte sonora no comprimento de onda, e conseqüentemente na frequência. [De Magnin, 1986]

com uma velocidade V_s (figura 2.2), ocorrerá o encurtamento real do comprimento de onda, pois no intervalo de tempo que a fonte leva para emitir duas cristas da onda, ela se aproxima do observador diminuindo o comprimento de onda emitido. O observador nesta situação percebe uma frequência maior que a frequência da onda emitida (Magnin, 1986).

Nos dois casos estudados, movimentação do observador, e movimentação da fonte, a diferença entre a frequência recebida e a frequência emitida é conhecida como o desvio Doppler ou frequência Doppler.

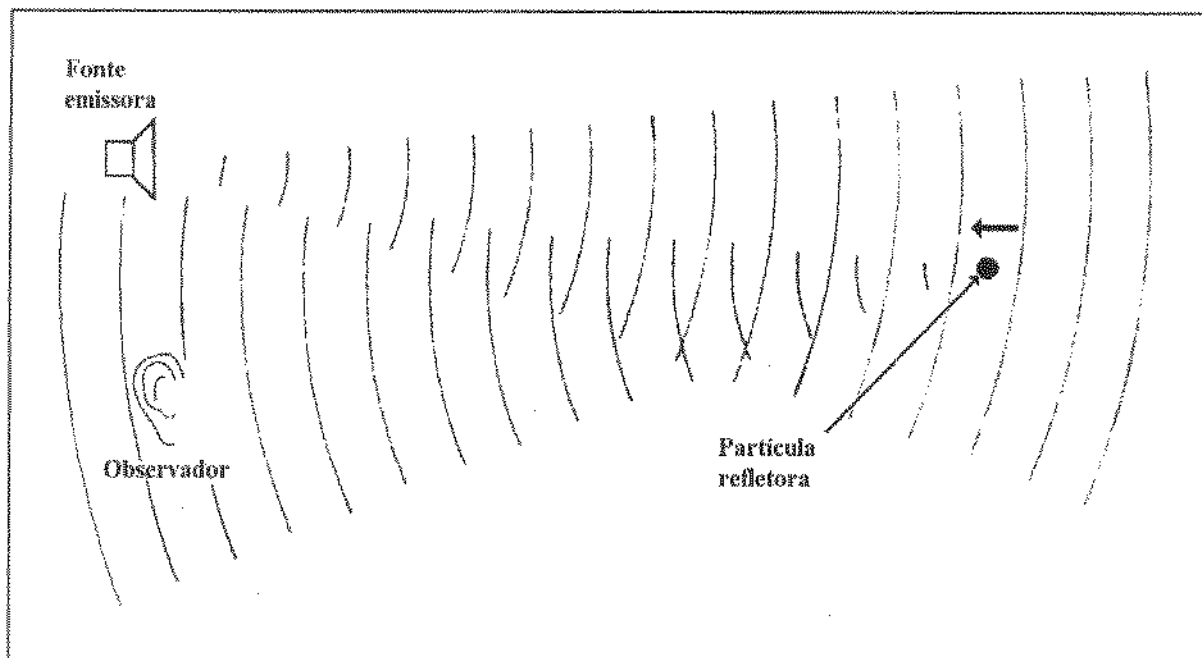


Figura 2.3. Efeito Doppler com uma fonte e observador estacionários e uma partícula refletora que se movimenta [de Fish, 1990].

c) **Movimentação do Refletor** - Na instrumentação Doppler Ultra-sônica, tanto a fonte que emite o sinal ultra-sônico como o observador é estacionário com respeito ao meio (tecido). Então qualquer partícula refletora da onda ultra-sônica pode ser considerada, primeiro, como "observador" do sinal de ultra-som transmitido e depois como uma "fonte" de ultra-som para o observador (figura 2.3). Se a partícula refletora, se aproximar da fonte e do observador, simultaneamente, teremos a superposição dos efeitos anteriores (caso a e caso b). A equação 2.1 relaciona a frequência Doppler com a velocidade da partícula refletora para este caso.

$$f_d = \frac{2V f_a \cos(\theta) \cos(\phi/2)}{c} \quad (2.1)$$

Onde:

f_d = frequência Doppler

V = velocidade da partícula refletora

f_0 = frequência transmitida

c = velocidade do som, aproximadamente 1540 m/s

θ = ângulo de incidência entre o feixe ultra-sônico e vetor
velocidade do alvo (vide Fig. 2.4).

φ = ângulo entre o feixe de transmissão e o de recepção.

A equação 2.1 pode ser simplificada fazendo a seguinte consideração prática. Em nosso sistema Doppler pulsátil, os dois feixes, de transmissão e de recepção, utilizam o mesmo transdutor²; então o $\cos(\varphi/2)$ é igual a 1. A equação 2.1 fica reduzida como mostra a equação 2.2.

$$f_d = \frac{2V f_0 \cos(\theta)}{c} \quad (2.2)$$

A medida do ângulo θ é difícil de ser efetuada, dada a natureza não invasiva do exame, impossibilitando o cálculo preciso da velocidade de fluxo. Assim, a maioria dos sistemas ultra-sônicos não são fluxômetros nem medidores de vazão, mas sim detectores de fluxo sanguíneo, ou seja, fazem análise qualitativa da velocidade do fluxo através do espectro de frequência do sinal captado, registro de formas de onda e/ou ouvindo-se o desvio de frequência Doppler (Baker, 1970).

A frequência de transmissão está usualmente na faixa de 2-10 MHz dependendo da profundidade desejada. Na instrumentação Doppler que é usada para detectar fluxo sanguíneo a determinação desta frequência depende do compromisso entre o aumento da atenuação e o aumento do espalhamento nos glóbulos vermelhos. As velocidades de interesse são usualmente aquelas que

² Um transdutor de ultra-som consiste em um material piezoelétrico. Este material muda sua forma mecânica, produzindo ondas de pressão, quando é excitado por um campo elétrico.

os seus respectivos desvios Doppler (fd) ficam na faixa de frequência audível, de 100Hz a 15 kHz (Fish, 1990).

2.2. O sistema ultra-sônico Doppler de onda contínua

Sem dúvida este é o sistema mais conhecido para o diagnóstico da vascularização periférica.

Satomura (1956) foi o primeiro a demonstrar, com um sistema ultra-sônico de onda contínua, a possibilidade de detectar estruturas móveis através do efeito Doppler. Franklin *et al.* (1961) foi o primeiro a mostrar o uso desta técnica para detectar velocidade de fluxo sanguíneo. O primeiro instrumento prático para detectar velocidade de fluxo sanguíneo transcutâneo no ser humano foi apresentado por Baker *et al.* (1964) (Baker, 1970).

A onda contínua é produzida por um cristal piezoelétrico e seu eco captado por outro cristal situado no mesmo transdutor conforme mostra a figura 2.4. Há dois tipos de Doppler de onda contínua: O direcional e o não direcional, sendo a diferença a capacidade do primeiro em detectar as variações do sentido de direção da velocidade do fluxo sanguíneo, em relação ao transdutor. Trabalham com frequências situadas em 5 e 10 MHz. A frequência mais baixa tem maior poder de penetração nos tecidos prestando-se bem para o estudo das estruturas mais profundas como a veia cava, as veias ilíacas e femorais. Frequências altas tem menor poder de penetração, mas melhor resolução, prestando-se melhor para o estudo das artérias e veias dos membros e dedos (Bronzino, 1986).

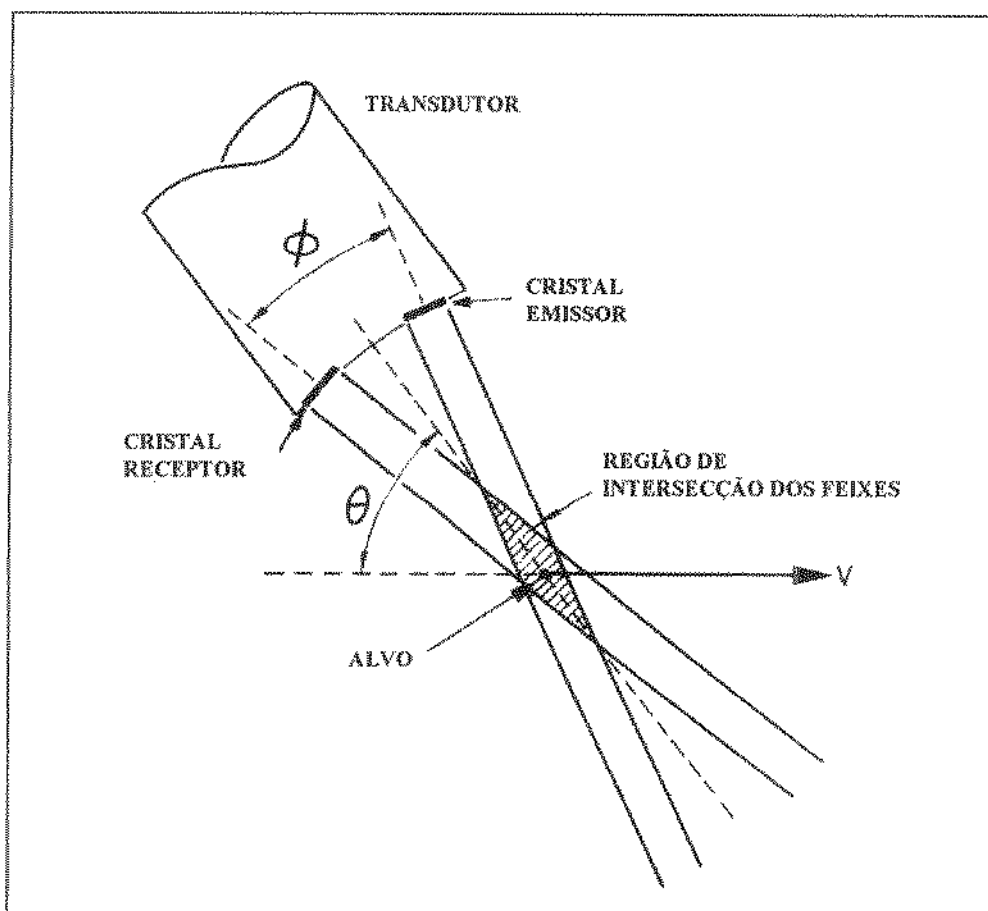


Figura 2.4 Técnica utilizada no Sistema Doppler de Onda contínua [De Hill, 1986].

Como comentado, os desvios Doppler ficam situados na faixa audível de frequência. Esse som é ouvido por intermédio de alto falante ou fones de ouvido. Normalmente os equipamentos de onda contínua utilizam um processamento no domínio do tempo utilizando a técnica do "zero crossing" ou no português, cruzador de zeros³, com a finalidade de expressar a informação em diagramas de velocidade do fluxo em função do tempo. A técnica do detector cruzador de zeros será estudada com mais detalhes no item 2.7.1.

O Doppler direcional foi desenvolvido por McLeod, Kalmanson e Kato (Maffei, 1987).

³ Detector de cruzador de zeros são os circuitos que juntamente com conversores frequência/tensão, são utilizados para produzir um nível de tensão proporcional à frequência de entrada. O detector tem a finalidade de produzir um pulso de tensão, para ser integrado pelo conversor, toda vez que o sinal cruza o nível zero.

Consiste na incorporação de circuito eletrônico que permite identificação e separação dos desvios em frequência que estão localizados acima e abaixo da frequência de transmissão, relacionando estes desvios ao sentido em que o fluxo sanguíneo está em relação ao transdutor. Os desvios acima da frequência de transmissão indicam que o fluxo se está aproximando do transdutor, a este fluxo denomina-se fluxo direto, e os desvios que estão abaixo da frequência de transmissão indicam que o fluxo se está afastando do transdutor, a este fluxo denomina-se fluxo reverso. Dessa forma, estes desvios podem ser registrados simultaneamente em dois canais separados ou, ainda, de forma integrada, em um só canal de registro.

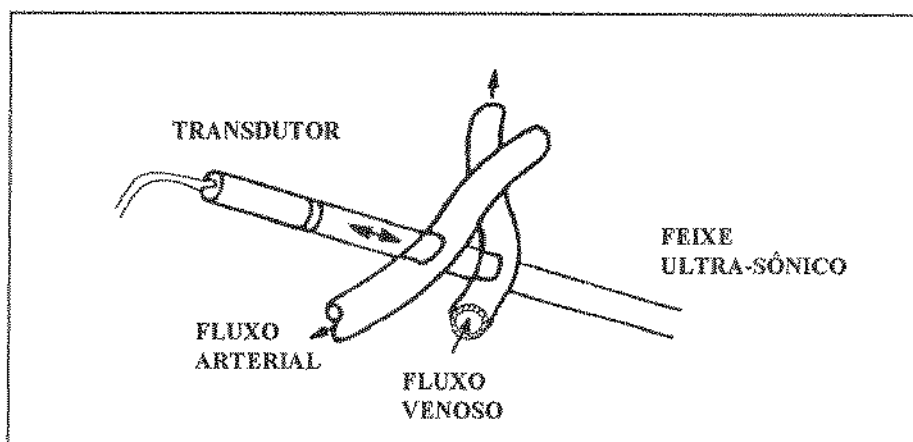


Figura 2.5. Devido à falta de resolução espacial dos sistemas Doppler de onda contínua, não diferenciam fluxo de artérias e veias muito próximas [De Baker, 1970].

Sistemas ultra-sônicos doppler de onda contínua são amplamente utilizados no diagnóstico de doenças que causam distúrbios no fluxo sanguíneo. No entanto, estes sistemas, por não apresentarem resolução espacial, são incapazes de separar informações provenientes de diferentes pontos ao longo do feixe ultra-sônico. Um exemplo disto está ilustrada na figura 2.5. onde o feixe ultra-sônico cruza por fluxo arterial e fluxo venoso ao mesmo tempo fornecendo uma informação incorreta da que é esperada se o fluxo for somente arterial ou somente fluxo venoso.

2.3. O sistema ultra-sônico Doppler pulsátil

Muitos dos problemas associados com a técnica do sistema do modo contínuo podem ser superados se a fonte ultra-sônica for pulsada e não contínua. Se a onda ultra-sônica recebida for separada em toda a sua extensão, à distância em relação à fonte de transmissão e a velocidade da partícula refletora nesta distância determinada poderão ser medidas.

O sistema doppler pulsátil pode utilizar um transdutor com um cristal somente. Este emite e recebe alternadamente o feixe ultra-sônico. O processamento do sinal é feito em intervalos sucessivos de tempo, o que permite estudo de todo o fluxo sanguíneo atravessado pelo feixe ultra-sônico em espaços previamente fixados, chamados de **volumes de amostragem**. Estes volumes de amostragem fornecerão ao médico a resolução necessária para eliminar ou reduzir os problemas de contaminação devido a outros sinais indesejados, provenientes de veias próximas a artéria em estudo. A figura 2.6 mostra o princípio físico do sistema Doppler pulsátil, vemos na figura que decorrido o intervalo de tempo τ_3 segundos após a emissão do pulso ultra-sônico, com duração τ_1 , o circuito eletrônico de recepção é habilitado durante o tempo τ_2 (janela de amostragem). Este procedimento permite amostras de sinais ultra-sônicos refletidos por partículas que circulam na região, durante o intervalo de tempo τ_2 . Este intervalo de tempo determina um volume de amostragem igual a área da seção transversal do feixe ultra-sônico vezes o intervalo de tempo τ_2 multiplicado pela velocidade do som no sangue (1540 m/s).

2.4. O sistema Doppler pulsátil multicanal

Dentro dos limites da sua resolução espacial, a técnica do Doppler pulsátil, com um único volume de amostragem, pode ser uma ferramenta efetiva na investigação do comportamento do fluxo em profundidades predeterminadas seja em modelos experimentais, animais ou no homem. Entretanto, esta técnica se torna inadequada quando se deseja estudar os perfis de velocidade instantaneamente e em uma faixa grande de interesse. Uma solução é fazer um deslocamento do volume de amostragem de maneira gradativa através da artéria, com um sistema convencional de um canal adaptado para trabalhar como medidor de perfil de velocidade. No entanto para medição

de fluxos pulsáteis este método é pouco confiável e consumirá muito tempo.

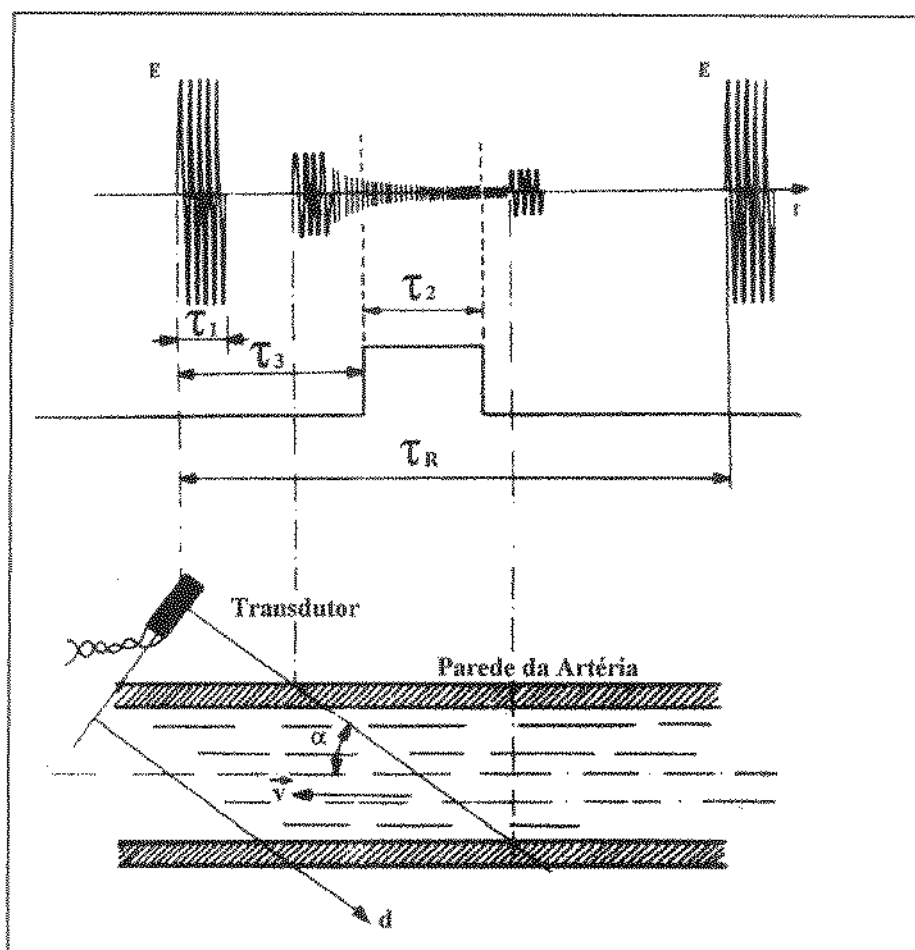


Figura 2.6. Princípio físico do sistema Doppler pulsátil [De Peronneau, 1973].

A solução é utilizar um sistema Doppler pulsátil multicanal que sugere o processamento em paralelo de vários volumes de amostragem (Hoeks *et al.* (1981), Brandestini (1978), McLeod(1974)). Este processamento paralelo requer: amostragem, filtragem e conversão frequência-tensão do sinal para cada intervalo de amostra. A figura 2.7 mostra um sistema multicanal utilizado para medir perfis de velocidade de fluxo. Os múltiplos volumes de amostragem terão que ser localizados adjacientemente e com intervalos de tempo iguais através de toda artéria.

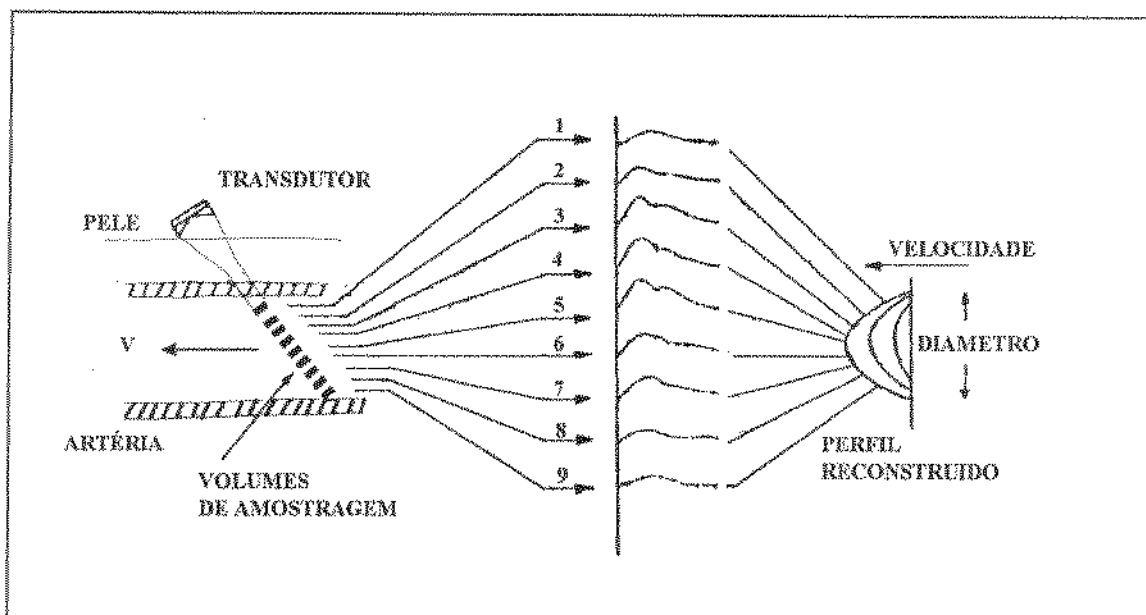


Figura 2.8. Perfil de fluxo obtido com um Sistema Doppler Pulsátil de Múltiplos Canais [De Baker, 1970].

2.5. Faixa de frequência do sinal Doppler

O sinal Doppler contém um espectro de frequências cuja variação depende da movimentação e distribuição das inúmeras partículas na corrente sanguínea, cada uma movimentando-se com velocidade variável dentro do vaso; e da divergência e não uniformidade no feixe ultra-sônico (Newhouse, 1980). O perfil do espectro de saída do sinal Doppler poderá conter informações relativas a parâmetros de fluxo como graus de turbulência, gradiente de velocidade, e ângulo entre a direção do vetor velocidade do fluxo e o feixe ultra-sônico.

Reneman & Spencer (1979) demonstraram em estudos, utilizando um Sistema Ultra-sônico Doppler de Onda Contínua de 5 MHz, com artérias carótidas, que o espectro de frequência do sinal Doppler varia muito entre pacientes normais e aqueles com estenoses. Para artérias carótidas normais, as máximas frequências ficaram entre 2 e 4 kHz. Morin *et al.*, (1988) utilizando um Sistema Doppler de Onda Contínua de 4 MHz, realizou estudos "*in vitro*" verificando os fatores que afetam o espectro do Sistema Doppler de Onda Contínua, no diagnóstico de doenças nas artérias

carótidas. As componentes de frequência tinham sua variação de acordo com o local em estudo em relação à estenose. Em ponto a 2 cm próximo da estenose foram encontradas frequências máximas e ordem de 3,45 kHz; acima da estenose detectou-se componentes da ordem de 7,35 kHz; em pontos adjacentes da estenose (1 cm) encontraram os maiores valores na ordem de 9,30 kHz e distantes da estenose a 7 cm. encontraram valores na ordem de 2,85 kHz. Portanto comprova-se através deste estudo que o sinal Doppler apresenta um espectro de frequência amplo. Podendo agora somar dentro dos fatores importantes na medição do espectro do sinal Doppler, o lugar de medida com respeito a ponto da estenose.

2.5.1 Mínima frequência Doppler

A mínima frequência Doppler que compõe o espectro do sinal Doppler corresponde às células sanguíneas que se movem mais lentamente, próximas à parede do vaso, onde a velocidade do fluxo é quase nula. Entretanto, existem os movimentos das paredes dos vasos, durante o ciclo cardíaco, que geram sinais de grande amplitude e baixa frequência produzindo componentes na ordem de aproximadamente 70 Hz. Lunt (1975) mostra que estas componentes devem ser filtradas quando o processamento do sinal Doppler for realizado com Detectores de Cruzador de zeros, uma vez que, devido à alta amplitude, causam erro no processamento do sinal Doppler. A frequência de corte descrita na literatura varia entre os diversos trabalhos publicados. Por exemplo, para o sistema Doppler pulsátil multicanal com frequência de 6 MHz, Hoeks *et al.* (1981) utiliza 300 Hz; Brandestini (1978) declara que somente os sinais que estão acima de um limite arbitrário de 50 a 100 Hz são considerados como sendo fluxo real. Casty (1984) na implementação de um Velocímetro Ultra-sônico Doppler de 25+1 canais determina sua frequência de corte inferior com sendo de 200 Hz para uma frequência de transmissão de 7 MHz. Para o sistema pulsátil desenvolvido por Baker (1970) a frequência selecionada ficou em 50 Hz. Fica demonstrado assim que para sistemas que utilizem Doppler pulsátil não existe uma definição com respeito à

determinação da mínima frequência a ser adotada.

2.5.2 Máxima Frequência Doppler

O máximo desvio de frequência Doppler a ser processado fica limitado pelo **critério de Nyquist** (teorema da amostragem). A máxima frequência Doppler, a ser recebida e processada, é determinada pela metade da frequência de repetição dos pulsos ($PRF/2$). Se frequências maiores estão presentes no sinal amostrado, a forma de onda não pode ser reconstruída devido à superposição dos espectros de frequência ("*aliasing*"). Cabe aqui a observação de que os filtros eletrônicos na prática, não são ideais e o espectro Doppler não é bem delimitado. Particularmente com um fluxo normal, o limite do desvio máximo do sinal Doppler permitido pelo sistema de filtragem será aproximadamente um terço da frequência de repetição dos pulsos (PRF) (Peronneau, 1974).

2.6. Demodulação e processamento direcional do sinal Doppler

2.6.1. Métodos de demodulação

Existem dois métodos de demodulação do sinal ultra-sônico captado pelo transdutor: coerente e não-coerente (Atkinson & Woodcock, 1982 e Baker, 1970). Na **demodulação coerente** o sinal recebido é comparado, em um detector de fase, com o sinal utilizado para gerar os pulsos emitidos (oscilador de referência), depois de comparado o sinal resultante é filtrado em um filtro passa baixa (FPB) obtendo-se na saída o sinal Doppler desejado. Os sinais recebidos de estruturas estáticas voltam com frequência igual à frequência do oscilador de referência e na hora da comparação são eliminados. Os sinais recebidos de estruturas em movimento retornam na frequência transmitida mais um desvio de frequência que poderá ser positivo ou negativo, dependendo da direção do movimento da estrutura refletora em relação à fonte de transmissão. No

entanto, a informação da direção do fluxo, é perdida no final do processo.

A **demodulação não-coerente** utiliza como base de referência na comparação com o sinal recebido, o sinal que provém das paredes da artéria chamada de "clutter". Este sinal possui a mesma frequência do sinal transmitido unicamente com a amplitude e a fase alterados. Em outras palavras, a característica desta demodulação é que o eco fornece sua própria referência de demodulação. Este sistema pode trabalhar de maneira adequada para sistemas não direcionais mas não pode ser utilizado quando as informações da direção do fluxo são necessárias (Atkinson & Woodcock, 1982). Outro agravante na utilização deste sistema é que o sinal "clutter" terá que estar sempre presente na demodulação para evitar interrupções no processo provocando a perda do sinal Doppler. Para o sistema multicanal a utilização deste processo de demodulação seria desaconselhável, já que nem todos os volumes de amostras possuem esta componente.

2.6.2. Demodulação Doppler direcional

A demodulação direcional consiste em extrair do sinal captado, os desvios de frequência sofridos pelo sinal ultra-sônico emitido, sem que seja perdida a informação do sentido de direção do fluxo em relação ao transdutor.

Existem várias técnicas de demodulação direcional, como por exemplo a detecção por filtragem, detecção heterodina e a detecção em quadratura de fase. Esta última, é seguida por três possíveis técnicas de processamento para indicar a direção do fluxo, as técnicas são: no domínio do tempo, no domínio da frequência e no domínio da fase. Estas técnicas de demodulação e de processamento direcional são apresentadas em diversos trabalhos (ver por exemplo Coghlan & Taylor, 1976; Atkinson & Woodcock, 1982) que apresentam suas vantagens e desvantagens. Com base nestas publicações optou-se pela configuração com demodulação em quadratura de fase seguida por um processador no domínio do tempo.

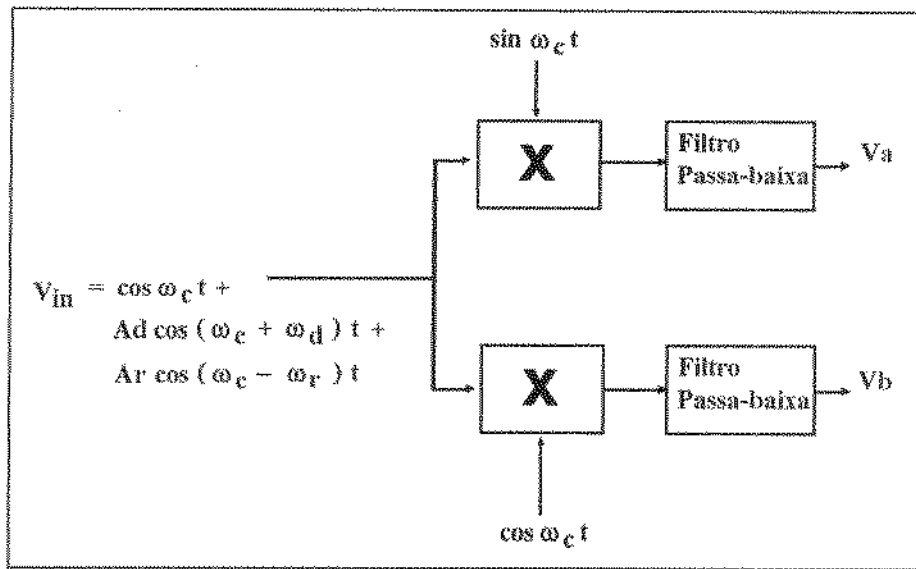


Figura 2.9. Diagrama em blocos do demodulador em quadratura de fase.

A demodulação em quadratura de fase proporciona informação direcional através da demodulação sincronizada em dois detectores coerentes: um em relação ao oscilador de referência (canal direto), e outro em relação ao sinal de referência defasado em 90 graus (canal em quadratura). O diagrama em blocos deste sistema de demodulação é mostrado na figura 2.9. Em sequência a demodulação em quadratura de fase segue-se a filtragem para retirar as componentes de alta frequência, resultando os sinais V_a e V_b das equações 2.3 e 2.4 respectivamente:

$$V_a = \frac{1}{2} A_d \cos(\omega_d t) + \frac{1}{2} A_r \cos(\omega_r t) \quad (2.3)$$

$$V_b = \frac{1}{2} A_d \cos(\omega_d t - \frac{\pi}{2}) + \frac{1}{2} A_r \cos(\omega_r t + \frac{\pi}{2}) \quad (2.4)$$

A_d e A_r são os coeficientes de atenuação dos fluxos direto e reverso com frequências angulares ω_d e ω_r respectivamente.

Analisando as equações, os sinais obtidos estão em quadratura de fase, isto é, os termos

representativos do fluxo direto e reverso têm uma diferença de fase de 90 graus. V_a e V_b são chamados de componentes imaginária e real do fasor Doppler.

2.6.2.1. Processamento no domínio do tempo

Analisando as equações 2.3 e 2.4 podemos deduzir que para o caso de existir somente fluxo direto, o coeficiente A_r é igual a zero, desta forma as equações 2.3 e 2.4 serão reduzidas, como mostra as equações 2.5 e 2.6

$$V_a = \frac{I}{2} A_d \cos(\omega_d t) \quad (2.5)$$

$$V_b = \frac{I}{2} A_d \cos(\omega_d t + \frac{\pi}{2}) \quad (2.6)$$

Da mesma forma, no caso de existir somente fluxo reverso chegaremos nas equações 2.7 e 2.8.

$$V_a = \frac{I}{2} A_r \cos(\omega_r t) \quad (2.7)$$

$$V_b = \frac{I}{2} A_r \cos(\omega_r t + \frac{\pi}{2}) \quad (2.8)$$

No primeiro caso, fluxo direto, V_b está adiantada de 90 graus em relação à V_a . No segundo caso, fluxo reverso, V_a se adianta em fase em relação à V_b . Esta propriedade de adiantamento e atraso de fase constitui o princípio básico da técnica de processamento de direção do fluxo. Este princípio foi desenvolvido por McLeod em 1967 e é usado na maioria dos fluxômetros Doppler

direcionais disponíveis comercialmente.

O diagrama esquemático da figura 2.10, mostra um sistema lógico que monitora a fase entre V_a e V_b . Dependendo das condições de adiantamento ou atraso, este sistema chaveia uma das componentes demoduladas para um dos canais de fluxo reverso ou direto. Coghlan & Taylor (1976), denominaram esta técnica de "domínio do tempo" tendo em vista que a informação direcional é retirada diretamente dos canais demodulados.

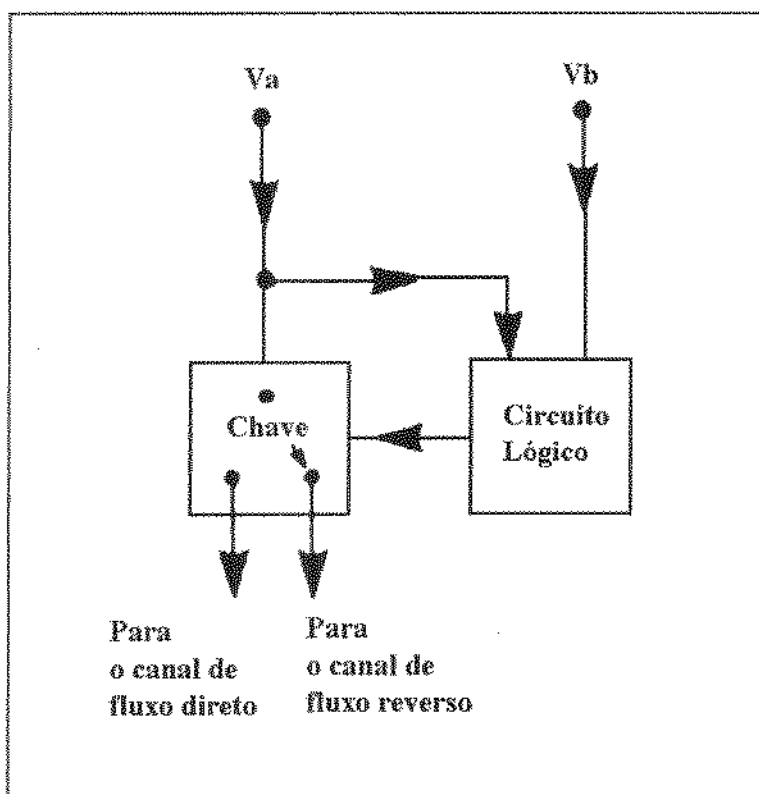


Figura 2.10. Diagrama em blocos do processador direcional no domínio do tempo [De Atkinson, 1982].

Uma vez discriminada a informação de direção do fluxo sanguíneo no sinal Doppler, através da demodulação em quadratura de fase com o processamento no domínio do tempo, é necessário um processamento do sinal dos canais, direto e reverso, para poder quantificar e interpretar a informação contida no sinal Doppler. Para isto é empregada uma análise no domínio do tempo que é explicado no item seguinte.

2.7. Técnicas de análise do sinal Doppler

Duas técnicas são usualmente utilizadas para analisar o sinal Doppler detectado e demodulado, a análise no **Domínio da Freqüência** e a análise no **Domínio do Tempo**. A análise no **Domínio da Freqüência** é a técnica mais confiável já que mostra completamente toda a informação espectral, permitindo ao operador, reconhecer artefatos e efeitos espúrios do sinal (Baker *et al*, 1974). No entanto, em algumas situações clínicas a compreensão da análise espectral será um fator caro e complexo gerando uma quantia grande de informações muitas das quais são descartadas. Desta forma parte-se para uma técnica mais simples, a análise no **Domínio do Tempo** que em muitos dos casos será igualmente útil. Esta técnica é a mais comum na instrumentação e processamento Doppler (Baker *et al*, 1974) e envolve a utilização de detectores cruzador de zero. O problema essencial na técnica no domínio do tempo é processar o sinal de uma forma simples de modo que o parâmetro relacionado com o conteúdo espectral do sinal seja revelado. O problema seria de fácil solução se fosse um sinal senoidal puro. Entretanto o sinal Doppler possui uma forma de onda complicada devido às baixas freqüências provenientes das partículas próximas às paredes do vaso, combinada com as altas freqüências provenientes do centro do vaso.

2.7.1. O detector cruzador de zeros ("zero crossing")

A técnica do detector cruzador de zeros é descrita amplamente na literatura (Lunt, 1975; Atkinson & Woodcock, 1982; Baker *et al.*, 1974 e Coghlan & Taylor, 1976). A fundamentação teórica desta técnica está baseada na análise feita por Rice (1944) e adaptada por Flax *et al.* (1973), que utilizou a teoria para determinar a relação entre o espectro Doppler e a freqüência do detector cruzador de zeros. Resumidamente a teoria mostra que quando um sinal com espectro de freqüência $E(f)$ passa por um detector cruzador de zeros, o sinal resultante deste último N é dado teoricamente por:

$$N^2 = \frac{\int_0^\infty E(f) f^2 df}{\int_0^\infty E(f) df} \quad (2.9)$$

Esta expressão matemática (equação 2.9) mostra que na saída do detector cruzador de zeros tem-se o valor RMS do sinal de entrada. Kato *et al.* (1965) aplicou este conceito ao espectro Doppler e concluiu que N pode ser relacionado ao valor RMS do sinal de velocidade do fluxo. No entanto é necessário tomar precauções para redução de artefatos.

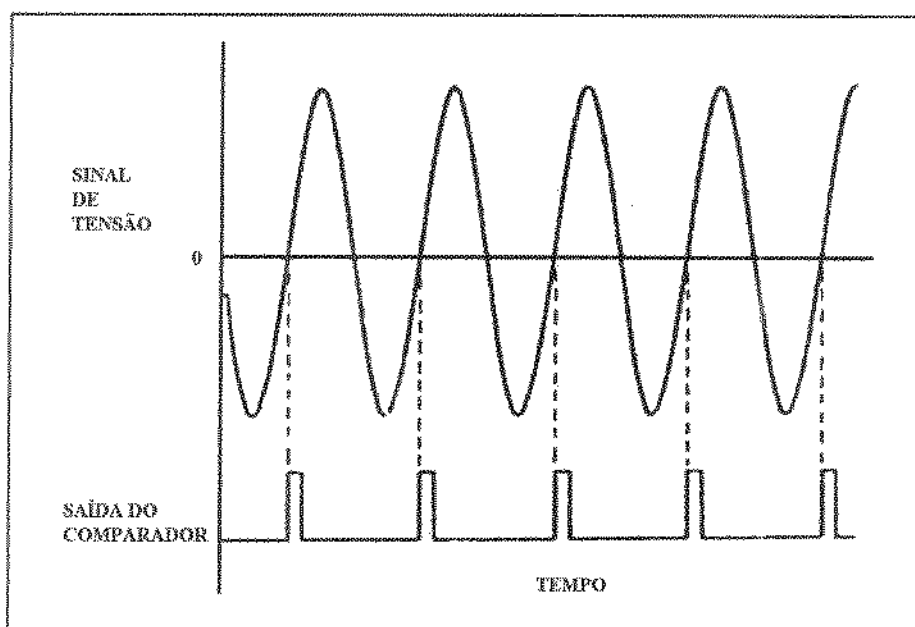


Figura 2.11. Detector Cruzador de Zeros Ideal.

O detector cruzador de zeros ideal, consiste em um comparador que fornece um pulso toda vez que a tensão de um sinal elétrico cruza a linha do zero indo do negativo ao positivo (Figura 2.11). O Detector Cruzador de Zeros ideal é impraticável por causa do ruído elétrico presente no sinal que causa pulsos adicionais indesejados, especificamente quando a amplitude do sinal é bastante reduzida ou é zero. A maioria dos circuitos comerciais utiliza o sistema "SET-RESET" nos detectores cruzador de zeros. Este sistema está ilustrado na figura 2.12. Resumindo, o sistema "SET-RESET" tem as seguintes propriedades: Com o sinal mais o ruído, a saída será proporcional à

frequência do sinal sem o ruído; e somente o ruído entrando a saída será zero.

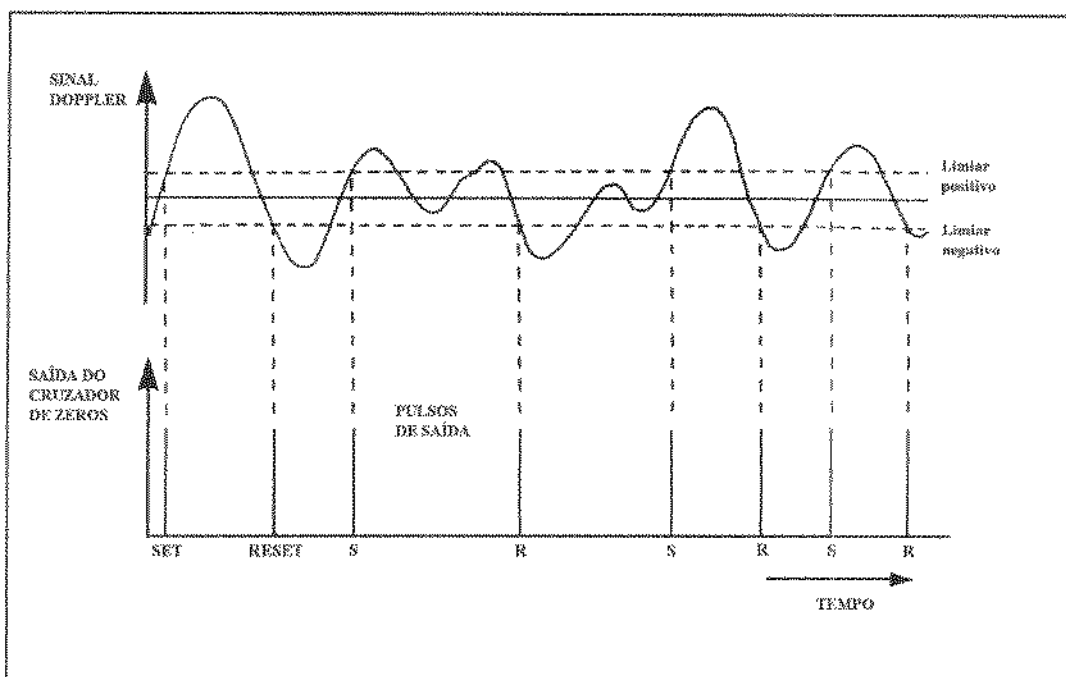


Figura 2.12. Detector Cruzador de Zeros com Sistema SET-RESET [De Atkinson & Woodcock, 1982].

Concluindo, o detector cruzador de zeros é disponível na maioria dos dispositivos comerciais que utilizam princípio Doppler. No entanto tem algumas limitações que devem ser compreendidas e consideradas para a otimização do seu uso (Lunt, 1975).

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

PROJETO DO SISTEMA ULTRA-SÔNICO DOPPLER PULSÁTIL MULTICANAL (SUDOP-M)

3.1. Introdução

Antes de entrar em detalhes do projeto do equipamento (SUDOP-M) daremos uma visão geral do funcionamento do equipamento (item 3.1.1.) e faremos um estudo resumido das suas características (item 3.2.) para facilitar o entendimento da seqüência do trabalho. Resalta-se que ainda o SUDOP-M desenvolvido não constitui a versão final de um equipamento médico mais sim uma ferramenta básica no estudo do perfil dinâmico da velocidade do fluxo sanguíneo, em laboratório, com um sistema de simulação "in vitro" do fluxo vascular periférico, ou "in vivo" nas principais artérias do sistema vascular periférico. Uma vez que o processamento digital dos sinais e o sistema de posicionamento dos canais de processamento do sinal estejam implementados haverá a possibilidade de estudos mais profundos no que se refere ao diagnóstico da presença de ateromas nas artérias no sistema vascular periférico.

3.1.1 Visão geral do funcionamento do equipamento

A seqüência de funcionamento do equipamento é a seguinte: Ao ser ligados o equipamento e o microcomputador, e dar início ao "software", o microcomputador posicionará o equipamento (SUDOP-M) na profundidade inicial que é de 0 mm, neste momento 8 canais de verificação de fluxo⁴, avaliam a informação dos 8 volumes de amostragem iniciais, com isto teremos uma palavra

⁴ Um canal é um circuito que pode ser de verificação de fluxo (CVF) ou de processamento do sinal (CPS). O CVF fornece informação da existência ou não de fluxo sanguíneo em um determinado volume de amostragem. O

de 8 "bits" cada bit poderá assumir o estado lógico 0 ou 1 dependendo se esta dentro ou fora de uma artéria respectivamente. esta palavra é enviada ao microcomputador e será analisada pelo programa, o programa identifica uma artéria pela sequência de 3 "bits" consecutivos no estado lógico 1, isto foi feito com a intenção de procurar artérias de calibres iniciando de 3 mm ou mais, conforme o quadro de dimensões do sistema vascular dado por Maffei, 1987. Caso não se tenha este tipo de informação o microcomputador incrementara a profundidade dos canais fazendo uma varredura até 70 mm que foi adotada como profundidade máxima de procura. No instante em que se encontra uma artéria, o programa posiciona os 3 canais de processamento do sinal no centro do vaso e fica constantemente verificando se o sistema está dentro ou fora da luz arterial. Resumindo o sistema deverá procurar a luz arterial e manter os 3 canais de processamento do sinal situados no centro do vaso para estudar o comportamento do fluxo sanguíneo no sistema vascular periférico.

3.2. Projeto do Sistema de Múltiplos Canais

De acordo com a literatura, existem duas formas de implementação de um sistema multicanal: a) repetição dos canais para o processamento paralelo do sinal, o que requer amostragem, filtragem e o processamento no domínio do tempo para cada canal de amostragem (Baker, 1970); b) processamento serial do sinal como é sugerido por Hoecks (1981), isto representaria a obsolescência de grande parte do sistema já existente, e uma mudança radical em torno do projeto proposto inicialmente. Na primeira opção o aumento do número de componentes e placas de circuito impresso, considerando que seriam implementados 15 canais, inviabilizaria a construção do equipamento pelo custo que isto acarretaria e também pela operacionalidade, calibração e manutenção do equipamento. Dado estes problemas optou-se por uma terceira configuração que possibilite alcançar os objetivos definidos no início do projeto.

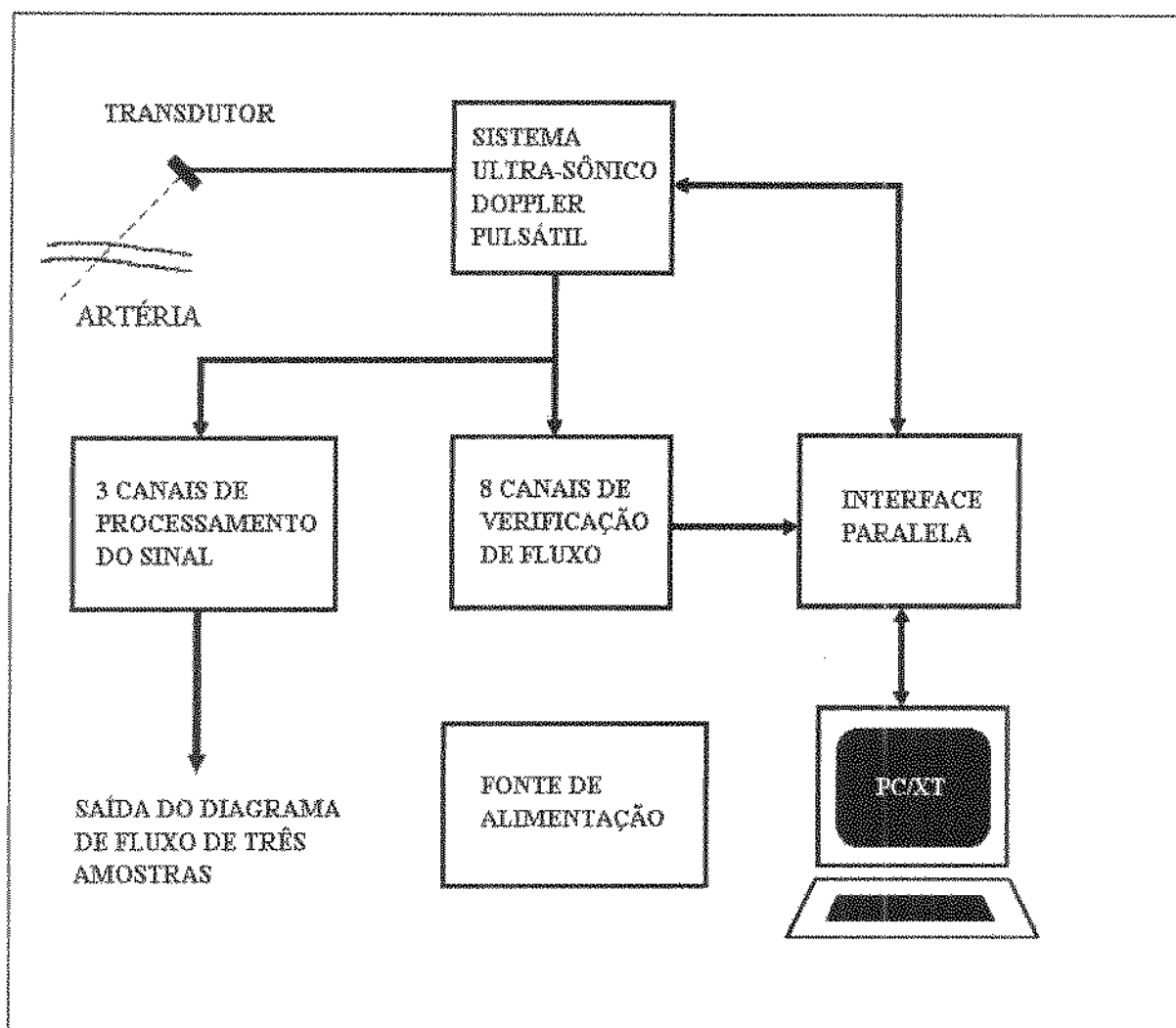


Figura 3.1. Diagrama em blocos do Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil Multicanal.

A figura 3.1, mostra o diagrama em blocos da configuração adotada para a construção do SUDOP-M. Inicialmente é apresentada a descrição geral do diagrama em blocos do protótipo desenvolvido. A seguir, cada bloco é sub-dividido para análise mais detalhada.

3.2.1. Visão Geral do Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil Multicanal (SUDOP-M)

O sistema pode ser dividido em 6 partes: 1) Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil (SUDOP); 2) Canais de Verificação de Fluxo (CVF); 3) Canais de Processamento do sinal (CPS);

4) Interface Paralela Programável; 5) PC/XT; 6) Fonte de Alimentação.

1) Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil (SUDOP) : Encarrega-se de fazer a transmissão do pulso ultra-sônico, recepção dos sinais refletidos, geração dos sinais de amostragem, e a demodulação do sinal Doppler.

2) Canais de Verificação de Fluxo (CVF): São 8 canais que verificam a existência do fluxo sanguíneo, cada canal é composto por: *"sample and hold"*, um filtro passa alta de quarta ordem, um filtro passa baixa de oitava ordem, e um detector de fluxo. O objetivo dos CVF é de extrair a informação sobre existência de fluxo sanguíneo transformando esta informação em sinais digitais.

3) Canais de Processamento do Sinal (CPS): São 3 canais que fazem o processamento do sinal Doppler constituídos por: *"sample and hold"*, um filtro passa alta de quarta ordem, um filtro passa baixa de oitava ordem e um conversor frequência tensão. Os CPS extraem a informação de fluxo em função do tempo de três canais adjacentes no centro do vaso sanguíneo.

4) Interface Paralela : Tem a função de fazer a comunicação do PC/XT com o SUDOP-M, possibilitando a captação dos sinais digitais provenientes dos CVF, e transmitir novos endereços de posicionamento ao SUDOP.

5) PC/XT : Tem a função da aquisição e envio de dados. A aquisição corresponde à leitura dos CVF. Os envios de dados são os endereços de profundidade para o posicionamento do SUDOP-M de forma que este se mantenha dentro da luz arterial.

6) Fonte de Alimentação: Tem a finalidade de suprir as tensões e correntes necessárias aos circuitos.

Alem de estas partes, o sistema conta com um programa (sudop.exe) escrito em linguagem C, que controla a aquisição e envio de dados do sistema de procura automática da artéria.

3.3. Visão Geral do Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil (SUDOP)

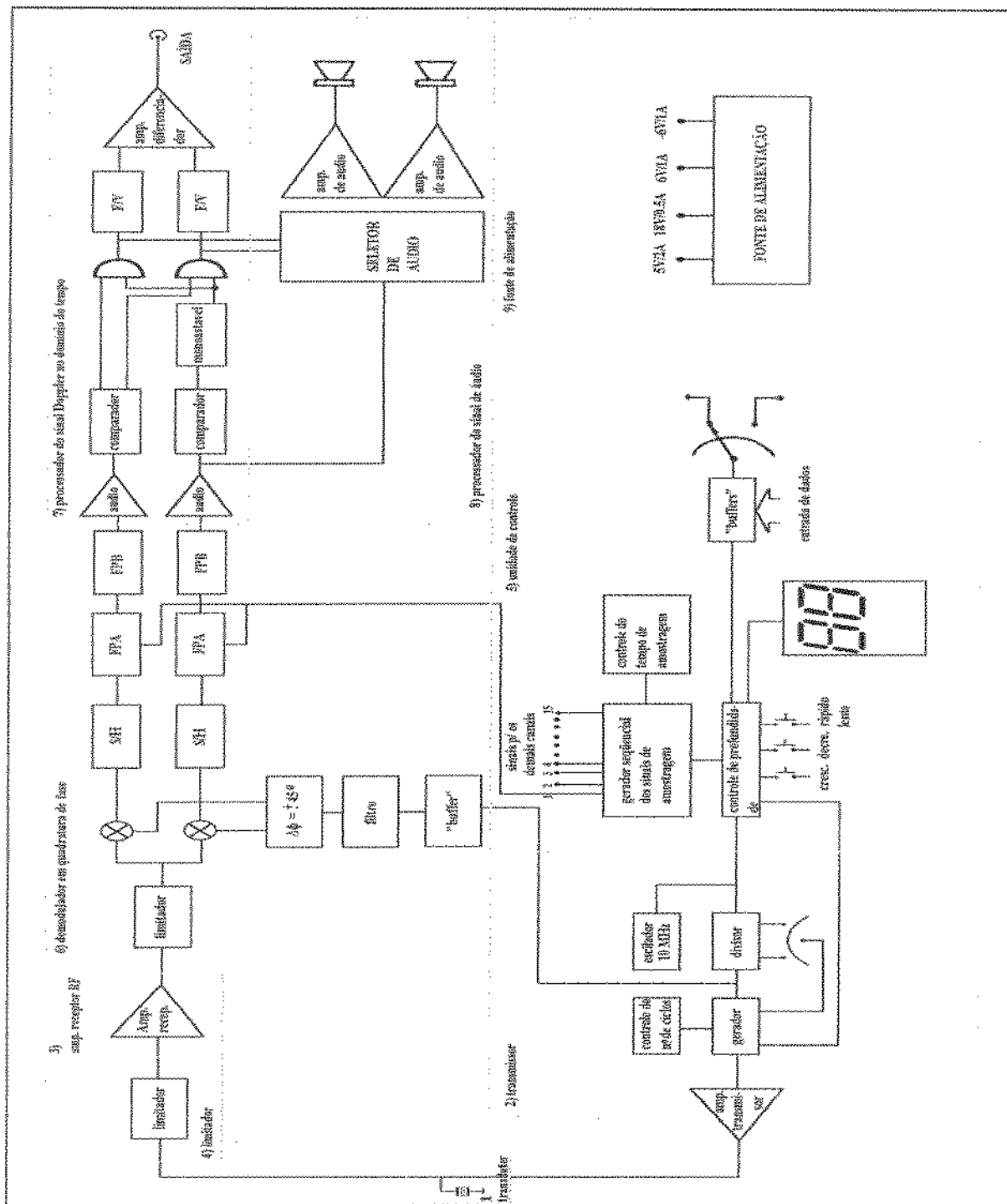


Figura 3.2. Diagrama em blocos do Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil [de Gamba, 1989].

Este sistema foi projetado e implementado pelo aluno Humberto Gamba (1989).

O SUDOP em linhas gerais segue a sequência de desenvolvimento proposto por Baker

(1970), Atkinson & Woodcock (1982), e Webster (1978). A figura 3.2 mostra o diagrama em blocos do SUDOP. O sistema pode ser dividido em 8 módulos: 1) Transdutor; 2) Transmissor; 3) Amplificador Receptor; 4) Limitador; 5) Unidade de Controle; 6) Demodulador em Quadratura de Fase; 7) Processador do sinal Doppler no domínio do tempo; 8) Processador de Áudio.

3.3.1. Transdutor (figura 3.2): O transdutor ultra-sônico, modelo 134738H, foi importado da KB-AEROTECH. É formado de um único cristal piezoelétrico circular de 6 mm de diâmetro, utilizado tanto para emitir como para captar o sinal refletor.

3.3.2. Transmissor (figura 3.2): O módulo transmissor é responsável pela geração dos pulsos de RF de 5MHz. O número de ciclos por pulso é ajustável entre 1 e 5, a amplitude entre 8 e 23 volts pico a pico, e o intervalo entre os pulsos de RF fixos em 50 ou 100 μ s, definindo a frequência de repetição de pulsos (PRF) de 20 e 10 KHz respectivamente. Estes pulsos de RF são utilizados para excitar o cristal, a fim de gerar as frentes de onda ultra-sônicas de curta duração.

A figura 3.3 ilustra o diagrama em blocos do gerador de PRF. O circuito é dividido em duas partes: o controle digital do gerador, que permite o ajuste do número de ciclos transmitidos por pulso de RF bem como ajuste da taxa de repetição (PRF); e o amplificador transmissor.

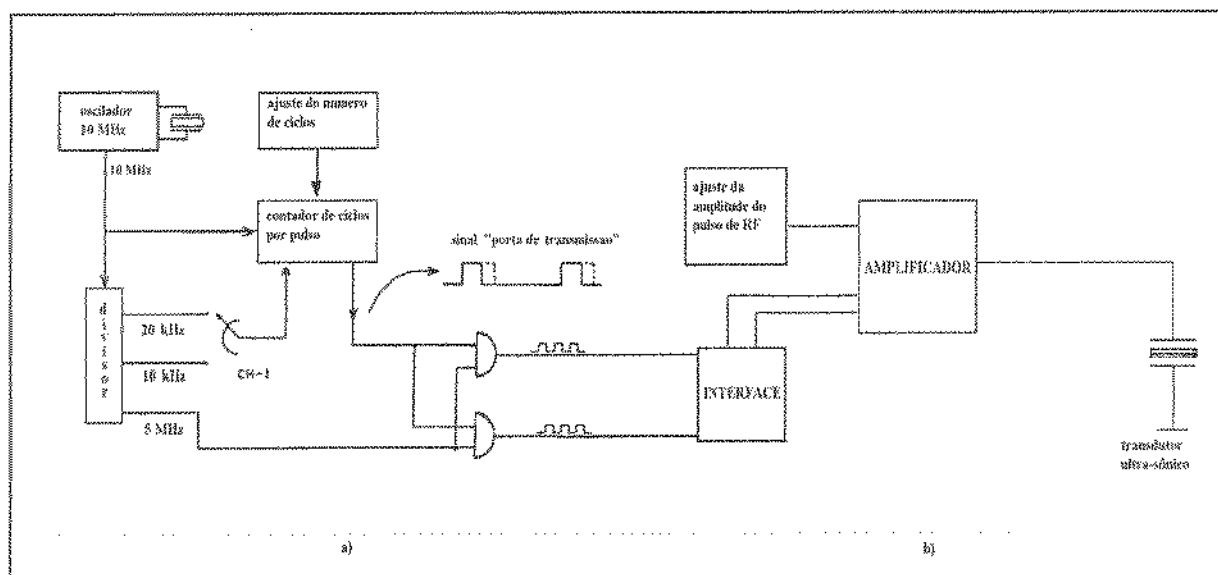


Figura 3.3. Diagrama em blocos do circuito gerador de PRF [de Gamba, 1989].

3.3.3. Amplificador receptor de RF (figura 3.2): O módulo de recepção tem a função de amplificar o eco captado pelo transdutor, afim de que o sinal possua amplitude suficiente para ser demodulado. A configuração adotada para este circuito foi a de um amplificador em cascata. O primeiro estágio foi implementado com o circuito integrado MC 1550, que possui ganho ajustável. Para o segundo estágio foi utilizado o transistor BF 494. A metodologia empregada neste projeto é descrita por Krauss & Bostian (1980) e pelo Application Note 215N da Motorola.

3.3.4. Limitador (figura 3.2): Como o sistema utiliza um único transdutor, tanto para emitir como para captar o sinal ultra-sônico, é necessário proteger a entrada do amplificador receptor contra os pulsos de alta amplitude provenientes do transmissor. A saturação do amplificador receptor prejudicaria a recepção do sinal refletido. Isto foi feito através de um circuito limitador, o qual evita tensões maiores que 1 V pico a pico na entrada do amplificador.

3.3.5. Unidade de controle (figura 3.2): Tem a função de controlar o intervalo de tempo necessário para que a frente de onda sonora alcance determinada profundidade e retorne ao transdutor (tempo de transição). Decorrido este intervalo de tempo, gera-se a sequência de sinais para o controle dos circuitos amostradores. O princípio de funcionamento desta unidade foi baseado no sistema Doppler pulsátil descrito por Atkinson & Woodcock (1982). O módulo foi dividido em duas partes: o circuito que controla a profundidade e, o gerador sequencial dos sinais que controlam os circuitos amostradores.

3.3.6. Demodulador em quadratura de fase (figura 3.2): A função do módulo demodulador em quadratura de fase é extrair do sinal captado pelo transdutor, as informações do desvio de frequência Doppler sofrido pelos pulsos ultra-sônicos ao interagirem com as partículas do sangue em movimento. O elemento principal deste módulo é o circuito integrado MC 1496, que é um

modulador/demodulador balanceado, utilizado para a detecção do desvio de fase do sinal captado pelo transdutor em referência a uma das componentes em seno ou co-seno do sinal emitido.

3.3.7. Processador do sinal Doppler no domínio do tempo (figura 3.2): este módulo tem a finalidade de converter o desvio de frequência Doppler em um nível de tensão proporcional à frequência; positivo ou negativo de acordo com o sentido do fluxo em relação ao feixe ultra-sônico. O item 3.5. explica com detalhes o funcionamento e projeto deste bloco.

3.3.8. Processador do sinal de áudio (figura 3.2): Este processamento possibilita duas saídas de áudio: uma para fluxo se aproximando do transdutor (fluxo direto) e a outra para fluxo se afastando do transdutor (fluxo reverso). Desta forma, consegue-se simular o efeito estereofônico no aparelho.

3.4. Canais de Verificação do Fluxo

Este circuito está composto em três partes: 1) "sample and hold"; 2) filtros; 3) detector de fluxo. Como é mostrado na figura 3.4.

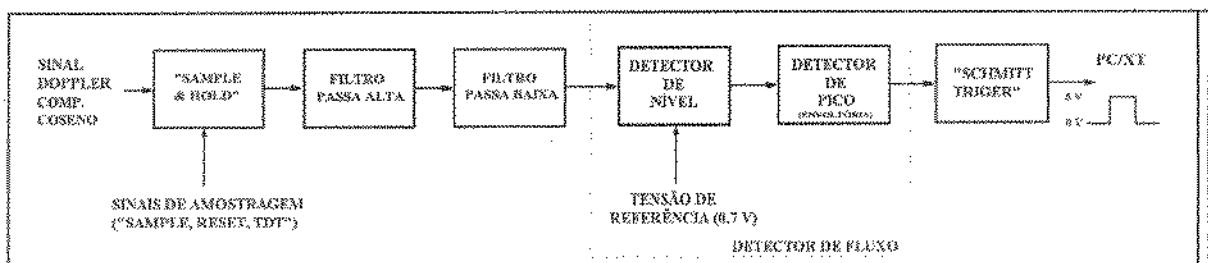


Figura 3.4. Diagrama em blocos do canal de verificação de fluxo.

3.4.1. "Sample and Hold"

Para que o sinal Doppler correspondente a uma determinada profundidade seja detectado, é necessário amostrar o sinal na saída do demodulador do SUDOP, em um intervalo de tempo que corresponda a tal profundidade, este intervalo de tempo é diferente para cada canal e é chamado de

tempo de transmissão (TDT), após a emissão de cada pulso ultra-sônico. Na sequência, o sinal proveniente da amostragem é armazenado até que um novo pulso seja emitido e uma nova amostragem seja efetuada limpando o sinal anterior com o sinal de RESET. Este processo é ilustrado na figura 3.5.

Os sinais de amostragem são provenientes da unidade de controle do SUDOP (item 3.3.5.), e para cada um dos canais tem-se um sinal de amostragem (SAMPLE), um sinal de reset (RESET) e um sinal de tempo de transmissão (TDT). O sinal de amostragem tem uma duração de $1,2 \mu\text{s}$ o que resulta na análise de lâminas com espessuras de $1,8 \text{ mm}$ considerando a velocidade da onda ultra-sônica no sangue de 1540 m/s . Devemos considerar que estes valores são de ordem teórica, já que devido a inclinação do transdutor em relação ao fluxo, a lâmina de fluxo analisada tem valor de $4,56 \text{ mm}$. O que deve ser lembrado é que o tempo de amostragem determina o volume da amostra o qual está relacionado com a resolução espacial do equipamento. Desta forma, quanto maior o diâmetro do vaso em relação ao volume da amostra, mais preciso é, o levantamento do perfil de velocidade (Baker, 1970).

O circuito "Sample and Hold" utilizado está baseado naquele publicado por Atkinson & Woodcock (1982). O circuito utiliza basicamente um grupo de chaves analógicas controladas por sinais da unidade de controle, um filtro passa baixa "RC" de entrada, para retirar ruídos de chaveamento, e um capacitor para armazenar o sinal amostrado. No apêndice B, esquema 1, encontra-se o diagrama esquemático deste circuito.

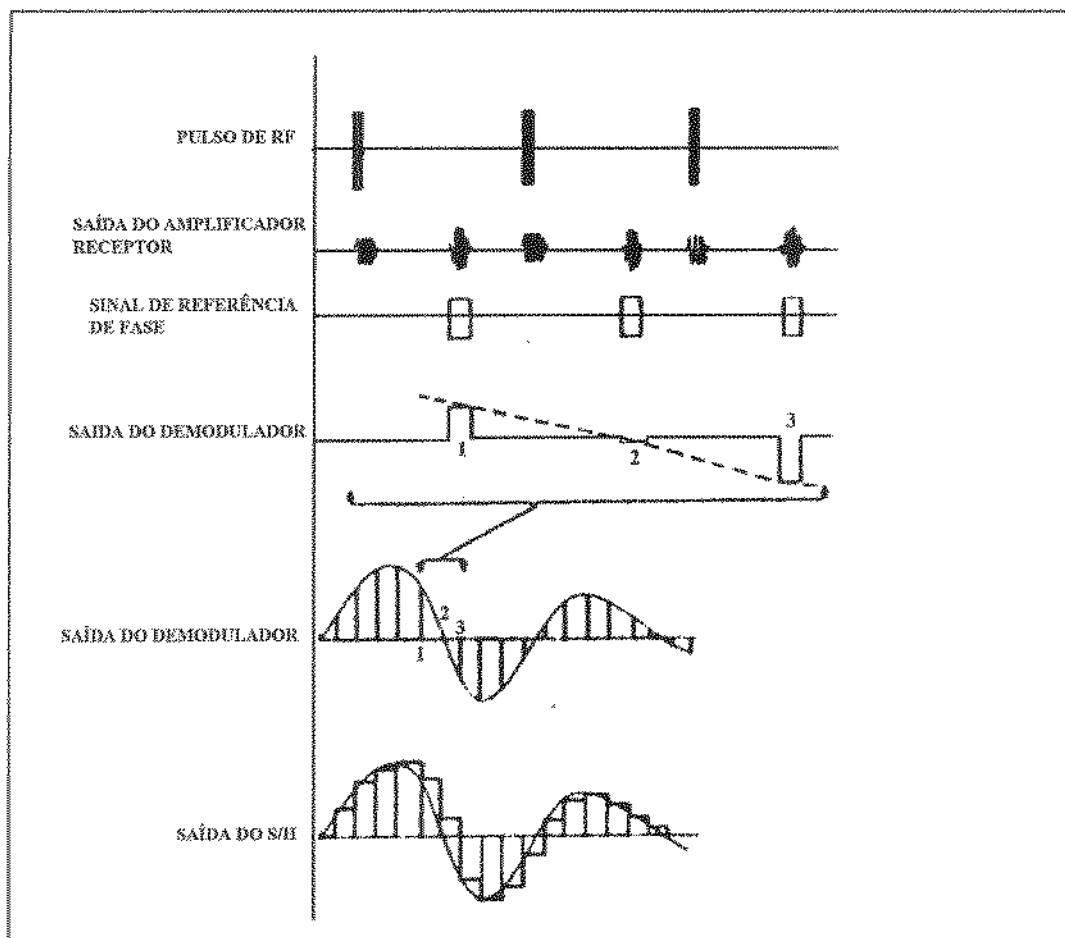


Figura 3.5. Ilustração do processo de amostragem, para obtenção do desvio de frequência Doppler [de Baker, 1970].

3.4.2 Filtros

O espectro de frequência que compõe o sinal Doppler foi analisado no item 2.5. A título de recordação, o máximo desvio de frequência Doppler possível de ser analisado é a metade da taxa de amostragem, caso seja utilizado um filtro passa baixa ideal. Desta forma, projetou-se um filtro de oitava ordem, que corresponde a uma atenuação de 48 dB/oitava ou 160 dB/década, sendo a frequência de corte fixada em 4800 Hz, pouco abaixo da metade da menor frequência de PRF, 9766 Hz (item 2.5.2). Para a alocação dos pólos do filtro utilizou-se o coeficiente Butterworth, por não apresentar variações do ganho na faixa útil.

As componentes de baixa frequência e alta amplitude, provenientes de movimentos da

parede do vaso, também precisam ser filtradas conforme visto no capítulo II. Para isso utilizou-se um filtro passa-alta de quarta ordem, equivalendo a uma atenuação de 24 dB/oitava ou 80 dB/década, sendo a frequência de corte fixada em 100Hz. A resposta também é do tipo Butterworth.

Os filtros foram calculados de acordo com a metodologia apresentada por Millman-Halkias (1972). O circuito é encontrado no apêndice B, esquema 1.

3.4.2.1. Resultados

A resposta em frequência do filtro é mostrada na figura 3.6. O filtro apresentou ganho de 24 dB na faixa útil. A frequência de corte do filtro passa-alta, 95 Hz, ficou bem próxima da escolhida. Com relação à frequência de corte do filtro passa-baixa, 4,8 kHz, esta ficou do mesmo valor da frequência de projeto, porem este valor ainda é menor que a metade da frequência de PRF (10 kHz).

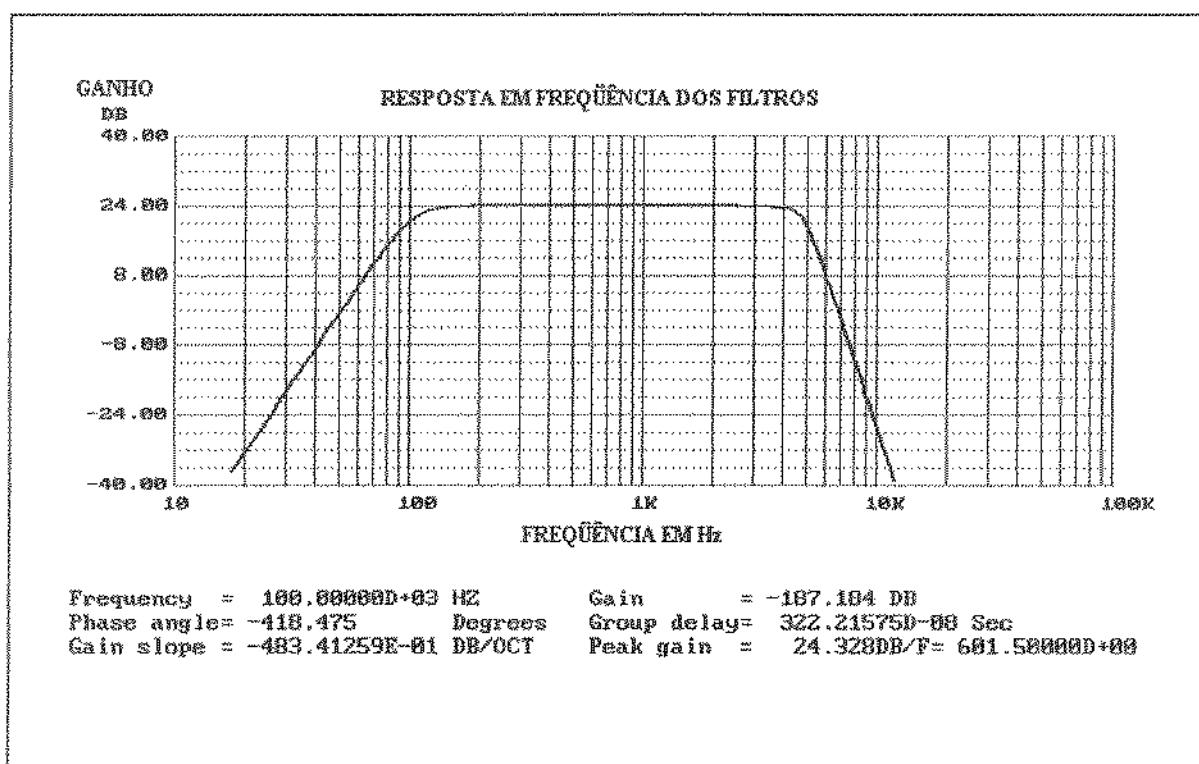


Figura 3.6. Resposta em frequência dos filtros. Frequência de corte inferior foi de 95 Hz e a frequência de corte superior foi de 4,8 kHz com um ganho na faixa útil de 24 dB.

3.4.3. Detector de fluxo

Uma vez filtrado o sinal, somente as componentes do sinal Doppler devem causar um aumento na amplitude e/ou na frequência do sinal na saída dos filtros; este sinal deve ser transformado em informação que o microcomputador possa entender. Optou-se pela interpretação que um aumento na tensão confirma a presença de fluxo sanguíneo. A outra forma de interpretação poderia ser o aumento da frequência, porém, a primeira opção se mostrou eficiente e de menor complexidade e custo.

O detector de fluxo é composto por um detector de nível e um detector de pico. O detector de nível tem a função de suprimir o ruído presente no sinal que vem dos filtros, isto é feito com a finalidade de evitar informações falsas de existência de fluxo. O detector de nível gera pulsos a cada vez que o sinal ultrapassa a tensão de referência fixada em 0,7 V.

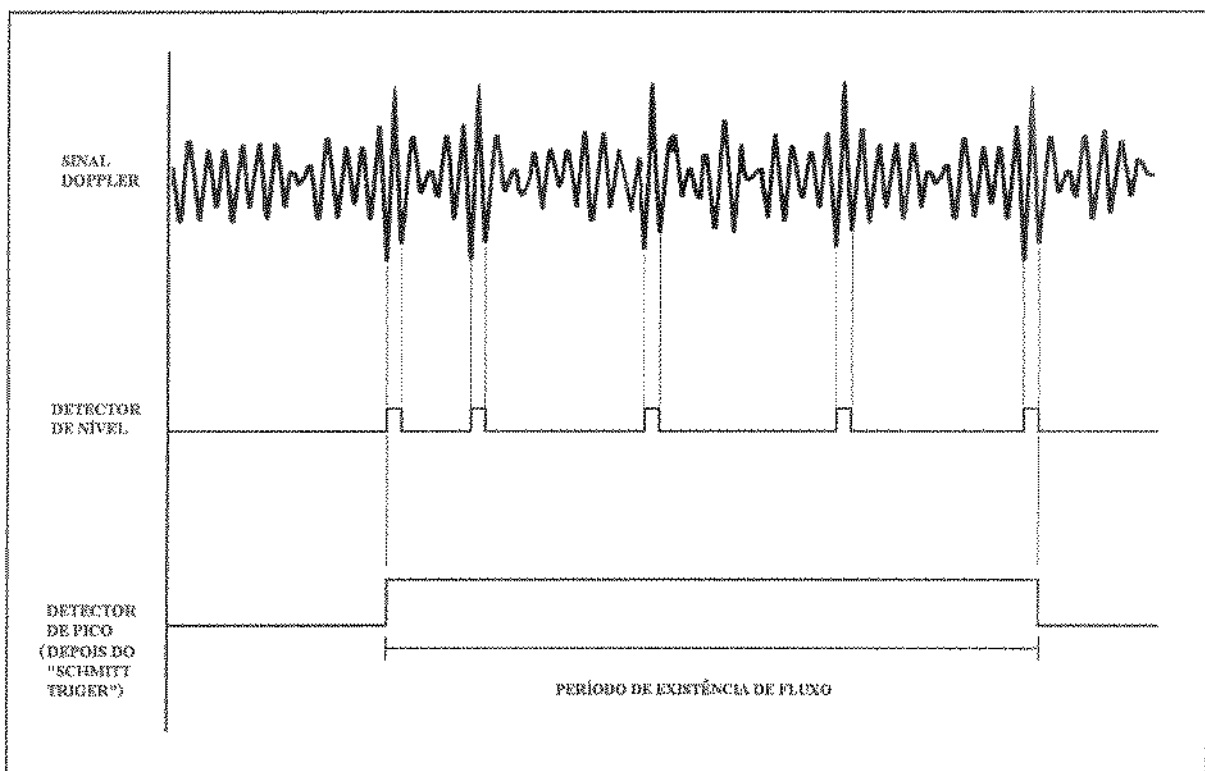


Figura 3.7. Formas de onda do circuito detector de fluxo.

Uma vez eliminado o ruído do sinal é necessário prolongar a duração dos pulsos de tensão

gerados pelo detector de nível, até a presença de um outro pulso que confirme a existência de fluxo sanguíneo, isto é feito com um circuito detector de nível projetado conforme a metodologia descrita por Coughlin (1987). Caso contrario não havendo uma seqüência de pulsos, que indique a presença de fluxo, o circuito se descarregara indicando a não existência de fluxo. A figura 3.7. mostra as formas de onda na saída de cada circuito detector.

Para garantir que o sinal de saída atinja o nível adequado de tensão (nível TTL) para o acoplamento com a interface colocou-se limitadores "Schmitt" utilizados para limpar os pulsos com aparência imperfeita, produzindo transições quase verticais entre o estado alto e o baixo e vice-versa.

O circuito do detector de fluxo se encontra no apêndice B, esquema 1.

3.5. Canais de processamento do sinal Doppler (CPS)

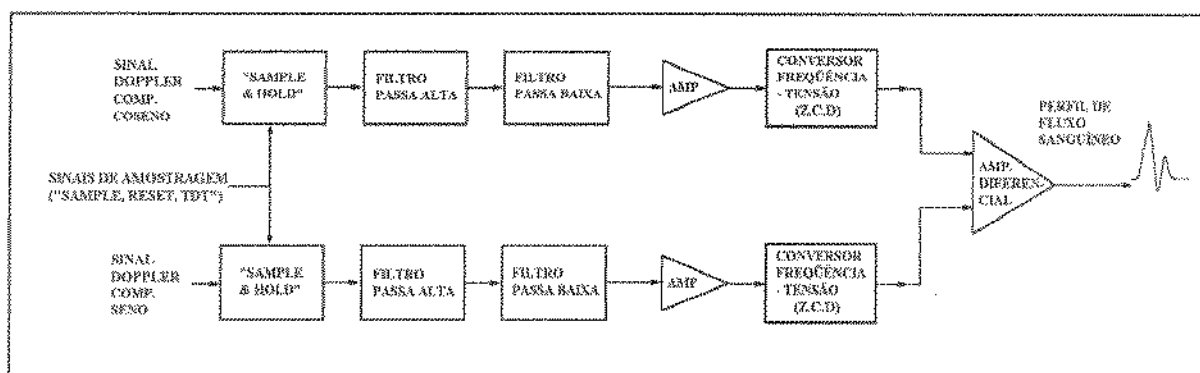


Figura 3.8. Diagrama em blocos do canal de processamento do sinal.

Os CPS, da mesma forma que os CVF, requerem amostragem do sinal Doppler e filtragem do mesmo. Porém, incluem-se as duas componentes Doppler (seno e co-seno) na entrada do circuito (figura 3.8), para possibilitar o processamento de direção (informação do sentido da velocidade de fluxo sanguíneo) como foi explicado no item 2.6.2.1. Os circuitos de "sample and hold" e filtros são os mesmos aos dos CVF, por este motivo somente explicaremos o processamento do sinal após estes blocos.

A fundamentação teórica do processamento do sinal Doppler no Domínio do Tempo foi apresentada no item 2.7. Recordando, sua função é, a partir das componentes do sinal Doppler obtidas na saída do demodulador em quadratura de fase, produzir na saída um nível de tensão proporcional ao desvio de frequência Doppler, positivo caso o fluxo seja no sentido do transdutor e negativo caso contrário. O circuito esquemático de um canal de processamento do sinal é apresentado no apêndice B. O esquema 2a mostra os circuitos de *"sample and hold"* e filtros, e o esquema 2b mostra o circuito de processamento no domínio do tempo.

A primeira fase do processamento é amplificar as componentes do sinal Doppler em 20 dB, uma vez que a amplitude nas saídas dos filtros é baixa para atuar nos comparadores. Os comparadores utilizados são do tipo SET-RESET (ver item 2.7.1), eliminando problemas de ruído no sinal que causam disparos indesejados dos mesmos, conforme sugerido por Lunt (1975).

A saída do comparador, que corresponde ao seno do sinal Doppler (ver esquema 2b), é usada como sinal de *"trigger"* do monoastável (CI 11), disparando na borda de subida. Os pulsos tem largura de 22 μ s, ou seja, dez vezes menor que o menor período do sinal Doppler esperados (5 kHz). A saída do monoastável é aplicada a duas portas lógicas "E" (CI 9), que controlam a passagem dos pulsos, de acordo com o sinal das outras entradas que provem dos comparadores.

Cada porta lógica tem a sua saída ligada a um conversor frequência/tensão (F/V). A metodologia empregada no projeto destes conversores está descrita por Jung (1978). Desta forma, tem-se nas saídas dos conversores, nível de tensão proporcional ao número de pulsos que aparecem na saída das portas lógicas, os quais estão relacionados com a frequência do sinal Doppler.

Finalmente o último estágio do processamento do sinal é um amplificador diferencial e um amplificador de 10 dB, utilizados para proporcionar um sinal de amplitude maior e único na saída do aparelho.

3.5.1 Avaliação do conversor frequência/tensão

A avaliação do conversor frequência/tensão foi feita aplicando-se, com um gerador de funções, um sinal senoidal à entrada do sinal Doppler. Desta forma, tem-se na saída do monoastável

pulsos na mesma frequência do sinal de entrada, os quais são convertidos em um nível de tensão correspondente à frequência. O gráfico obtido com este teste é mostrado na figura 3.9.

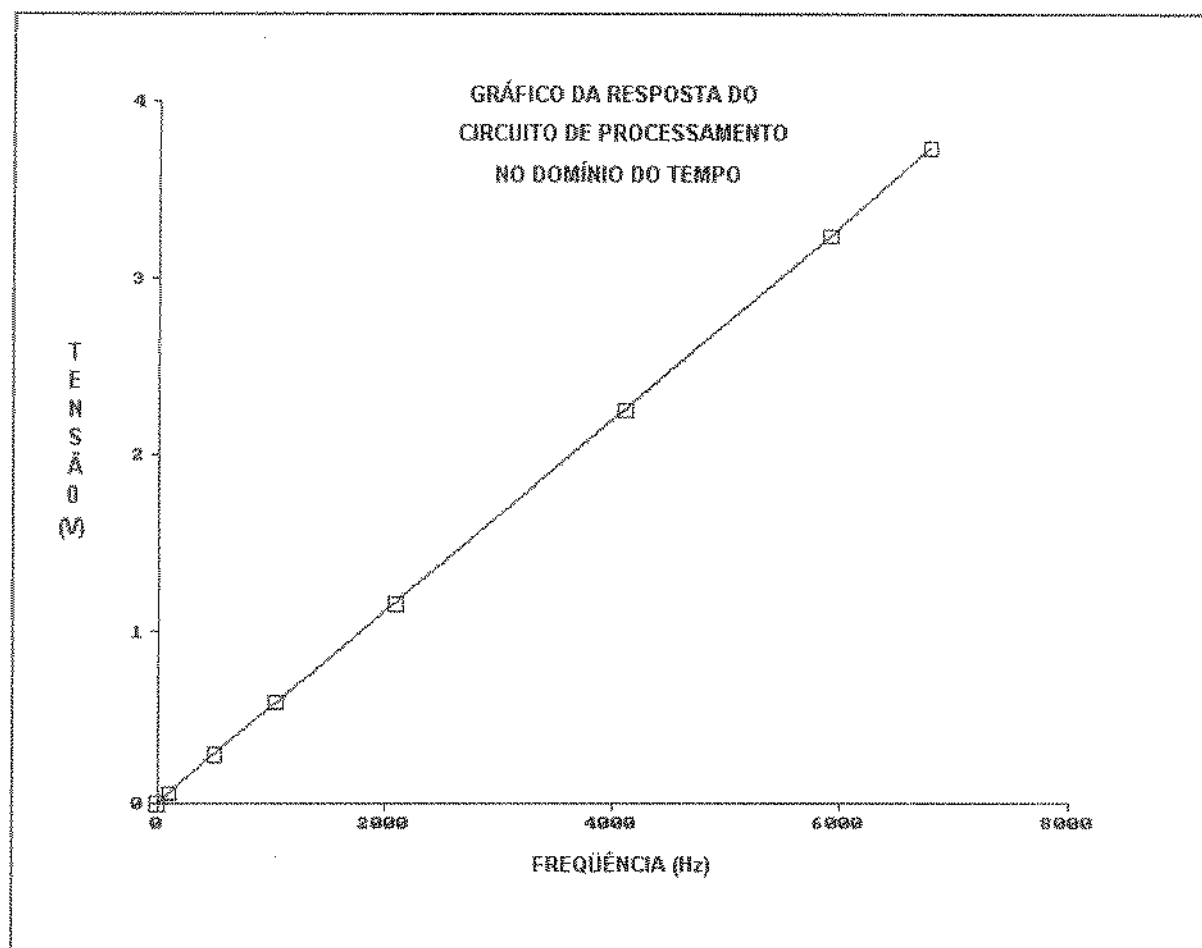


Figura 3.9. Resposta do conversor frequência/tensão.

3.6. Placa de interface

A placa de interface foi projetada com a finalidade de fazer a comunicação de dados entre o SUDOP-M, descrito anteriormente, e o microcomputador PC/XT, para isto escolheu-se o circuito integrado 8255A como o elemento principal para o interfaceamento. O diagrama esquemático é apresentado no apêndice B, esquema 3. Esta placa está disposta fisicamente num dos conectores de expansão do PC/XT.

3.6.1. 8255A, descrição do funcionamento

O circuito integrado 8255A é uma interface periférica programável ou no inglês "*Programmable Peripheral Interface*" (PPI), possui as seguintes características:

- 1.- trabalha com níveis TTL;
- 2.- possui três portas independentes e programáveis de 8 bits cada;
- 3.- possui três modos de operação;
- 4.- foi projetada para ser usada com microprocessadores da linha INTEL, dentre os quais se inclui o 8086/8088.

A placa de interface foi projetada com 2 PPI, o que possibilita a utilização de 6 portas (A0, B0, C0, A1, B1, C1) que são programadas para funcionar como entrada ou saída de dados. A figura 3.10. mostra o diagrama em blocos da PPI.

A PPI possui três modos de operação descritos a seguir:

- Modo 0: Entrada/Saída básicos: possibilita uma operação simples de entrada ou saída para cada uma das portas da PPI, ou seja, neste modo não há restrição das portas como saída ou entrada.
- Modo 1: Entrada/Saída com strobe: neste modo, quando a operação for de entrada de dados, a PPI deve receber um sinal do dispositivo que está enviando os dados, indicando a presença de dados na porta de entrada. A PPI armazena estes dados e envia ao microcomputador um sinal que deve interrompe-lo para que a leitura dos dados seja efetuada.
- Modo 2: Entrada/Saída com Bus bidirecional: permite uma comunicação de entrada e saída pela mesma porta (porta bidirecional), em conjunto com os sinais de estrobe do modo 1.

Neste projeto, optou-se pelo modo 0, já que a o programa terá que fazer leitura e escrita de dados continuamente sem interrupções.

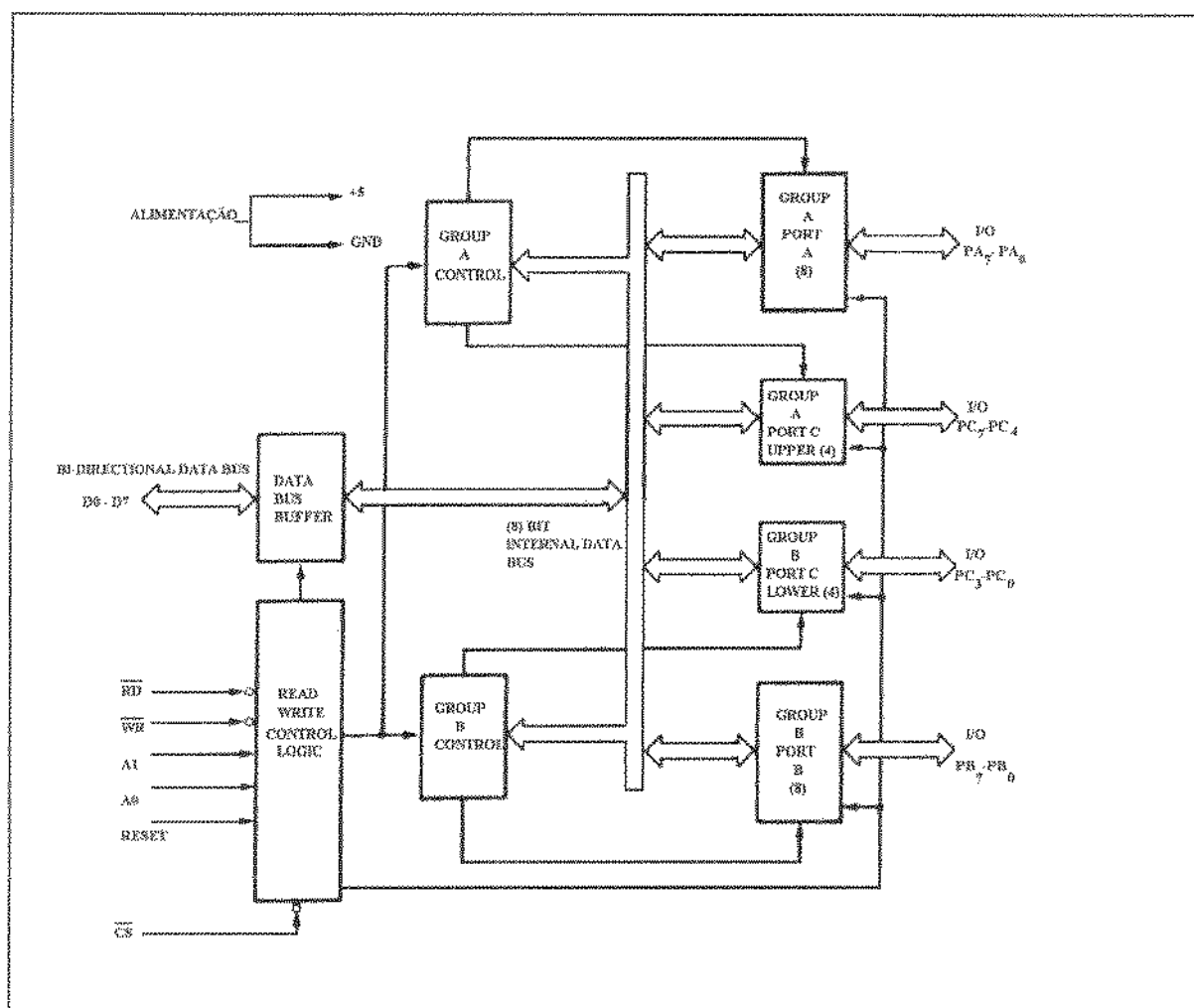


Figura 3.10. Diagrama em blocos da interface periférica programável 8255A [Intel, 1979].

3.6.2. Programação da PPI

Para que a PPI trabalhe no modo desejado deve-se programá-la indicando o modo e a configuração das portas. Isto é feito por intermédio de uma palavra de controle que é enviada para a PPI cada vez que esta é inicializada. As possíveis combinações para a palavra de controle estão na figura 3.11. Neste projeto, a porta A0 será de entrada de dados e as portas B0 e C0 trabalharão como saída de dados, a palavra de controle para esta configuração será: 10010000b = 90h. A segunda PPI

(PPI), que não é utilizada nesta etapa do projeto, porém poderá ser utilizada no futuro na continuação do trabalho, da mesma forma optou-se pelo modo 0 com a variante que todas as portas são saída de dados, a palavra de controle para esta configuração será: 10000000b = 80h. Cabe mencionar que a PPI reconhece que uma palavra de controle está sendo enviada quando $A0 = A1 = 1$, e $WR = 0$.

A PPI possui alguns pinos que devem ser devidamente conectados ao microcomputador para que o funcionamento seja o desejado:

-CS (Chip Select): Um nível 0 nesta entrada habilita a comunicação entre a PPI e o microcomputador.

-RD (Read): Um nível 0 nesta entrada habilita a PPI a enviar o dado ou informação de "status" ao microcomputador. Indica que a CPU está realizando uma leitura na PPI. Deve ser ligado ao IOR do microcomputador, o qual vai a nível 0 quando é dado um IN numa porta de I/O.

-WR (WRite): Um nível 0 nesta entrada habilita a CPU a escrever um dado ou uma palavra de

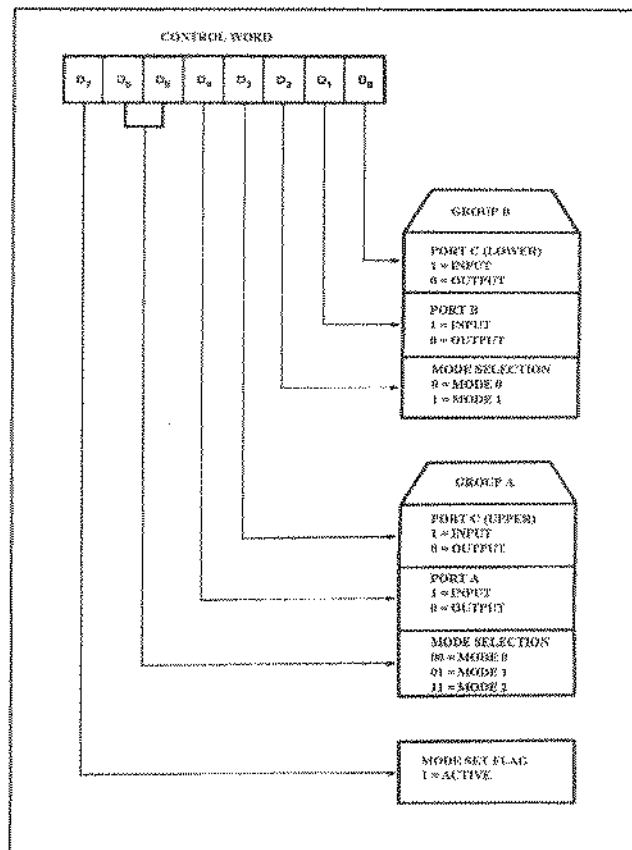


Figura 3.11. Palavras de controle para a programação da PPI [Intel, 1979].

controle na PPI. Deve ser ligado ao IOW do microcomputador que vai a 0, quando da execução de um OUT para uma porta de I/O.

-A0 e A1 (Port select): Em conjunto com RD e WR, seleciona qual das 3 portas ou a palavra de controle estão sendo acessada. São conectadas às linhas do barramento de endereços A0 e A1.

-RESET: Um nível 1 nesta entrada limpa o registrador de controle e a PPI é levada ao modo 0 com as 3 portas funcionando como entradas. deve ser ligado ao RESET DVR do microcomputador.

É necessário que os endereços de I/O sejam convenientemente escolhidos, dentre os disponíveis, para que se possa acessar todas as portas da PPI. Os endereços escolhidos foram:

Porta A0 - end. 0300h

Porta B0 - end. 0301h

Porta C0 - end. 0302h

Controle0 - end. 0303h

Porta A1 - end. 0304h

Porta B1 - end. 0305h

Porta C1 - end. 0306h

Controle1 - end. 0307h.

Um circuito decodificador (esquema 3) foi projetado para habilitar a interface somente quando o microcomputador estivesse acessando uma destas 8 portas.

3.7. Microcomputador (PC/XT)

A finalidade do microcomputador é a de processar, via "*software*" (item 3.7.1), as informações fornecidas pelo bloco de canais de verificação de fluxo (item 3.4), verificando nesta informação a existência de fluxo sanguíneo, e conforme esta verificação, acrescentar ou decrementar os endereços da profundidade do SUDOP, com a finalidade de fazer o ajuste da profundidade das portas de amostragem, para que os canais de processamento do sinal (item 3.5) se situem no centro da luz arterial.

O microcomputador utilizado é um PC/XT da linha SCOPUS, compatível com IBM. Utiliza uma CPU 8088, memória RAM de 640K, e velocidade de 8MHz.

3.7.1. Programa de aquisição e processamento

O programa desenvolvido visa atender as seguintes necessidades:

- 1.- cada dado vindo dos CVF (item 3.4) é uma palavra de 8 bits disponível para a leitura na porta A1 da interface paralela.
- 2.- o processamento do dado consiste em verificar uma sequência de 3 bits no estado lógico 1, que determina existência de fluxo sanguíneo. Caso isto não aconteça, incrementa-se a profundidade

enviando-se um novo endereço de profundidade (palavra de 10 bits) ao sistema de controle de profundidade do SUDOP (item 3.3.5), através das portas B1 e C1 da interface paralela, este processo se repete até que: a) se encontre a sequência desejada ou b) se alcance uma profundidade de 70 mm, determinada no projeto como profundidade máxima.

3.- entre cada escrita de uma nova profundidade e uma nova leitura de dados, deve transcorrer aproximadamente 2 s. para estabilizar o estado dos canais de verificação de fluxo.

Para suprir estas necessidades optou-se pela utilização da linguagem C para fazer a leitura e escrita de dados na interface paralela e fazer o processamento dos dados adquiridos. No apêndice A são apresentados o fluxograma e a listagem do programa desenvolvido.

Para execução do programa é necessário dar entrada no arquivo SUDOP.EXE. A única pergunta é com respeito ao modo de procura da artéria podendo ser: Automático ou Manual. Em qualquer uma destas fases é possível sair do programa apertando a tecla <ESC>.

No modo manual pode-se incrementar ou decrementar a profundidade dos canais de amostragem apertando as teclas <+> e <-> respectivamente. O incremento será de 7 em 7 mm, iniciando do 0 até a profundidade máxima que é 70 mm. No entanto o decremento será de 1 em 1 mm para ter acesso a todas as profundidades possíveis.

No modo automático, o microcomputador fará uma varredura iniciando da profundidade mínima (0 mm.), com um incremento de 7 em 7 mm., até a profundidade máxima (70 mm.). A cada incremento o microcomputador faz a leitura dos novos dados e determina, através de comparações, se o dado recebido contém a informação de existência de fluxo sanguíneo. No caso de existir esta informação o microcomputador ajusta a profundidade de modo que os canais de processamento do sinal fiquem situados no centro da luz arterial. Não existindo esta informação o programa incrementa a profundidade de 7 mm e envia o novo endereço de profundidade ao SUDOP através da placa de interface paralela. Em qualquer uma destas fases é possível sair do programa apertando a tecla <ESC>. Este é um processo contínuo, de leitura e envio de dados, e unicamente termina quando o usuário aperta a tecla <ESC>.

3.8. Fonte de alimentação

O sistema foi implementado com circuitos digitais e analógicos, sendo alimentados por tensões distintas (5 V, 6 V fonte simétrica, e 18 V). Utilizou-se a mesma fonte projetada para o sistema inicial (SUDOP) e para a alimentação da placa de interface paralela utilizou-se a fonte interna do microcomputador.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com o protótipo desenvolvido. Os testes consistem na: verificação da linearidade da tensão de saída dos 3 canais de processamento do sinal, em relação à velocidade de fluxo; de testes *"in vitro"*, com um simulador de fluxo contínuo, e testes *"in vivo"*, com alguns voluntários, para verificar o comportamento do sistema de procura automática da artéria, e fazer a aquisição de diagramas de fluxo sanguíneo de algumas das artérias periféricas.

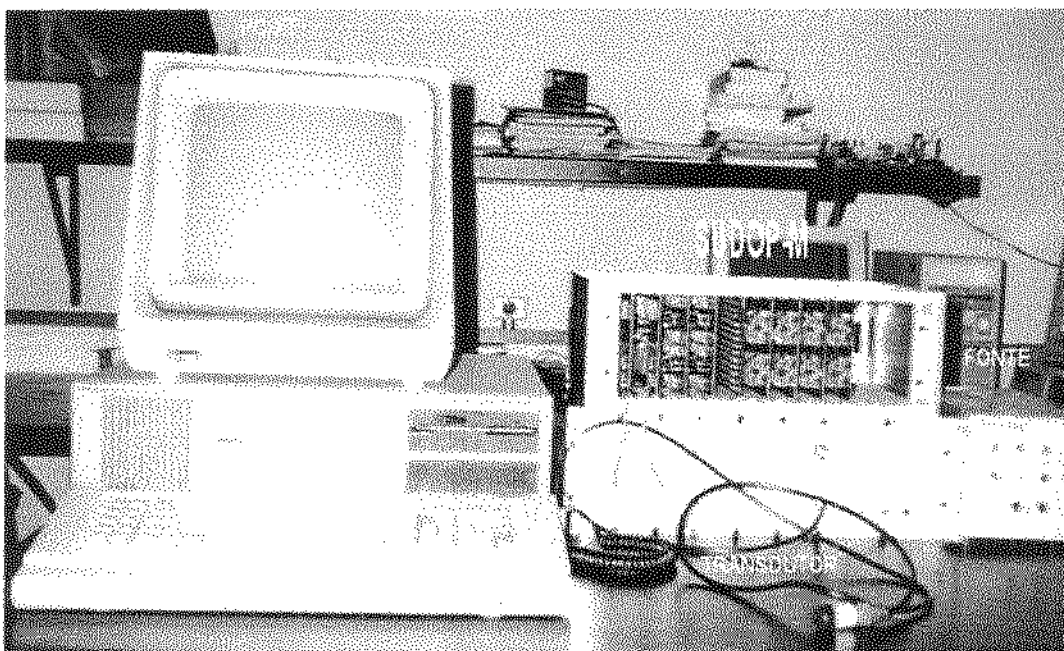


Figura 4.1. Foto do sistema ultra-sônico Doppler pulsátil.

Uma foto do aparelho é mostrada na figura 4.1. O sistema foi dividido em 9 placas de circuito impresso da seguinte forma: 4 placas para os canais de verificação de fluxo, sendo que cada placa contém 2 canais; 4 placas para os canais de processamento do sinal, sendo que 2 placas são para filtros e 2 para conversão frequência/tensão; e uma placa de interface paralela programável, que

está alojada num "slot" do microcomputador.

4.1. Teste da linearidade da tensão de saída do protótipo em relação à velocidade de fluxo

O objetivo desta avaliação é verificar se a tensão de saída, de cada um dos 3 canais de processamento do sinal (CPS), é proporcional a velocidade de fluxo.

Cabe mencionar aqui que é necessária uma calibração cuidadosa dos 3 canais de processamento do sinal, com respeito à amplificação do sinal e níveis de "offset" de cada canal. Ambos ajustes influenciam de maneira significativa à resposta individual de cada canal. Como mencionado no item 2.4, este trabalho de calibração poderá se tornar trabalhoso especialmente se existir alguma oscilação na fonte de alimentação.

Para avaliar a linearidade foi montado um sistema de simulação de fluxo contínuo ilustrado na figura 4.2. Utilizou-se como fluido uma mistura de amido de milho (maizena) com água na proporção de 1 para 100 (Patterson, 1981); o amido de milho fica em suspensão na água atuando como partículas refletoras da onda ultra-sônicas. O líquido escoar para um reservatório inferior que tem a sua altura variável para alterar a velocidade de escoamento do fluido. Um tubo de látex de 6 mm de diâmetro interno é submerso em outro reservatório com água, sobre o qual é colocado o transdutor ultra-sônico, fixo a um sistema mecânico de manipulação que possibilita a movimentação do transdutor nas três dimensões. O tubo de látex, por ter impedância acústica próxima a da água, reflete uma baixa intensidade sonora permitindo boa interação do pulso ultra-sônico com as partículas de amido de milho.

O ângulo entre o transdutor e o tubo de látex foi de 60° ajustado com ajuda de um transferidor.

A medida da vazão é feita com base no tempo necessário para encher 1000 ml. (1 lt.) de um recipiente de 5 lt. Cada medida de tempo foi realizada 3 vezes sendo utilizado no cálculo da vazão o tempo médio. A velocidade do fluxo é determinada dividindo-se a vazão pela área da secção transversal do tubo de látex.

A tabela 4.1 apresenta as velocidades e as tensões de saída dos 3 canais de processamento do sinal, para o ângulo de 60°.

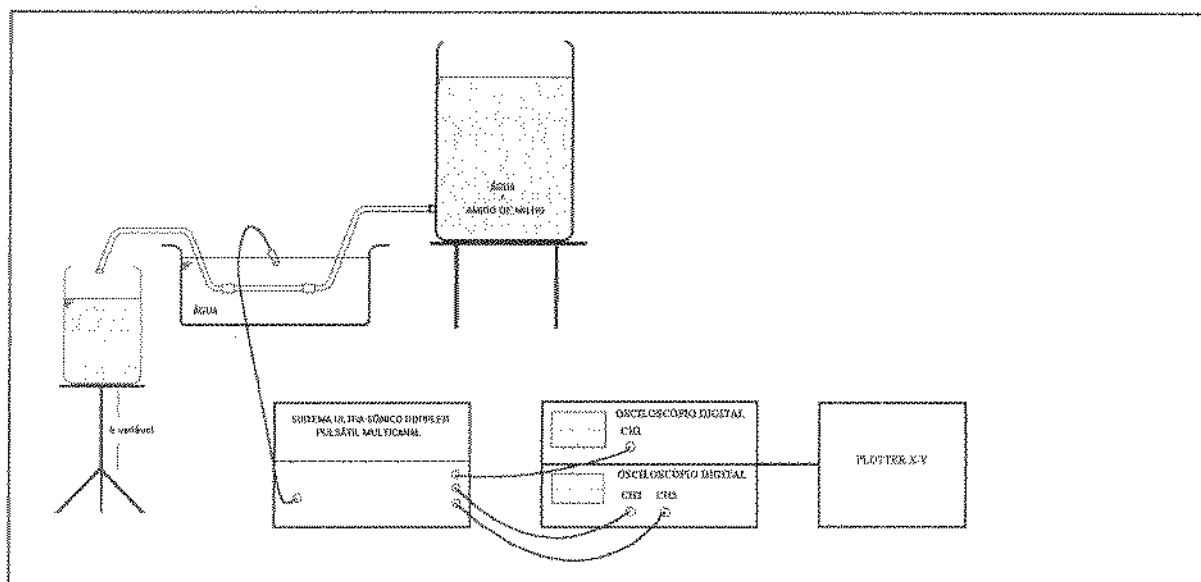


Figura 4.2. Sistema de simulação de fluxo contínuo.

TABELA 4.1

velocidade de fluxo (cm/s)	tensão de saída (V) para o canal 1	tensão de saída (V) para o canal 2	tensão de saída (V) para o canal 3
26,06	1,57	1,30	1,10
44,63	2,37	1,96	1,77
57,60	2,74	2,22	2,03
66,13	3,17	2,61	2,42
79,36	3,55	3,01	2,65
91,56	3,83	3,32	3,06

Para o canal de processamento do sinal 1, a linha de regressão é dada pela equação:

$$y = 0,0348 \cdot x + 0,7515$$

sendo o coeficiente de correlação "r1" igual a:

$$r1 = 0,9942$$

Para o canal de processamento do sinal 2, a linha de regressão é dada pela equação:

$$y = 0,0309 \cdot x + 0,5175$$

sendo o coeficiente de correlação "r2" igual a:

$$r2 = 0,9971$$

Para o canal de processamento do sinal 3, a linha de regressão é dada pela equação:

$$y = 0,0292 \cdot x + 0,3934$$

sendo o coeficiente de correlação "r3" igual a:

$$r3 = 0,9952$$

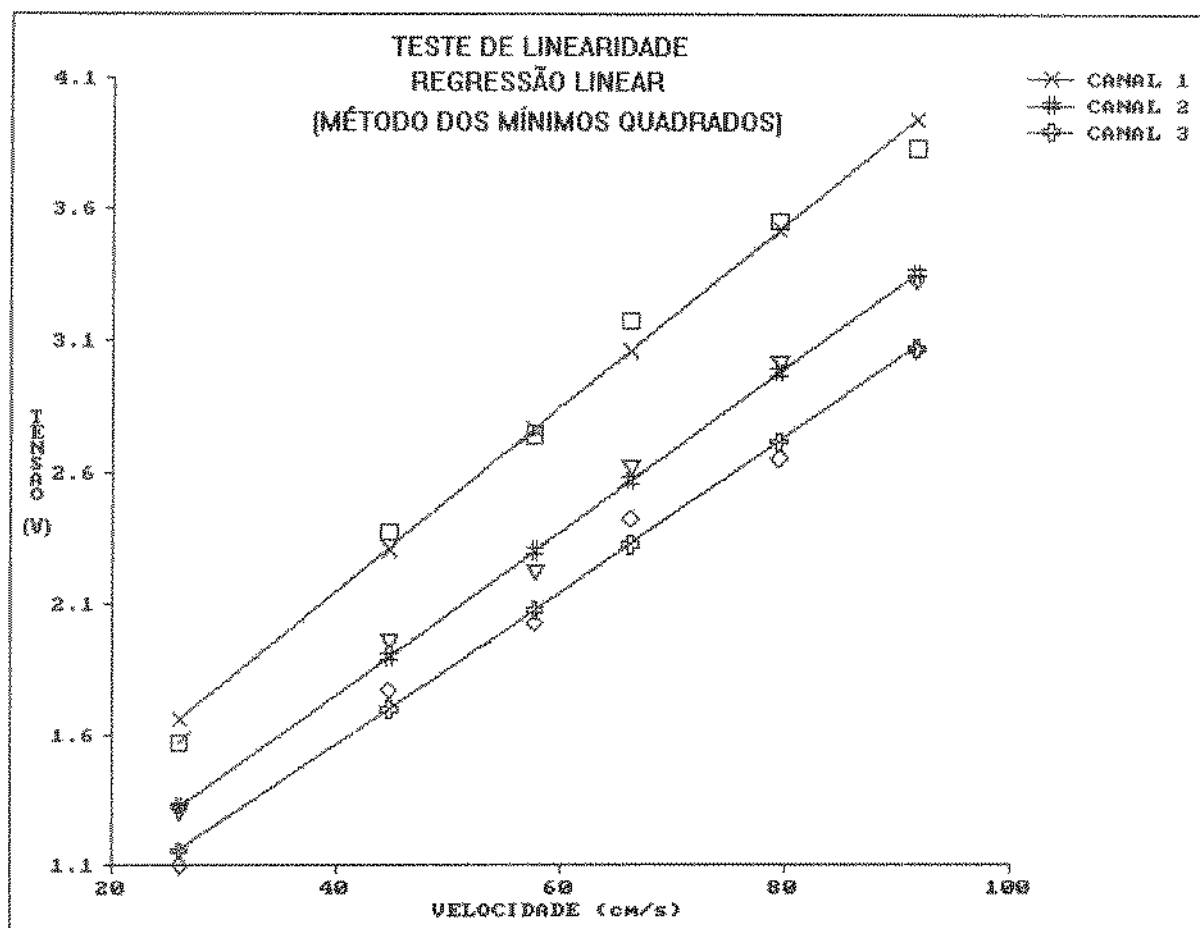


Figura 4.3. Gráfico do teste de linearidade do SUDOP-M.

Os gráficos resultantes são apresentados na figura 4.3.

Conforme esperado, o canal 1 que estava posicionado no centro da artéria teve as suas tensões maiores que as dos outros canais, o canal 2 teve um decréscimo por estar fora do centro e o canal 3 teve as menores tensões devido a estar posicionado próximo à parede interna do tubo de látex.

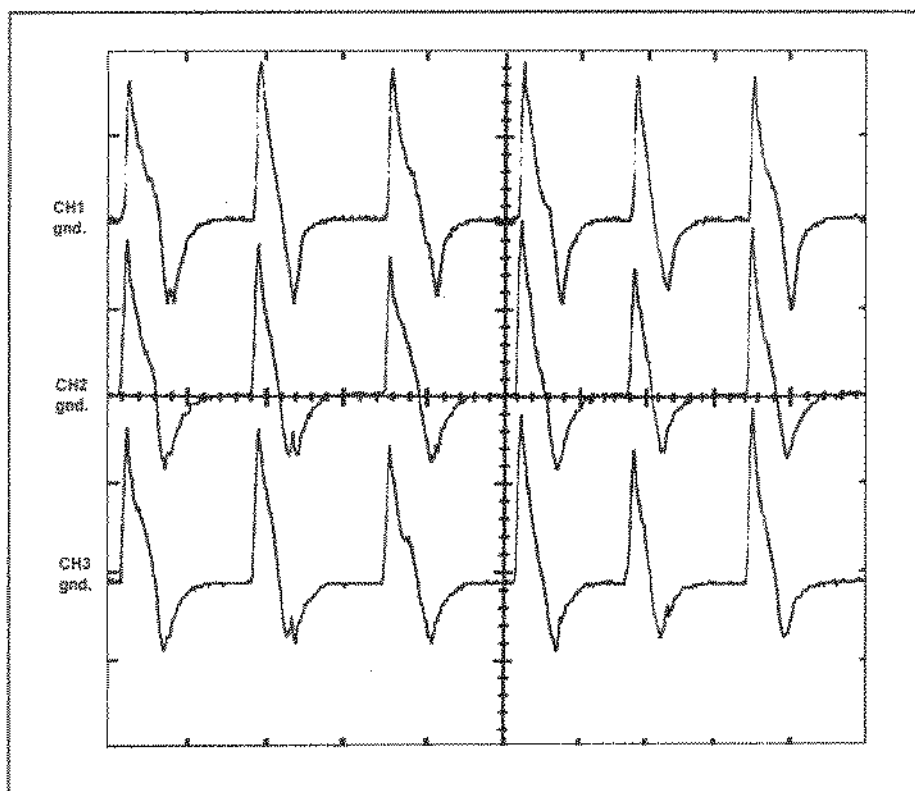


Figura 4.4. Gráficos que mostram a qualidade do sinal dos três canais de processamento do SUDOP.

4.2. Testes "in vitro"

Para os testes "in vitro" utilizou-se o mesmo sistema de simulação da figura 4.2. Os registros dos sinais foram feitos com dois osciloscópios Tektronix 2430A e um "plotter" HP 7090A.

Para demonstrar a qualidade da relação dos 3 canais de processamento do sinal, a figura 4.4. ilustra o sinal obtido com o protótipo. Este sinal foi simulado manualmente com a abertura e fechamento do fluxo, da mistura água e amido de milho, no tubo de látex.

Com este mesmo sistema de simulação de fluxo contínuo, foi possível a realização de um dos testes mais importantes deste trabalho, ou seja, a detecção de turbulências geradas por pequenas obstruções. Isto foi realizado utilizando-se um tubo de látex de 6 mm de diâmetro interno onde se simulou uma estenose com um pedaço do próprio tubo colado na parede interna, conforme ilustra a

figura 4.5. A área total obstruída foi de aproximadamente 25 %. O estudo do perfil de fluxo foi feito em 12 posições, cobrindo aproximadamente 24 mm de extensão do tubo, 4 destas posições ficaram a montante da estenose (pontos A), outras 4 ficaram encima e junto da estenose (pontos B), e as

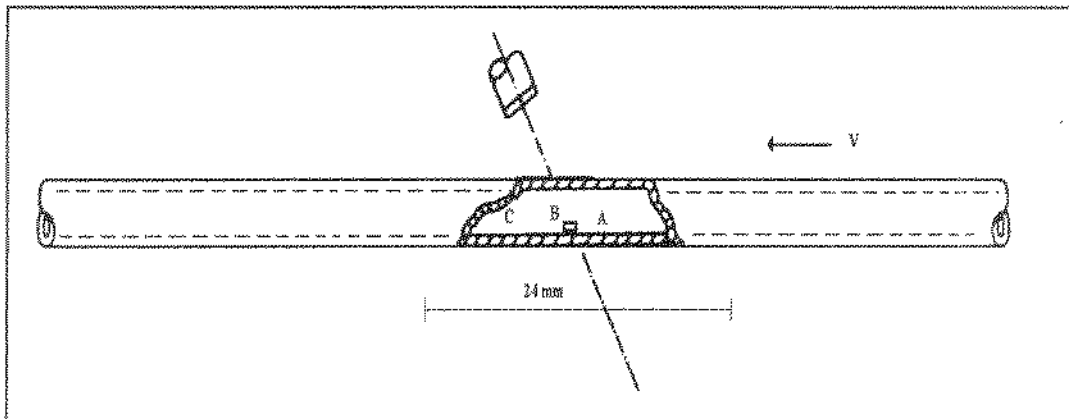


Figura 4.5. Detalhe da obstrução no tubo de látex.

outras 4 ficaram situadas à jusante da estenose (pontos C).

O ângulo entre o tubo de látex e o transdutor foi ajustado em 60° . Para o levantamento do perfil de fluxo em cada uma destas posições utilizou-se o modo manual do programa SUDOP.EXE e registrando as tesões de saída dos 3 canais de processamento do sinal, com isto pode-se fazer uma varredura correspondente a 15 canais adjacentes. A figura 4.6. mostra a distribuição da velocidade do fluxo na região de medição.

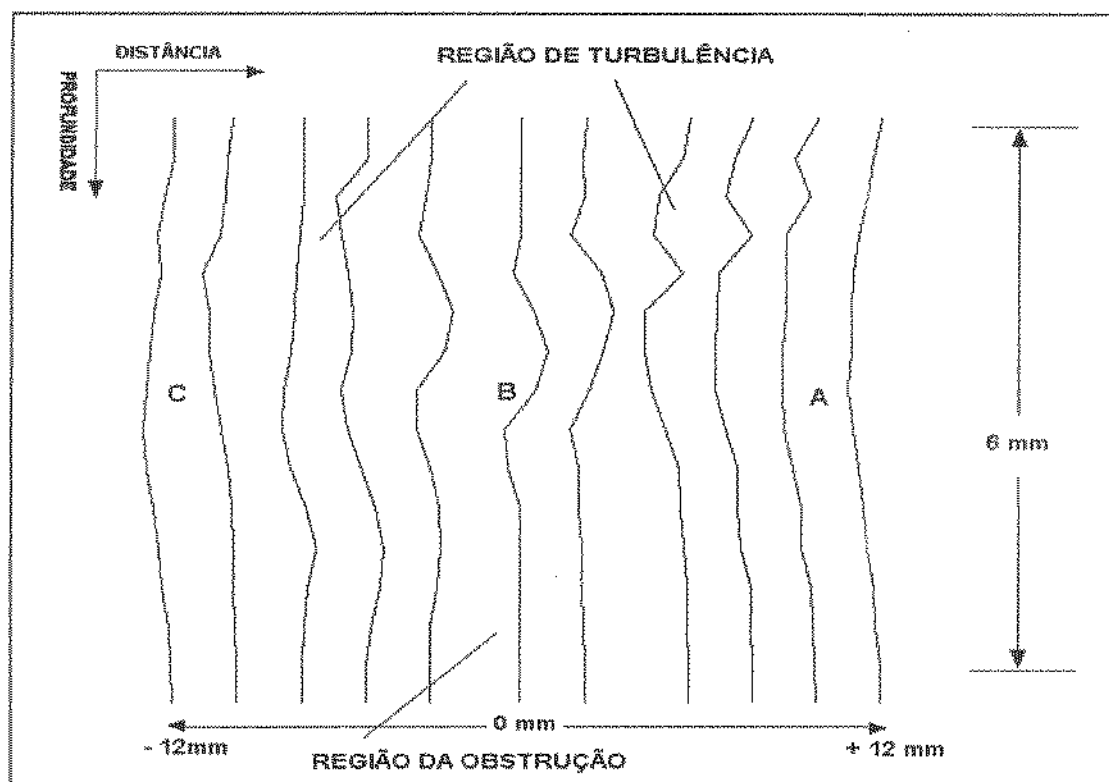


Figura 4.6. Distribuição da velocidade de fluxo ao longo de 24 mm de extensão do tubo de látex com uma obstrução de 25 % da luz do tubo.

4.3. Teste "in vivo"

Os testes "in vivo" constituíram-se basicamente no registro de pulsos de velocidade de fluxo em voluntários. Desta forma pode-se testar o sistema de procura automática e comparar a resposta dos 3 canais de processamento do sinal.

As figuras 4.7, 4.8 e 4.9 ilustram os pulsos de velocidade de fluxo obtidos em voluntários assintomáticos nas artérias: braquial esquerda, femoral direita, e poplítea esquerda.

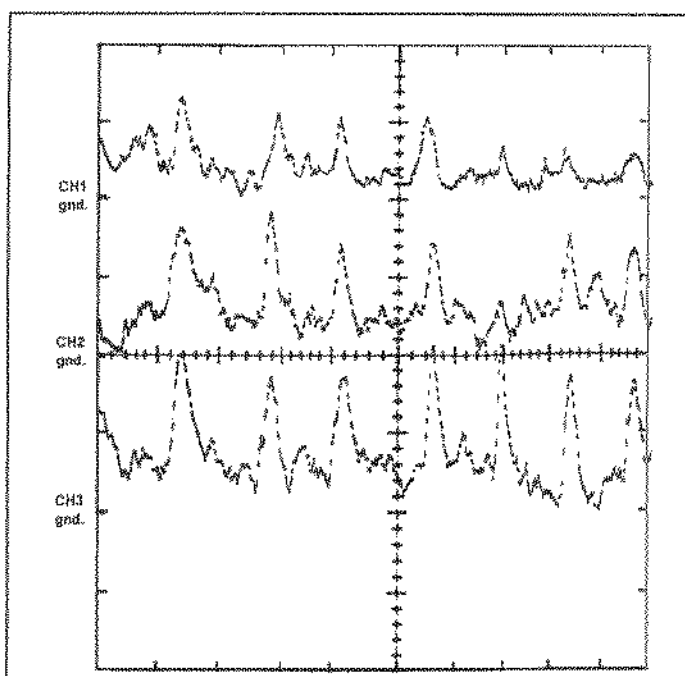


Figura 4.7. Pulsos de velocidade de fluxo obtidos na artéria braquial esquerda de paciente assintomático.

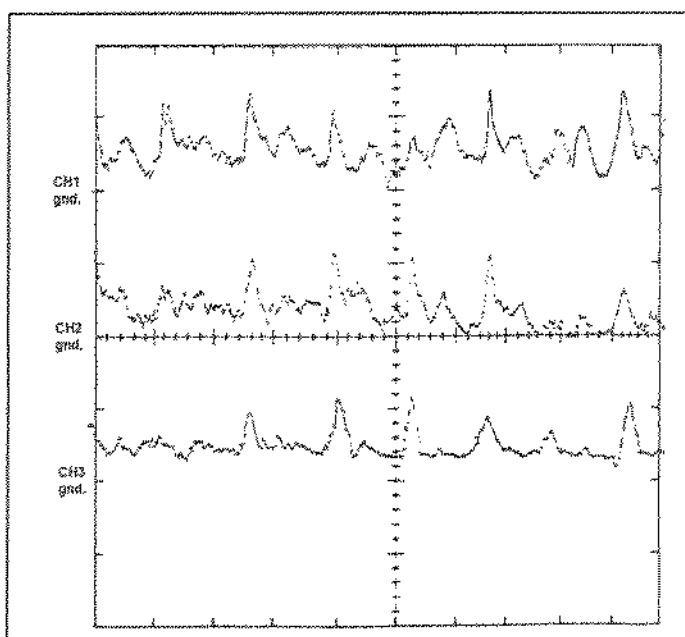


Figura 4.8. Pulsos de velocidade de fluxo obtido na artéria femoral direita em paciente assintomático.

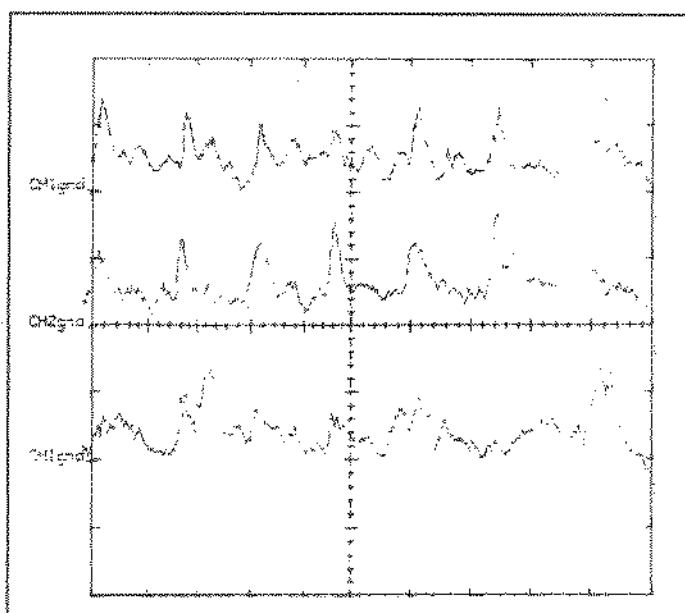


Figura 4.9. Pulsos de velocidade de fluxo obtido na artéria poplíteia esquerda em paciente assintomático.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os circuitos descritos no Capítulo III apresentaram resultados satisfatórios. No entanto, antes de continuar com a última etapa do projeto, alguns módulos podem ser refeitos e testados a fim de melhorar o desempenho do conjunto. E o caso dos canais de verificação de fluxo, pode ser testado a verificação do fluxo através da variação da frequência como foi mencionado no item 3.3.3, ao invés de interpretar a presença de fluxo como uma variação da amplitude do sinal Doppler. O objetivo desta variação seria a redução do tempo da procura automática do sistema, evitando os 2 segundos que são necessários para que os canais de verificação de fluxo se estabilizem (item 3.6.1) atualmente.

A seguir é feita uma análise dos resultados obtidos nas avaliações de linearidade, dos testes "in vitro" e "in vivo". Finalmente, as conclusões são apresentadas e algumas sugestões são feitas para a continuidade do projeto como linha de pesquisa.

5.1. Discussões

Os coeficientes de correlação obtidos ($r = 0,9943$; $r = 0,9972$; e $r = 0,9952$) a partir dos pontos da tabela 4.1, mostram que o sistema apresenta boa linearidade no intervalo de fluxo medido.

As linhas de regressão, no entanto, interceptam o eixo das ordenadas em pontos diferentes de zero. Isto é causado pela tensão de "offset" presente nos canais de processamento do sinal, diferente para cada canal e que não é levada em consideração na medida da velocidade.

A relação entre as retas de tensão dos 3 canais de processamento do sinal confirma, que com a utilização de sistemas multicanal é possível a reconstrução do perfil de velocidade do fluxo

sanguíneo.

Nos testes realizados "in vitro", com o simulador de fluxo contínuo, foi demonstrado a possibilidade de detectar pequenas obstruções com o sistema desenvolvido.

Através da análise qualitativa do sinal obtido no estudo do perfil dinâmico do fluxo no tubo de látex com obstrução parcial, apresentado na figura 4.5. Observa-se a presença de turbulência no fluxo próximo a parede onde foi colocada a obstrução, isto é caracterizado pela presença de fluxo reverso que é encontrado encima da obstrução.

Finalmente, nos testes "in vivo" demonstrou-se a resposta do sistema em alguns voluntários assintomáticos. Dos sinais obtidos, alguns são de excelente amplitude e outros estão limitados em sua definição. Isto se deve a limitação do sistema de procura automática em relação a sua velocidade para localizar o vaso e posicionar os canais de processamento do sinal no centro do vaso, por instantes um dos canais pode ter ficado próximo a pare arterial o mesmo fora da luz arterial na hora da leitura.

5.2. Conclusões e sugestões para trabalhos futuros

5.2.1. Conclusões

O objetivo do trabalho foi desenvolver a segunda parte de um sistema ultra-sônico Doppler pulsátil multicanal para avaliação da vascularização periférica, ou seja, implementar um sistema que posicione automaticamente os 3 CPS no centro da artéria coma a ajuda de um microcomputador, e processar a informação Doppler através destes 3 canais adjacentes.

O protótipo desenvolvido apresentou em termos de projeto eletrônico desempenho satisfatório, conforme demonstrado nos testes realizados. Embora tenham sido implementados 3 canais adjacentes, o sistema pode ser alterado para a implementação de um sistema que posicione os 3 canais em locais diferentes; um deles na parede superior da artéria outro no centro e o outro na parede inferior da artéria como é sugerido no item 5.3.2.

Este trabalho possibilita continuar uma linha de pesquisa em instrumentação ultra-sônica, sendo que vários trabalhos, tanto para início de nova instrumentação como para melhoramento do sistema atual, são sugeridos no item seguinte.

5.2.2. Sugestões para trabalhos futuros

Este trabalho além de constituir um passo importante no desenvolvimento de um tipo de instrumentação ultra-sônica no Brasil, apresenta, ainda, grandes perspectivas no estudo de doenças do sistema vascular periférico.

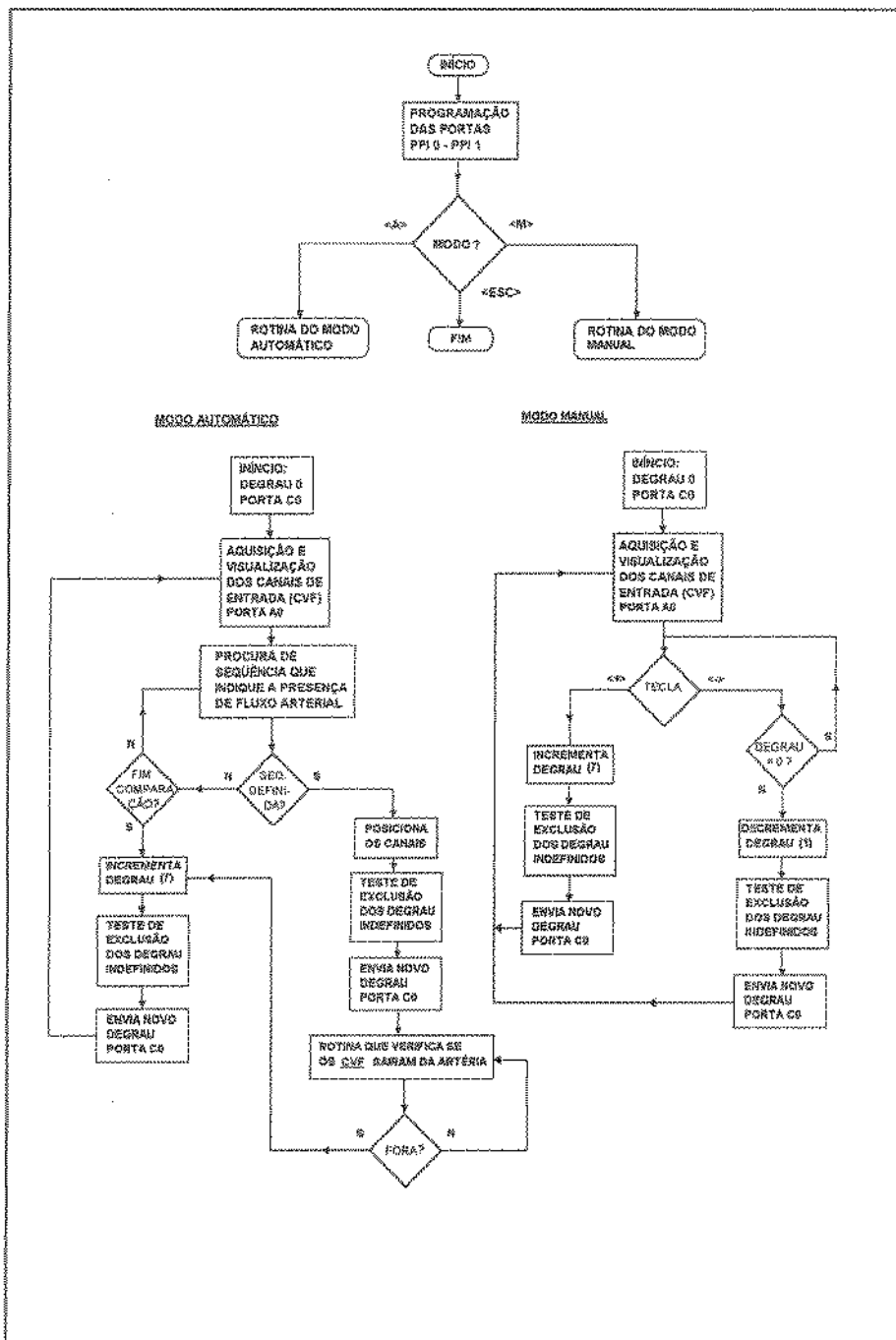
Nesta linha de pesquisa, existe a necessidade de implementar sistemas ultra-sônicos multicanais para auxílio ao diagnóstico precoce de doenças arteroscleróticas no sistema vascular periférico, já que, a qualidade de informação obtida com esta classe de equipamento é sem dúvida uma das mais exatas neste tipo de diagnóstico, como foi verificado no item 1.3. Alguns destes sistemas foram mencionados no item 3.1. e devem ser considerados como sugestão para trabalhos futuros. Um exemplo disto é a implementação de um sistema Doppler pulsátil multicanal com o processamento serial de dados (Hoeks, 1981), ao invés do que foi feito neste trabalho onde foi utilizado o processamento paralelo.

Com o sistema atual, é possível dar continuação para melhoramento do seu desempenho. Um destes trabalhos é a implementação de um circuito que posicione os 3 canais de processamento do sinal em locais diferentes, ao invés de ter um sistema de múltiplos canais, podem ter a informação gerada por 3 volumes de amostragem, um localizado na parede superior, o segundo no centro da artéria e o terceiro na parede inferior. Este sistema possibilitará aumentar consideravelmente a resolução na detecção de estenoses nas paredes arteriais. O segundo trabalho é referente ao processamento digital das formas de onda obtidas com o protótipo atual. Através do processo de conversão analógica/digital do sinal de saída dos canais de processamento do sinal, é possível a obtenção da análise espectral através da transformada rápida de Fourier, criando assim

um sistema dedicado para o diagnóstico precoce de doenças do sistema vascular periférico. Espera-se, assim, ter-se um instrumento não invasivo que propicie subsídios para o problema do diagnóstico de doenças arteriais.

APÊNDICE A

FLUXOGRAMA E PROGRAMA (SUDOP.EXE)



FLUXOGRAMA DO SUDOP.EXE

```

/* Inclusao de Bibliotecas do TC */
#include "stdio.h"
#include "conio.h"
#include "dos.h"

/* Definição dos Endereços da Portas Paralelas */
#define porta0 0x300
#define portb0 0x301
#define portc0 0x302
#define pctl0 0x303

#define porta1 0x304
#define portb1 0x305
#define portc1 0x306
#define pctl1 0x307

#define ESC 0x1b

int Arteria;

/* Programa Principal */
main()
{
    int a, b, c, d, Degrau;

    /* Programacao das Portas como Saida */
    outportb(pctl0,0x90); /* palavra Controle PPI0 */
    outportb(pctl1,0x80); /* palavra Controle PPI1 */

    /* Tela de Pergunta do Modo e define valor da arteria */
    printf("\n\nPresione <ESC> Para Sair do Programa");
    Arteria = 0x07;

    /* Escolhe Modo <M> Manual, <A> Automatico */
    Modo: printf("\nModo <M> Manual, <A> Automatico");
    switch(getch())
    {
        case'm':
        case'M':
            Manual();
            break;
        case'a':
    }

```

```

        case 'A':
            Automa();
            break;
        case ESC: exit();
        default: goto Modo;
    }

/* Rotina de finalizacao */
    printf("\nTecle <C> para Continuar ou <ESC> para Sair\n");
i5: switch(getch())
    {
        case 'c': goto Modo;
        case 'C': goto Modo;
        case ESC: exit();
        default: goto i5;
    }
}

Manual()
{
    int a, b, c, d, e, nca[8], Degrau, PDegrau;

/* Seta o degrau 0 na porta de saida portc0 */
    Degrau = 0;
    outportb(portb0, 0x00);
    outportb(portc0, Degrau);
    outportb(portb0, 0x03);

/* Rotina do incremento ou decremento da profundidade */
i1: printf("\n%s9x", "\nDegrado da Profundidade =", Degrau);
    sleep(2);
/* Rotina de Visualizacao da Situacao dos Canais de Entrada */
    printf("\nSituacao dos Canais de Entrada -> ");
    a = inportb(porta0);
    c = 0;
    for (c = 0; c <= 7; ++c)
    {
        nca[c] = 0x01 & a;
        a = a >> 1;
        printf("%x", nca[c]);
    }
    Incre: printf("\nModo Manual: <+> incremento, <-> decremento\n");
    switch(getch())
    {

```

```

        case '+': goto i6;
        case '-': goto i7;
        case ESC: exit();
        default: goto Incre;
    }
i6:  Degrau = Degrau + 7;
    d = 0;
    e = 6;
i2:  PDegrau = Degrau & 0x0F;
    if (PDegrau >= 0x0A)
    {
        if (PDegrau <= 0x0F)
        {
            d = 1;
            ++Degrau;
            --e;
            goto i2;
        }
    }
    else
    {
        Degrau = Degrau + (d * e);
        outportb(portb0,0x00);
        outportb(portc0,Degrau);
        outportb(portb0,0x03);
        goto i1;
    }

i7:  if(Degrau<=0)
    {
        printf("\nO Degrau nao pode ser decrementado\n");
        goto Incre;
    }
    else
    {
        --Degrau;
        if ((Degrau & 0x0F) == 0x0F)
        {
            Degrau = Degrau-6;
        }
        outportb(portb0,0x00);
        outportb(portc0,Degrau);
        outportb(portb0,0x03);
        goto i1;
    }
i4:  return;

```

```

}

Automa()
{
    int a, aa, aaa, conta, mul_1, b, c, d, dd, ee, e;
    int nca[8], Degrau, PDegrau;

    /* Seta o degrau 0 na porta de saida portc0 */
    Degrau = 0;
    d = 0;
    outportb(portb0,0x00);
    outportb(portc0,Degrau);
    outportb(portb0,0x03);

    /* Visualizacao da Situacao dos Canais de Entrada */
i2: printf("%s%x", "\n profundidade =", Degrau);
    printf("\n Situacao dos Canais de Entrada 1-> ");
    if (kbhit() != 0)
    {
        if (getch() == ESC)
        {
            exit();
        }
    }
    sleep(2);
    a = inportb(porta0);
    aa = a;
    aaa = a;
    c = 0;
    for (c = 0; c <= 7; ++c)
    {
        nca[c] = 0x01 & aa;
        aa = aa >> 1;
        printf("%x", nca[c]);
    }
i3: b = Arteria & a;
    if (b == Arteria)
    {
        printf("\n Sequencia definida\n");
        goto posicion_canais;
    }
    else
    {
        if (a == 0)

```

```

        {
            d=d+7;
            goto Incre;
        }
    else
    {
        a= a>>1;
        goto i3;
    }
}

```

/* Visualizacao da Situacao dos Canais de Entrada
depois do posiccionamento dos canais
posicionado:

*/

```

    printf("%s%x", "\n profundidade =", Degrau);
    printf("\nSituacao dos Canais de Entrada 2-> ");
    if (kbhit() != 0)
    {
        if (getch() == ESC)
        {
            exit();
        }
    }
    sleep(2);
    a = inportb(porta0);
    aa = a;
    c = 0;
    for (c = 0; c <= 7; ++c)
    {
        nca[c] = 0x01 & aa;
        aa = aa >> 1;
        printf("%x", nca[c]);
    }
i7: b = Arteria & a;
    if (b == Arteria)
    {
        printf("\nSequencia definida\n");
        goto posicionado;
    }
    else
    {
        if (a == 0)
        {
            d = d + 7;

```

```

        goto Incre;
    }
else
    {
        a= a>>1;
        goto i7;
    }
}

/* Rotina de posicionamento dos canais CPS */

posicion_canais:
    b = Arteria & aaa;
    conta = 0;
    for (c = 0; c <= 7; ++c)
    {
        mul_1 = 0x01 & aaa;
        if (mul_1 == 1)
        {
            ++conta;
            printf("%s%d", "\n conta de 1 =", conta);
        }
    }
    if (conta == 3)
    {
        goto posicionado;
    }
    else if (conta < 6)
    {
        Degrau = Degrau - 1;
        d=d-1;
        goto prova_2;
    }
    else if (conta < 8)
    {
        Degrau = Degrau - 2;
        d=d-2;
        goto prova_2;
    }
    else if (conta == 8)
    {
        Degrau = Degrau - 3;
        d=d-3;
        goto prova_2;
    }

```

```
/* Rotina do modo para incrementar a profundidade */
Incre:
    if (d>=60)
    {
        Degrau = 0;
        d = 0;
        outportb(portb0,0x00);
        outportb(portc0,Degrau);
        outportb(portb0,0x03);
        goto i2;
    }
    else
    {
        Degrau = Degrau + 7;
        goto i6;
    }

/* teste para nao cair em degrau nao definido no incremento */
i6:    dd = 0;
        ee = 6;
i1:    PDegrau = Degrau & 0x0F;
        if (PDegrau >= 0x0A)
        {
            if (PDegrau <= 0x0F)
            {
                dd = 1;
                ++Degrau;
                --ee;
                goto i1;
            }
        }
        Degrau = Degrau + (dd * ee);
        outportb(portb0,0x00);
        outportb(portc0,Degrau);
        outportb(portb0,0x03);
        goto i2;

/* teste para nao cair em degrau nao definido no decremento */
prova_2:
    if(Degrau<=0)
    {
        printf("\nO Degrau nao pode ser decrementado\n");
```

```

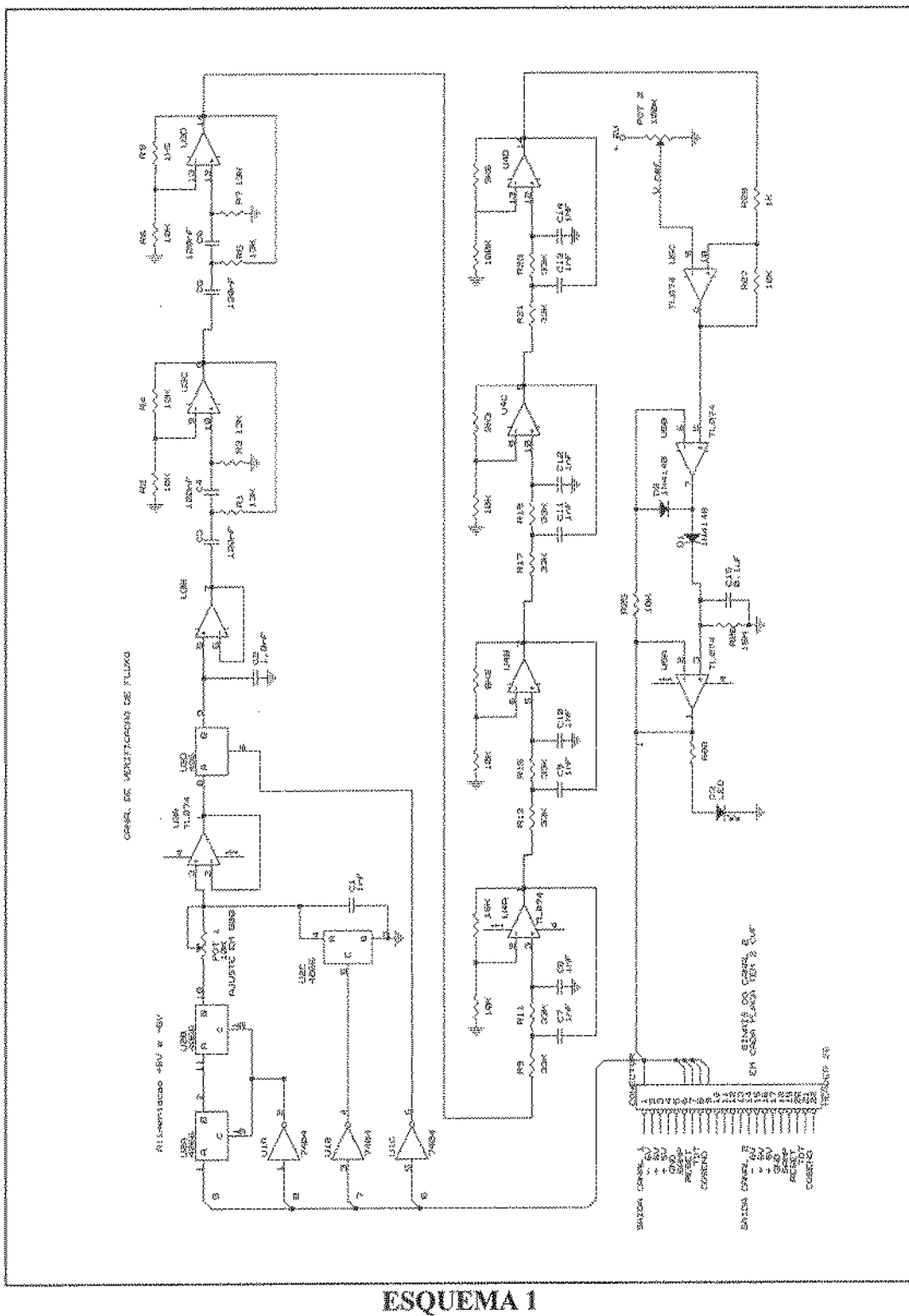
        goto posicionado;
    }
    dd = 0;
    ee = 6;
i5:   PDegrau = Degrau & 0x0F;
        if (PDegrau >= 0x0A)
        {
            if (PDegrau <= 0x0F)
            {
                dd = 1;
                --Degrau;
                --ee;
                goto i5;
            }
        }
        Degrau = Degrau - (dd * ee);
        outportb(portb0,0x00);
        outportb(portc0,Degrau);
        outportb(portb0,0x03);
        goto posicionado;

i4:   printf("\nFim da Procura\n");
        return;

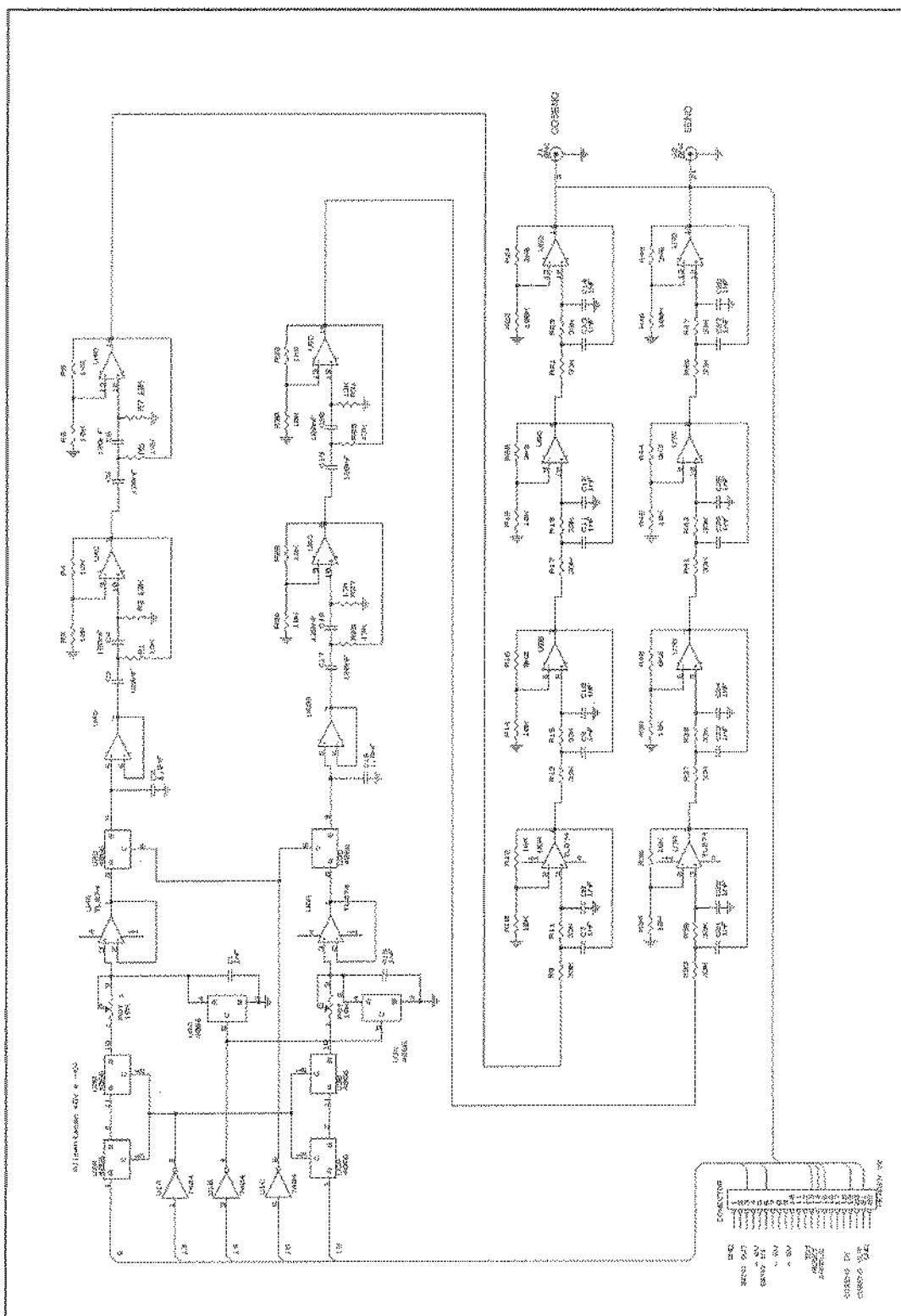
    }

```

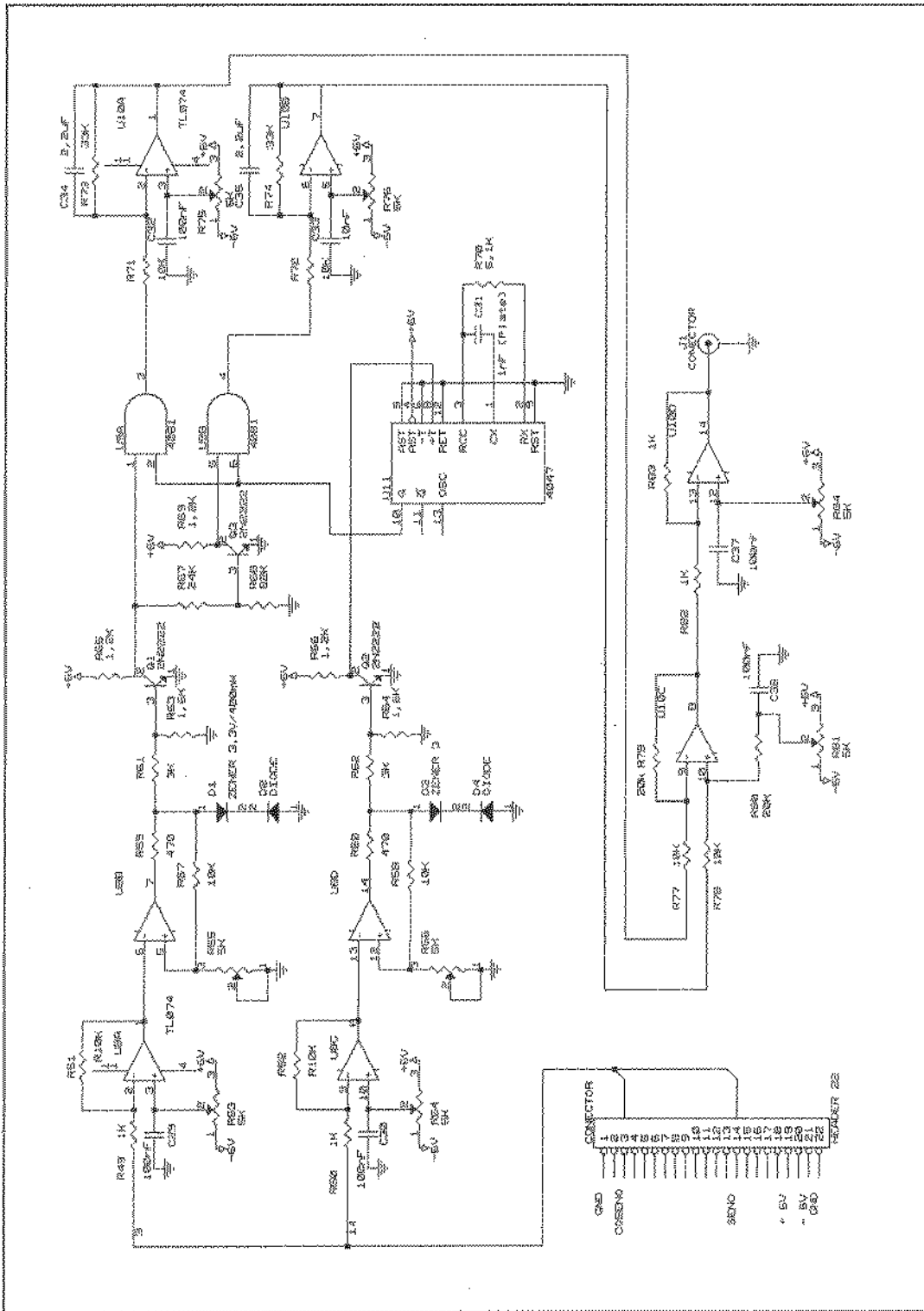
APÊNDICE B



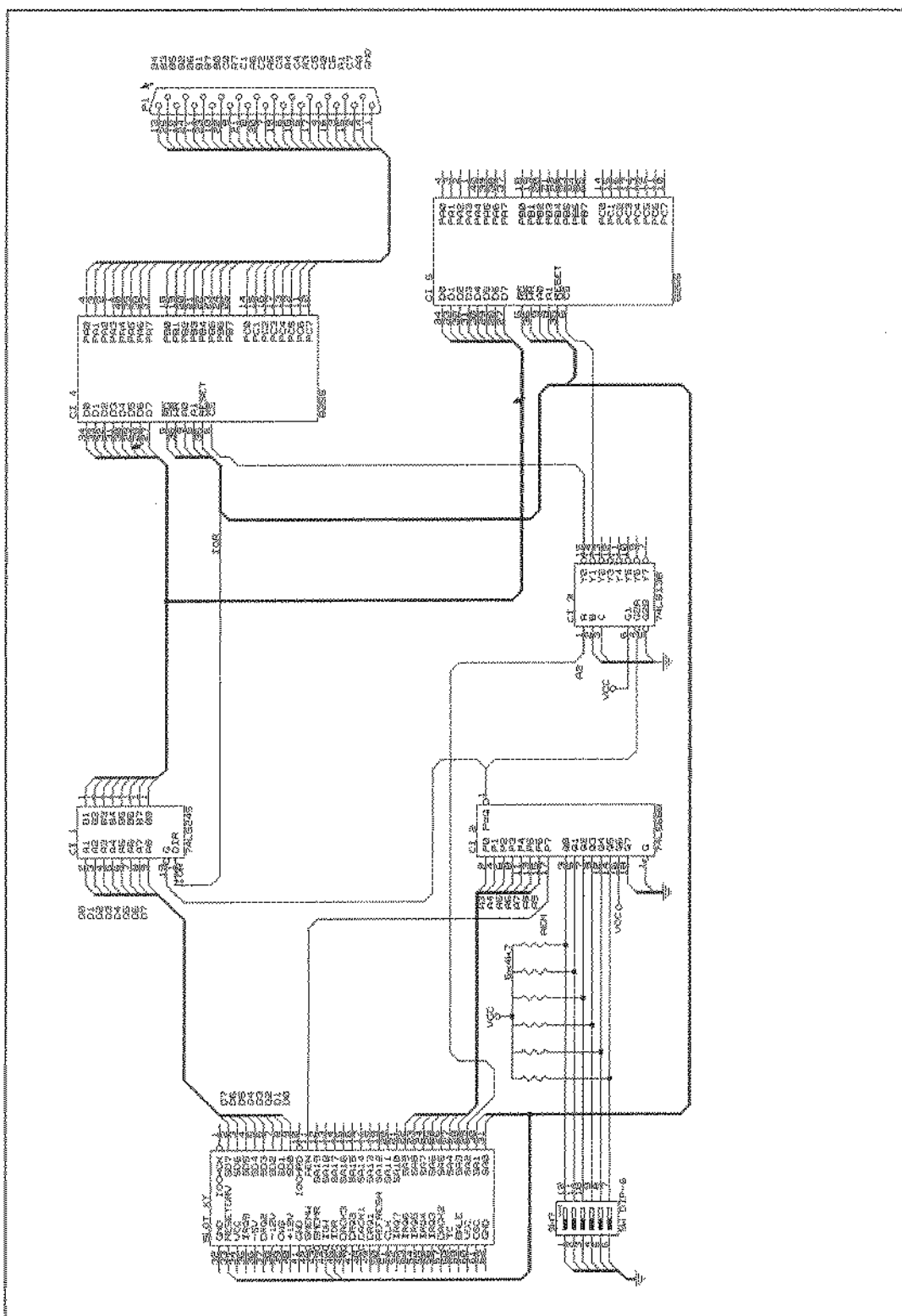
ESQUEMA 1



ESQUEMA 2a



ESQUEMA 2b



ESQUEMA 3

BIBLIOGRAFIA

- [1] Albrink, M. (1977), **"Obesidade,"** In: tratado de Medicina Interna de Cecil-Loeb, 14 ed., vol 2.
- [2] Atkinson, P.; Woodcok, J. P. (1982), **"Doppler Ultrasound and its Use in Clinical Measurement,"** Academic Press.
- [3] Baker, D. W. (1970), **"Pulsed Ultrasonic Doppler Blood-Flow Sensing,"** IEEE Transaction on Sonics and Ultrasonics, vol.SU-17, n.3, July, pp. 170-185.
- [4] Baker, D. W., Johnson S. L., Strandness, D. E. (1974), **"Prospects for quantitation of transcutaneous pulsed Doppler techniques in cardiology and peripheral vascular disease,"** in Cardiovascular Applications of Ultrasound, R. S. Reneman, ed. Amsterdam, Holland: North-Holland, pp 108-124.
- [5] Brandestini, M. (1978), **"Topoflow - A Digital Full Range Doppler Velocity Meter,"** IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics", vol.SU-25, n.5, September, pp 287-293.
- [6] Bronzino, J. D. (1986) **"Biomedical Engineering and Instrumentation Basic Concepts and Applications,"** PWS Engineering, Boston.
- [7] Calil, S. J.; Roberts, V. C. (1985), **Dtection of low-grade arterial stenosis using an automatic minimum-flow-velocity tracking system (MVTs) as an adjunct to pulsed**

ultrasonic Doppler vessel imaging," Med & Biol. Eng. & Comput., vol 23, pp. 311-323.

- [8] Casty, M., Giddens, D. P. (1984), " **25+1 Channel Pulsed Ultrasound Doppler Velocity Meter for Quantitative Flow Measurements and Turbulence Analysis,**" Ultrasound in Med. & Biol., vol. 10, n. 2, pp. 161-172.

- [9] Coghlan, B. A.; Taylor, M. G. (1976), "**Directional Doppler Techniques for Detection of Blood Velocities,**" Ultrasound in Med. and Biol., vol 2, pp. 181-188.

- [10] Coffman, J. D. (1977) " **Doenças dos Vasos Periféricos,**" In: tratado de Medicina Interna de Cecil-Loeb, 14 ed., vol 2.

- [11] Coughlin, R. C. (1987), "**Operational Amplifier and Linear Integrated Circuits,**" Prentice-Hall, INC., New Jersey.

- [12] Fish, P. (1990) "**Physics and Instrumetation of Diagnostic Medical Ultrasound,**" John Wiley & Sons, England.

- [13] Gamba, R. H. (1989) "**Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil para Avaliação da Vascularização Periférica,**" Campinas / Tese - Mestrado - UNICAMP/.

- [14] Hill, C. R. (1986) "**Physical Priciples of Medical Ultrasonics,**" Ellis Horwood Limited, England

- [15] Hoeks, A. P. (1981), "A Multigate Pulsed Doppler System with Serial Data Processing," IEEE Transaction on Sonics and Ultrasonics", vol.SU-28, n.4, July, pp 242-185.
- [16] Intel (1979), "Peripheral Desing Handbook"
- [17] Jung, W. G. (1978), "IC Converter Cookbook"
- [18] Krauss, H., Bostian, C. (1980), "Solid State Radio Engineering,"
- [19] Killip, T. (1977), "Problema: Arteriosclerose," In tratado de Medicina Interna de Cecil-Loeb, 14 ed.,vol 2.
- [20] Lunt, M. J. (1975), "Accuracy and Limitations of the Ultrasonic Doppler Blood Velocimeter and Zero Crossing Detector," Ultrasound in Med. & Biol., vol. 2, pp. 1-10.
- [21] Maffei, F. H. A. (1987), "Doencas Vasculares Periféricas," MEDSI - Editora Médica e Científica Ltda, Rio de Janeiro.
- [22] Magnin, P. A. (1986), **Doppler effect: History and Theory**," Hewlett-Packard Journal, vol. 37, n. 6, pp. 26-31, June.
- [23] Marques, (1991), "Ciência, Tecnologia, Saúde e Desenvolvimento Sustentado," Fundação Oswaldo Cruz, Rio de Janeiro. Apud. Vieira, M. H. B. (1993) "Sistema Baseado em Processador Digital de Sinais (DSP), para processamento, em tempo real, de sinais Doppler," Rio de Janeiro / Tese - Mestrado - COPPE/.

- [24] May, A. G. (1963), "**Critical Arterial Stenosis**," *Surgery*, 54:250. Apud Maffei, F. H. A. (1987), "**Doencas Vasculares Perifericas**," MEDSI - Editora Medica e Cientifica Ltda, Rio de Janeiro, p. 331.
- [25] McDowell, F. H. (1977), "**Doenças Vasculares Cerebrais**," In tratado de Medicina Interna de Cecil-Loeb, 14 ed., vol 1.
- [26] McLeod, F. (1974), "**Multichannel Pulsed Doppler Techniques**," in *Cardiovascular Applications of Ultrasound*, R. S. Reneman, ed. Amsterdam, Holland: North-Holland, pp 85-107.
- [27] Moraes, I. N. (1988), "**Propedêutica Vascular**," 2ª ed. , São Paulo, Brasil, Sarvier.
- [28] Morin, J. F., Johnston, K. W., Law, Y. F. (1988), "**Factors Affecting the Continuous Wave Doppler Spectrum for the Diagnosis of Carotid Arterial Disease**," *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 14, n.3, pp. 175-189.
- [29] Newhouse, V. L., Furgason, E. S., Johnson, G. F., Wolf D. A. (1980), "**The Dependence of Ultrasound Doppler Banwidth on Beam Deometry**," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. SU-27, n.2, March, pp. 50-59.
- [30] Patterson, E. (1981), "**Substitutes for Sephadex**," GEC medical Internal Communication, 10 th, April. Apud de "**Sistema Ultra-sônico Doppler Pulsátil para Avaliação da Vascularização Periférica**," Gamba, R. H. (1989) Campinas / Tese - Mestrado -

UNICAMP/.

- [31] Peronneau, P. A., Bournat, J. P., Bugnon, A., Barbet, A., Xhaard, M. (1974),
"Theoretical and practical aspects of pulsed Doppler flowmetry: real-time application to the measure of instantaneous velocity profiles in vitro and in vivo," in Cardiovascular Applications of Ultrasound, R. S. Reneman, Amsterdam, Holland: North-Holland, pp 66-84.

- [32] Reneman, R. S. (1974), **"Cardiovascular Applications of Ultrasound,"** Ed. Amsterdam, Holland: North-Holland.

- [33] Reneman, R. S., Spencer, M. P. (1979) **"Local Doppler Audio Spectra in Normal and Stenosed Carotid Arteries in Man,"** Ultrasound in Med. and Biol., vol 5, pp. 1-11.

- [34] Salles-Cunha, S. X.; Halbach, R. E.; Battocletti, J. H.; Towne, J. B.; Sances Jr., A. (1979), **"Noninvasive Techniques in the evaluation of the Peripheral Circulation,"** Journal of Clinical Engineering, pp. 209-220, July-September.

- [35] Satomura, S. (1959), **"Journal of the Acoustical Society of Japan"**, 15, pp. 151. Apud Fish, P. J. (1977), "Recent Progress in the Fiel of Doppler Devices", 15, pp. 54-63, Octiber.

- [36] Summer, D. S. (1982), **"Are noninvasive test sufficiently accurate to identify in need of carotid arteriography?,"** Surgery, vol. 91, n. 6, p. 700-706, June.

- [37] Weaver, R. G. (198), **"Comparison of Doppler Ultrasonography with Arteriography of the Carotid Artery Bifurcatio,"** Stroke, vol. 11, n. 4, p. 402-404.

- [38] Webster, J. G. (1978), "**Measurement of Flow and Volume of Blod,**" in Medical Instrumentation Application and Design, Ed. Webster, J. G., pp. 399-413.
- [39] White, D. W. (1982), "**Johan Christian Doppler and his Effect - A Brief History,**"
Ultrasoun in Med. an Biol., vol. 8, pp 583-591