

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

Proposta de tese apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

"SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO DEDICADO PARA A OBTENÇÃO DE
PARAMETROS DE ANÁLISE DA FORMA DE ONDA DA VELOCIDADE DO
FLUXO SANGÜÍNEO"

AC/9100724
Autor: Raimes Moraes *M.*

Orientador: Prof. Dr. Saide Jorge Calil *S.*

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por RAIMES MORAES

e aprovada pela Comissão
Julgadora em 28 / 09 / 1990.


Orientador

Campinas - São Paulo - 1990

"...falamos exaustivamente de cultura, mas não conseguimos impregnar a rudeza das nossas vidas, nem o mundo em que vivemos, com os valores culturais a que se referem nossos discursos... Precisamos agir. Nossa pobreza não é razão para ficarmos parados; temos que nos contentar com pouco e empreender algo. Se não tomarmos iniciativas, aí sim, é que o arcaico estará sempre se infiltrando na nossa consciência, eternizando a barbárie." (Leandro Konder in Walter Benjamin, 1988).

Dedicado às minhas referências de vida,

meus pais,

Noeme,

Ricardo.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Saide Jorge Calil pela orientação e apoio,

Aos Profs. Drs. Eduardo T. Costa e José W. M. Bassani
pelas contribuições e sugestões,

À Ana Terezinha Guillaumon do Depto. de Cirurgia
Vascular da Faculdade de Medicina da Unicamp pelo auxílio e
incentivo,

Aos colaboradores e amigos Adriano R. Lunsqui, Eduardo
F. Castro e Sussumu F. Sumida pelo trabalho no desenvolvimento,
respectivamente, das interfaces para vídeo, para "drive" de discos
flexíveis e para impressora,

Aos Srs. Adson F. da Rocha, Alexandre Hermi, Carlos
M. G. de Godoy, Jean A. Michalaros, Humberto Gamba, Paulo C.
Alcocer, Percy Nohama e Rita E. F. Côte pelas sugestões,
contribuições e, juntamente com todos os demais colegas e
funcionários do Centro de Engenharia Biomédica, pela amizade ao
longo da realização deste trabalho.

RESUMO

Durante as cirurgias de reconstrução vascular periférica é importante a realização de exames para a avaliação do fluxo sanguíneo na região do segmento reconstruído, objetivando a detecção de erros técnicos que, caso não corrigidos, podem resultar na necessidade de nova intervenção cirúrgica. Um dos métodos empregados para a realização destes exames utiliza um sistema de ultra-som Doppler. A partir da forma de onda de velocidade de fluxo sanguíneo, obtida com um equipamento ultra-sônico Doppler de ondas contínuas, e o eletrocardiograma (ECG), pode-se calcular índices paramétricos que auxiliam o especialista a avaliar o sucesso da cirurgia. O presente trabalho descreve um sistema microcomputadorizado dedicado, o qual, através do processamento de sinais de forma de onda de velocidade de fluxo e de ECG, calcula e apresenta em monitor de vídeo um conjunto de seis parâmetros, permitindo ainda sua impressão em um relatório final, juntamente com dados relativos ao paciente inseridos via teclado.

ABSTRACT

During reconstructive vascular surgery it is extremely important the detection of technical errors. This evaluation may prevent the need of a new surgical intervention. The velocity waveform produced by a CW Doppler ultrasonic equipment and the ECG signal can be used to calculate parameters that can help the surgeon to evaluate the blood flow condition around the anastomotic region. The present work describes a dedicated microcomputerized system to sample, store and process, in real time, the biological signals mentioned above, and present a total of six parameters. The results are shown on the video display and can be printed.

INDICE

RESUMO	i
ABSTRACT	ii
INDICE	iii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 O Sistema Cardiovacular e Doenças Vasculares Periféricas	2
1.2 Terapêutica Cirúrgica e Problemas Associados	4
1.3 Métodos para Avaliação Per-operatória das Reconstruções Vasculares	7
1.3.1 Palpação de Pulsos Sangüíneos Distais ao Implante	7
1.3.2 Fluxometria Eletromagnética	8
1.3.3 Arteriografia	9
1.3.4 Sistema Ultra-sônico Doppler de Ondas Contínuas	10
1.4 Objetivo	12
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	13
2.1 O Efeito Doppler	15
2.1.1 O Sistema Doppler de Onda Contínua	17
2.1.1.1 Detector de Cruzamento de Zero	19
2.2 O Eletrocardiograma	23
2.3 Forma de Onda da Velocidade de Fluxo	25
2.4 Análise Quantitativa da Forma de Onda da Velocidade de Fluxo	31
2.4.1 Método dos Índices Paramétricos	32
2.4.1.1 Índice de Pulsatilidade	33
2.4.1.2 Atraso Eletromecânico	38

(índice - continuação)

2.4.1.3 Tempo de Meia Subida da Fase de Fluxo Sistólico	38
2.4.1.4 Quociente de Amortecimento Proximal	39
2.4.1.5 Tempo de Subida da Fase de Fluxo Sistólico ..	40
2.4.1.6 Largura da Fase de Fluxo Sistólico	41
3. DESCRIÇÃO DO SISTEMA DESENVOLVIDO	43
3.1 Estrutura Básica de Processamento	45
3.2 Interface para Vídeo Monocromático	49
3.2.1 Introdução ao TRC e seu Gerenciamento	49
3.2.2 Circuito de Controle do Vídeo	54
3.3 Interface para o Teclado	61
3.4 O Sistema de Conversão Analógico/Digital	65
3.4.1 Taxa de Amostragem	65
3.4.2 O "Sample and Hold"	66
3.4.3 O Conversor A/D	67
3.5 Interface para Impressora	71
3.6 Amplificador de ECG	79
4. DESCRIÇÃO DO "SOFTWARE" DESENVOLVIDO	84
5. RESULTADOS	96
6. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	103
APÊNDICE I	109
APÊNDICE II	116
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	118

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - O SISTEMA CARDIOVASCULAR E DOENÇAS VASCULARES PERIFÉRICAS

O sistema cardiovascular é constituído por um órgão central, o coração, e uma rede de tubos de diferentes calibres denominados vasos sanguíneos. Este sistema, por intermédio do sangue, tem a finalidade de suprir os tecidos e órgãos do corpo com substâncias nutritivas que lhes são indispensáveis (Prives et al., 1985).

As paredes dos vasos sanguíneos são constituídas por três camadas: a íntima (camada mais interna), a média (camada intermediária) e a adventícia (camada mais externa). Os vasos sanguíneos que transportam sangue do coração para os órgãos são denominados artérias. As veias são os vasos sanguíneos que transportam sangue dos órgãos para o coração (Prives et al., 1985). É apresentado na figura 1.1 um esquema da circulação sanguínea.

- 1 - ARTÉRIA CARÓTIDA COMUM
- 2 - ARCO DA AORTA
- 3 - ARTERIA PULMONAR
- 4 - VEIA PULMONAR
- 5 - VENTRÍCULO ESQUERDO DO CORAÇÃO
- 6 - VENTRÍCULO DIREITO DO CORAÇÃO
- 7 - TRONCO CELÍACO
- 8 - ARTÉRIA MESENTÉRICA SUPERIOR
- 9 - ARTÉRIA MESENTÉRICA INFERIOR
- 10 - VEIA CAVA INFERIOR
- 11 - AORTA
- 12 - ARTÉRIA ILÍACA COMUM
- 13 - VASOS PELVIANOS
- 14 - ARTÉRIA FEMORAL
- 15 - VEIA FEMORAL
- 16 - VEIA ILÍACA COMUM
- 17 - VEIA PORTA
- 18 - VEIAS HEPÁTICAS
- 19 - VEIA CAVA SUPERIOR
- 20 - VEIA SUBCLÁVIA
- 21 - ARTÉRIA SUBCLÁVIA
- 22 - VEIA JUGULAR INTERNA
- 23 - ÁTRIO ESQUERDO DO CORAÇÃO

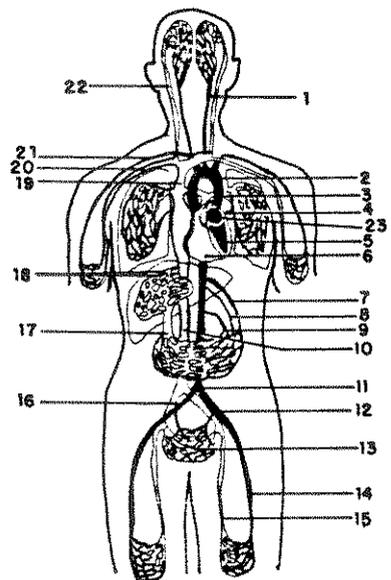


Figura 1.1 - Esquema da circulação sanguínea

Neste trabalho, o interesse recai sobre o sistema vascular periférico, ou seja, as redes de artérias e veias que irrigam os membros. O sistema vascular periférico está sujeito a doenças que se caracterizam por reduzir a luz do vaso afetado, tornando o fluxo sanguíneo inadequado e, portanto, insuficiente à oxigenação dos tecidos distais à lesão. Estas doenças são as denominadas doenças oclusivas.

As doenças vasculares periféricas oclusivas de maior incidência são:

- Arteriosclerose obliterante,
- Tromboangiite obliterante,
- Embolismo arterial.

A arteriosclerose obliterante é a principal responsável pelas doenças arteriais periféricas oclusivas. Esta se constitui de uma placa fibrosa do tipo nodular que contém um núcleo central de lipídio extracelular, produzindo um espessamento da camada mais interna da parede arterial. Com a evolução da arteriosclerose, há um crescente espessamento das placas, podendo resultar na oclusão total dos vasos atingidos. Estas placas podem surgir a partir da idade de 30 anos, mais frequentemente na aorta abdominal, artérias coronárias e carótidas, atingindo também a vasculatura cerebral e os membros. A circulação sanguínea nos membros inferiores é a mais comumente afetada pela arteriosclerose (Coffmam, 1984; Biermam, 1988).

Como sintomas provenientes desta alteração do leito vascular, encontram-se a claudicação intermitente, dor em repouso,

parestesias, dormência e modificação na cor do membro comprometido. Entre estes sintomas, o mais frequente é a claudicação, caracterizada pela sensação de dor, rigidez e fadiga em um dado grupo muscular quando em exercício (Coffmam, 1984).

A tromboangiite é uma lesão não ateromatosa de etiologia obscura, mas associada ao hábito de fumar. Um de seus sintomas mais característicos é a claudicação do dorso do pé (Strandness Jr, 1988).

O embolismo arterial deve-se a fragmentos de trombos ou de material ateromatoso presente nas paredes das artérias. Os fragmentos são transportados pelo fluxo sanguíneo até se alojarem em vasos de menor calibre ou em zonas arterioscleróticas estenosadas, prejudicando a irrigação sanguínea dos tecidos distais. Tem como sintoma dor súbita e intensa na extremidade distal à embolização. Em alguns casos, pode ser precedida por parestesias e dormência (Coffmam, 1984).

12 - TERAPÉUTICA CIRÚRGICA E PROBLEMAS ASSOCIADOS

Há somente cerca de 35 anos foram desenvolvidas técnicas cirúrgicas que permitiram reduzir significativamente as mutilações quase que inevitáveis decorrentes de doenças arteriais periféricas oclusivas (Bellen, 1986).

Uma das técnicas mais empregadas é o implante de enxerto venoso ou prótese vascular. Esta consiste na realização de um "bypass" de material protético ou autógeno na região da oclusão, propiciando um caminho alternativo para a irrigação do leito vascular atingido (figura 1.2).

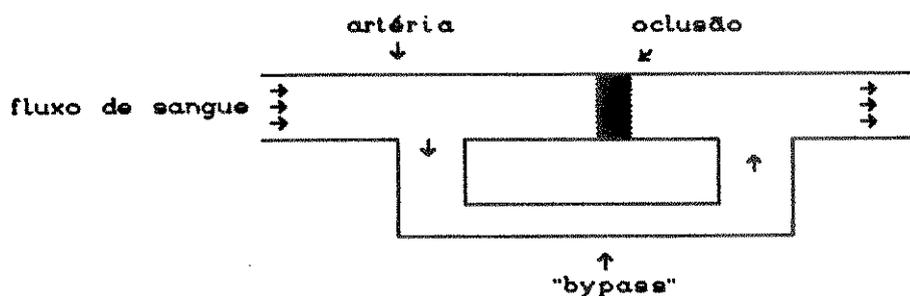


Figura 1.2 - Esboço esquemático da cirurgia de implante

No entanto, cerca de 20 a 40% destes implantes falham em um período de cinco anos após a cirurgia (Buda et al., 1976; De Weese & Rob, 1977; Brewster et al., 1983; Berkowitz, 1985).

Wittemore et al. (1981) realizaram um estudo em 109 membros de 103 pacientes cujas cirurgias de reconstrução da artéria femoropoplíteal apresentaram falhas. As causas destas falhas, com suas respectivas proporções de incidência, deveram-se a:

- estenoses no enxerto venoso (25 %)
- erros técnicos (18 %)
- progressão de doenças oclusivas arterioscleróticas (14 %)
- infecções (5 %)
- êmbolos (4 %)
- múltiplos fatores (6 %)

As causas das falhas dos 28% das cirurgias restantes neste estudo não foram identificadas com precisão. Deve-se ainda salientar, que 80% das falhas atribuídas a erros técnicos ocorreram dentro do primeiro mês pós-operatório.

Dentre os 109 membros, 72 correram o risco de serem

amputados e foram submetidos a uma ou mais tentativas de revascularização secundária. Para este sub-grupo, independentemente da causa da falha da cirurgia original, constatou-se uma mortalidade de 2,5% e uma taxa de salvamento de membros de 50% para um período de cinco anos.

Deste trabalho verifica-se a importância de métodos que possam ser utilizados durante as cirurgias de reconstrução vascular para a detecção de erros técnicos, os quais se constituem numa das principais causas de falha destas cirurgias. Os erros técnicos mais frequentes, como indicados na figura 1.3, são (Whittemore et al., 1981; Berkowitz, 1985):

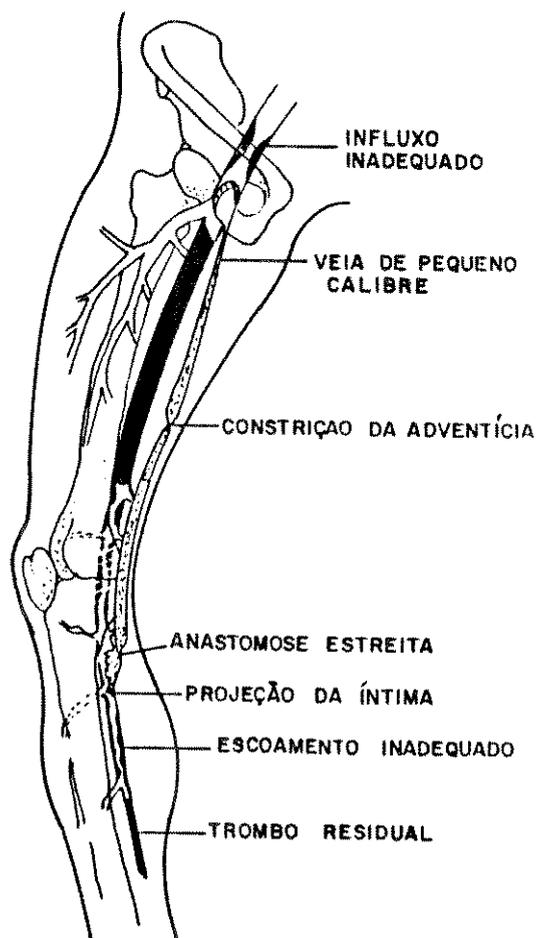


Figura 1.3 - Exemplos dos erros técnicos mais observados em cirurgias de reconstrução vascular (modificado de Whittemore et al., 1981).

- anastomoses estreitas,
- emprego de veias de pequeno calibre como "bypass",
- presença de trombo residual no enxerto ou no vaso residual,
- projeção da camada íntima da parede do vaso,
- influxo ou escoamento na região do enxerto inadequados,
- constrição da camada adventícia da parede do vaso.

1.3 - MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO PER-OPERATÓRIA DAS RECONSTRUÇÕES VASCULARES

Dentre os métodos mais comumente utilizados para a avaliação per-operatória de cirurgias de reconstrução vascular tem-se a palpação de pulsos sanguíneos distais ao implante, a fluxometria eletromagnética, a arteriografia e o emprego de sistema ultra-sónico Doppler de ondas contínuas. Segue-se uma discussão de cada uma destas metodologias.

1.3.1 - PALPAÇÃO DE PULSOS SANGÜÍNEOS DISTAIS AO IMPLANTE

Com esta metodologia, o cirurgião verifica, pela presença de pulsação, se há circulação de sangue abaixo do enxerto. A palpação dos pulsos é um critério subjetivo e impreciso (Ristow et al., 1986).

Existe a possibilidade da reconstrução ser satisfatória e não se detectar pulsos imediatamente após a cirurgia. Isto se deve a um volume de sangue e débito cardíaco alterados do

paciente, ou ainda, ocorrência de hipotermia, espasmos vasculares e presença de "shunts" arteriovenosos (Golding e Cannon, 1966).

Pode ocorrer também que a palpação permita a detecção de um pulso aparentemente normal, enquanto este se deve a um rechaço proporcionado por uma trombose ou embolia distal (Ristow et al., 1986).

1.3.2 - FLUXOMETRIA ELETROMAGNÉTICA

A fluxometria eletromagnética baseia-se na lei de Faraday segundo a qual um corpo condutor movendo-se através de um campo magnético gera uma f.e.m perpendicular à direção deste campo e perpendicular à sua direção de movimento. O valor da f.e.m. gerada será proporcional à velocidade desenvolvida pelo corpo condutor (Tipler, 1978).

O fluxômetro eletromagnético produz um campo magnético através da luz do vaso. Sendo o sangue possuidor de características condutoras, quando as linhas de fluxo do campo magnético são cortadas pelo fluxo sanguíneo, ocorre a geração de um f.e.m, fornecendo sua magnitude informações sobre a velocidade de fluxo.

Este método tem sua sensibilidade dependente do hematócrito e das características da parede do vaso sanguíneo, podendo apresentar erros de até 20% na mensuração do fluxo devido à variações destes parâmetros (Weale, 1969; Cobbold, 1974).

Alguns autores afirmam que a medição do fluxo sanguíneo durante as cirurgias, sem a avaliação simultânea da pressão, não apresenta correlação consistente com o sucesso da reconstrução

vascular (Weale, 1969; Cavallaro et al., 1981; Sako, 1984). Weale (1969) aponta que, em função da variabilidade fisiológica de cada paciente, faltam evidências objetivas para afirmar que incrementos do fluxo devam invariavelmente ser esperados imediatamente após a cirurgia. Sako (1984) cita que aumentos do fluxo podem ser observados com obstruções de até 30% na região reconstruída. Tal nível de obstrução implicaria em turbulências que desencadeariam uma nova oclusão prematura.

Somam-se a estas críticas a necessidade de calibração meticulosa do fluxômetro antes de qualquer procedimento cirúrgico, sua complexidade e o seu alto custo.

1.3.3 - ARTERIOGRAFIA

A arteriografia per-opertória é considerada como método padrão para a avaliação da reconstrução vascular. Agente radiopaco é injetado no vaso sanguíneo que é então radiografado, obtendo-se deste procedimento, um registro anatômico do estado da rede vascular local por sensibilização de filme apropriado (Peura, 1978). No entanto, este método apresenta algumas limitações. As imagens obtidas são projeções em planos bidimensionais e, em consequência, podem mascarar lesões oclusivas falseando sua gravidade, conforme exemplo apresentado na figura 1.4 (Waters et al., 1977). Outro fator a ser observado, é que o material de contraste, ao ser injetado, pode não preencher toda a extensão de um dado vaso distal antes da emissão de raios X. Assim, tem-se na imagem obtida pela arteriografia, a indicação de uma oclusão não presente (Campbell, 1986).

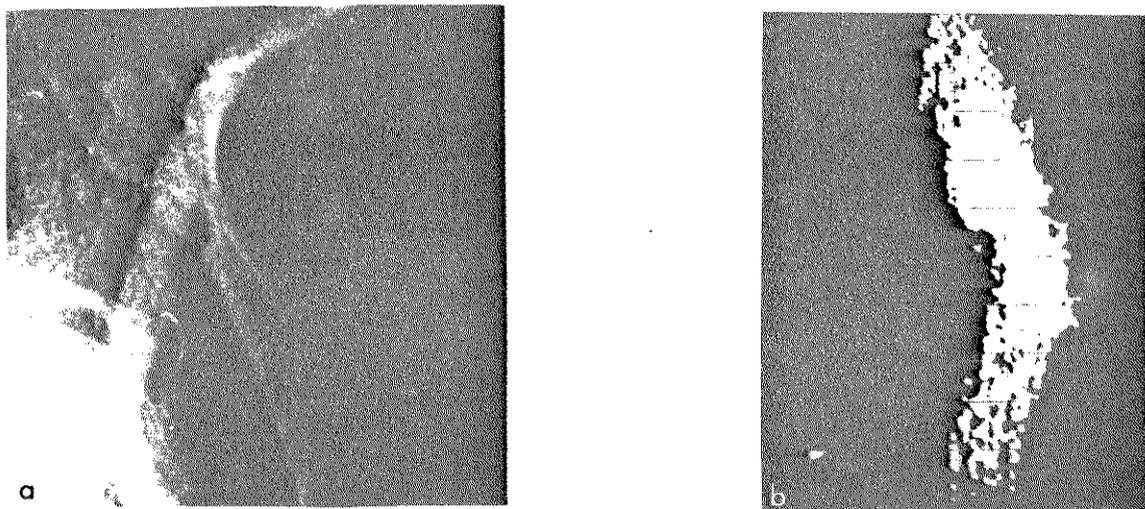


Figura 1.4 - Exemplo de possível falso negativo com arteriografia. Em a) tem-se a arteriografia da femoral comum onde não se observa nenhuma estenose. Em b) registro obtido com sistema de formação de imagem por ultra-som onde a seta indica uma estenose neste mesmo sítio (reproduzido de Strandness & Sumner, 1976).

Pode-se ter ainda riscos devidos à exposição do paciente aos raios-X e ao material radiopaco (Crawford et al, 1957), não sendo portanto, passível de freqüentes repetições. O método é caro e prolonga a cirurgia.

1.3.4 - SISTEMA ULTRA-SÔNICO DOPPLER DE ONDAS CONTÍNUAS (O.C.)

Embora considerado um método menos preciso que a arteriografia, a utilização da técnica do ultra-som Doppler durante as cirurgias (cujos princípios de funcionamento serão discutidos no próximo capítulo) tem como vantagens o baixo custo, a rapidez e a possibilidade de ser realizado quantas vezes se fizer necessário. No entanto, as atuais avaliações per-operatórias

realizadas com este método no Brasil têm se baseado unicamente na experiência do cirurgião em identificar, entre os sons emitidos pelo sistema Doppler no exame de um segmento restaurado, a real situação hemodinâmica deste segmento (Ristow et al., 1986).

14 - OBJETIVO

Com o propósito de auxiliar o especialista na avaliação da cirurgia de reconstrução vascular, foi proposto neste trabalho o desenvolvimento de um sistema microcomputadorizado dedicado para amostrar e processar o sinal proveniente de um sistema de ultra-som Doppler O.C..

O processamento permite o cálculo dos seguintes parâmetros:

- Índice de pulsatilidade,
- Quociente de amortecimento proximal,
- Atraso eletromecânico,
- Tempo de meia subida da fase de fluxo sistólico,
- Tempo de subida da fase de fluxo sistólico,
- Largura da fase de fluxo sistólico.

Com estes parâmetros, o cirurgião poderá se basear em um maior número de subsídios para uma avaliação mais precisa da reconstrução vascular realizada. Uma discussão dos parâmetros

empregados é apresentada no capítulo que se segue.

CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS

O objetivo deste capítulo é introduzir os fundamentos nos quais o desenvolvimento do equipamento a ser apresentado no capítulo 3 foram baseados.

Na seção 2.1 é discutido o efeito Doppler e o seu emprego pelo sistema Doppler O.C. na obtenção da forma de onda da velocidade de fluxo. Esta forma de onda é utilizada no cálculo dos parâmetros mencionados no primeiro capítulo.

Para realizar o cálculo dos parâmetros, é também necessário o sinal de eletrocardiograma do indivíduo examinado. Na seção 2.2 são discutidos aspectos de sua origem e registro.

Na seção 2.3 descrevem-se os eventos do ciclo cardíaco que proporcionam o fluxo sanguíneo através do sistema vascular. Apresenta-se ainda, a forma de onda de velocidade de fluxo obtida com sistema de ultra-som Doppler O.C. em indivíduos assintomáticos e em indivíduos com obstruções arteriais.

Para se obter dados quantitativos a partir da morfologia da onda de velocidade de fluxo com o objetivo de auxiliar o cirurgião em seu diagnóstico, têm sido propostas diversas metodologias. Na seção 2.4 justifica-se a opção pelo cálculo dos parâmetros mencionados no capítulo 1, sendo também discutido, seu potencial diagnóstico.

2.1 - O EFEITO DOPPLER

Quando ondas eletromagnéticas ou ultra-sônicas são emitidas por uma fonte de sinal movimentando-se em relação a um receptor, verifica-se que a frequência da onda observada pelo receptor não é a mesma que a transmitida. Esta ocorrência é denominada de efeito Doppler (Cobbold, 1974).

A figura 2.1 mostra 5 situações distintas em relação à frequência transmitida e a observada pelo receptor.

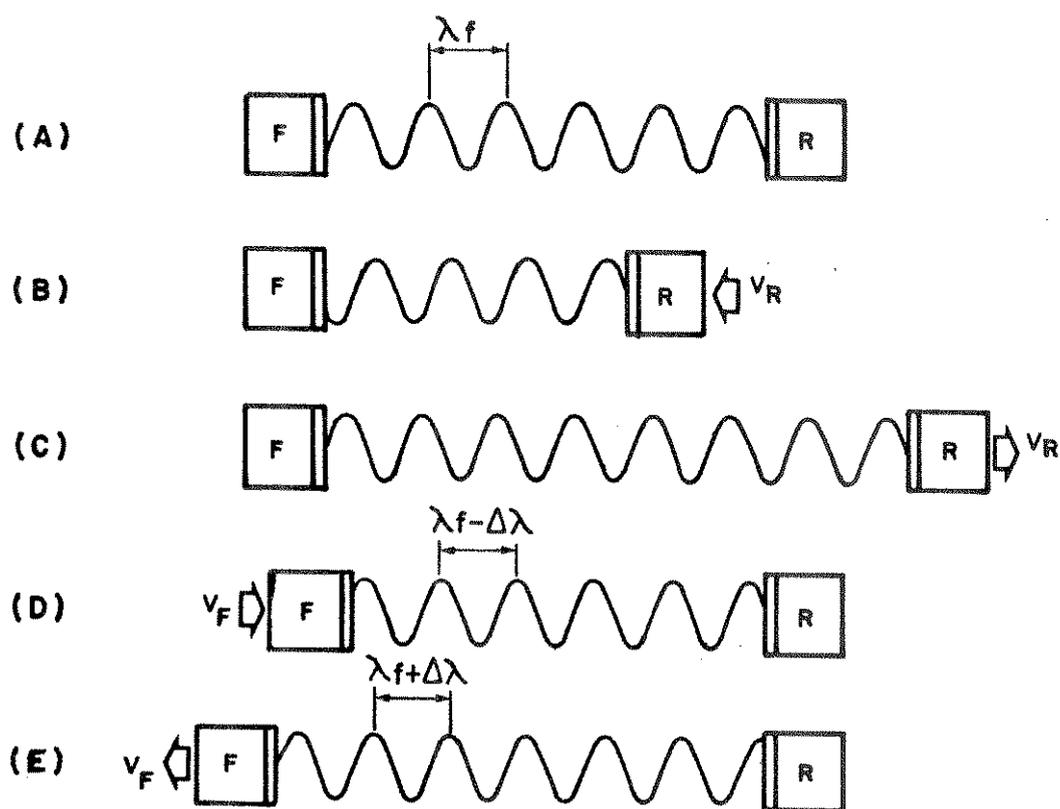


Figura 2.1 - Deslocamento do receptor ou da fonte de sinal que resultam em alterações da frequência observada em relação à frequência transmitida.

Se a fonte e receptor não se movem em relação um ao outro, a frequência observada será igual à frequência transmitida (figura 2.1-a). Se o receptor se move em sentido contrário ao da transmissão da onda com velocidade constante (V_r), o número de picos de ondas interceptadas pelo receptor na unidade de tempo será aumentada (figura 2.1-b). Esta ocorrência irá corresponder a observação pelo receptor de uma frequência maior do que a frequência transmitida. Assim a frequência observada (f_o) é dada pela somatória da frequência de transmissão (f_f) mais o número de picos extras ($\Delta_f = V_r / \lambda_f$) que são interceptados pelo receptor:

$$f_o = f_f + V_r / \lambda_f = (1 + V_r / c) * f_f \quad (2.1)$$

onde:

c : velocidade do som no meio;

$\lambda_f = c / f_f$: comprimento de onda da frequência de transmissão.

Se o receptor se move no mesmo sentido da transmissão do sinal (figura 2.1-c), tem-se um efeito contrário ao discutido anteriormente. A frequência observada será diminuída de Δ_f :

$$f_o = f_f - V_r / \lambda_f = (1 - V_r / c) * f_f \quad (2.2)$$

Se o receptor está parado e a fonte se move no mesmo sentido de transmissão do sinal (figura 2.1-d), o comprimento de onda observado pelo receptor (λ_o) não será o comprimento de onda

correspondente ao da frequência de transmissão (λ_f).

Em função do deslocamento da fonte de sinal, o comprimento de onda observado pelo receptor será igual ao comprimento de onda da frequência transmitida subtraído por um fator $\Delta_\lambda = V_f / f_f$, onde V_f é a velocidade constante com a qual a fonte se movimenta. Assim :

$$\lambda_o = \lambda_f - \Delta_\lambda \quad (2.3)$$

Desta expressão (Eq. 2.3), pode-se calcular a frequência que será observada :

$$c / f_o = c / f_f - V_f / f_f \Rightarrow f_o = [1 / (1 - V_f / c)] * f_f \quad (2.4)$$

Quando a fonte se move em sentido contrário ao sentido de transmissão do sinal (figura 2.1-e), o comprimento de onda entre dois picos emitidos consecutivamente será, inversamente ao caso anterior, aumentada de Δ_λ , sendo então, a frequência observada:

$$f_o = [1 / (1 + V_f / c)] * f_f \quad (2.5)$$

2.1.1 - O SISTEMA DOPPLER DE ONDA CONTÍNUA

A figura 2.2 mostra um esquema simplificado de um transdutor empregado pelo sistema Doppler de ondas contínuas (O.C.) para detecção de fluxo em vasos sanguíneos. Basicamente,

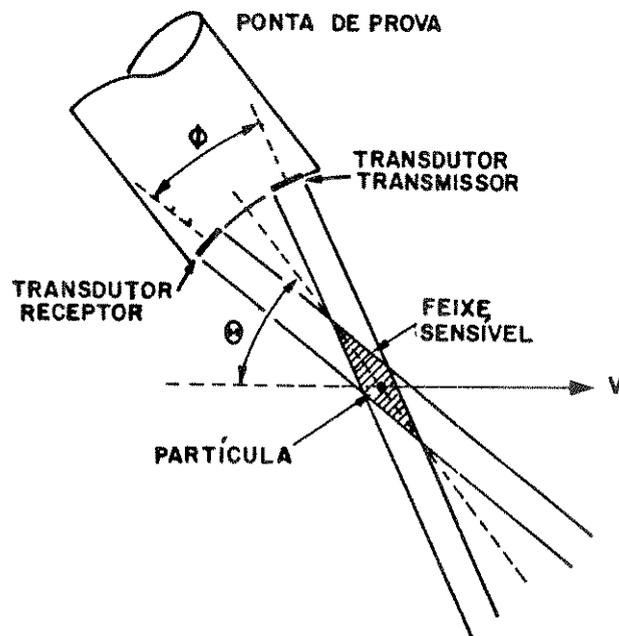


Figura 2.2 - Esquema simplificado de um transdutor para sistema Doppler O.C.

este é constituído por dois cristais piezoelétricos, um transmissor e outro receptor. Neste tipo de sistema, o cristal transmissor é excitado por um sinal elétrico de forma senoidal, gerando um feixe ultra-sónico que interage com os elementos figurados do sangue em um processo denominado espalhamento¹. Após a recepção das ondas provenientes do espalhamento através do cristal receptor, o sistema Doppler O.C. realiza o seu processamento e determina o desvio Doppler ($\Delta f = f_i - f_o$) que normalmente se encontra na faixa de audio (Burns & Jaffe, 1985).

¹Os elementos figurados do sangue irradiam a energia sonora do feixe ultra-sónico incidente em todas as direcções por possuírem dimensões menores que o comprimento de onda das ondas ultra-sónicas. Este processo é denominado de espalhamento (Wells, 1977). Os eritrócitos são os principais responsáveis no sangue pelo espalhamento devido às suas dimensões maiores que as plaquetas e maior número quando comparados aos leucócitos (Atkinson & Woodcock, 1982).

Pode ser demonstrado com o emprego das equações apresentadas anteriormente (Fish, 1986), que para o arranjo da figura 2.2 (sendo $c \gg v$):

$$\Delta F = (2 * f_f * v * \cos \theta) / c$$

onde :

θ = ângulo entre o eixo do transdutor e a direção do
fluxo

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

v = módulo da velocidade do fluxo (m/s)

f_f = frequência da onda ultra-sônica incidente (Hz)

Assim, para um ângulo θ fixo e uma frequência de transmissão constante, o desvio Doppler é proporcional à velocidade dos elementos figurados do sangue. No entanto, na prática médica, o ângulo θ é difícil de ser determinado com precisão. Por este motivo, usualmente empregam-se os sistemas de ultra-som Doppler O.C. para a obtenção da morfologia da onda de velocidade de fluxo com o objetivo de se realizar uma análise qualitativa, como será visto na seção 2.3.

2.1.1.1 - Detector de Cruzamento de Zero

Embora existam diversos métodos descritos na literatura (Goghlan & Taylor, 1976; Atkinson & Woodcock, 1982) para o processamento do sinal ultra-sônico, a maior parte dos sistemas

Doppler O.C. comerciais empregam detector de cruzamento de zero (DCZ). Isto se deve à sua simplicidade e baixo custo (Lunt, 1975).

No DCZ, o desvio Doppler tem suas intersecções com o eixo de zero (ao passar de valores negativos para positivos) identificadas por um comparador através de pulsos que são transmitidos para um circuito conversor de frequência em tensão. Como o desvio Doppler, para uma frequência de transmissão constante e um ângulo θ fixo, é proporcional à velocidade do fluxo, a tensão de saída do conversor será proporcional a esta velocidade. Assim, o processamento por DCZ é utilizado para se obter uma tensão de saída cuja amplitude seja proporcional à velocidade instantânea do fluxo.

Apesar de seu largo emprego, este método apresenta limitações. Devido a sua viscosidade, o sangue desenvolve um gradiente de velocidade ao fluir através dos vasos sanguíneos. Para um vaso cilíndrico, a maior velocidade ocorrerá ao longo do eixo do cilindro, sendo nula nas proximidades da parede do vaso (figura 2.3). Assim, o sinal obtido (sinal Doppler) quando o feixe ultra-sônico incide sobre o sangue, será uma composição de sinais de diferentes frequências em função das diferentes velocidades desenvolvidas pelos elementos figurados do sangue. Quando o sinal de entrada no DCZ é periódico, como por exemplo, uma onda senoidal, há a detecção de dois cruzamentos de zero por ciclo. O sinal Doppler, como discutido, é constituído por uma banda contínua de frequências. Em função disto, a taxa de detecção de cruzamento de zero não é proporcional à velocidade média do fluxo como seria desejado. O trabalho de Brody e Meindl (1974) aponta

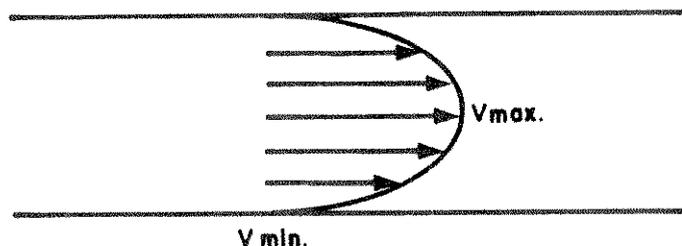


Figura 2.3 - Exemplo de gradiente de velocidade de fluxo sanguíneo em um perfil parabólico

que para o sinal Doppler, a saída do comparador é proporcional à frequência rms deste sinal. Isto implica que mudanças no perfil do gradiente de velocidade do fluxo sanguíneo, para uma mesma velocidade média, irão afetar a tensão de saída do DCZ. Por exemplo, a alteração de um perfil plano para um perfil parabólico (que implicam em modificações do espectro de frequência do sinal Doppler), resulta em um aumento de 16% na tensão de saída do DCZ. E deve-se observar que, durante o ciclo cardíaco, o perfil da velocidade do fluxo sofre várias alterações (Lunt, 1975; Johnston et al., 1978).

Outro problema presente neste método, é a redução da taxa de detecção de cruzamento de zero devido à sensibilidade do sistema Doppler ao movimento das paredes dos vasos sanguíneos. O movimento das paredes dos vasos, que é consequência do batimento cardíaco (como será visto na seção 2.3), produz desvio Doppler de elevada amplitude e baixa frequência (normalmente inferior a 100 Hz - Flax et al., 1973) quando comparado ao desvio Doppler produzido pelos elementos figurados do sangue. Na figura 2.4 pode-se observar o sinal Doppler obtido para um dado vaso sanguíneo com a presença de movimentos da parede do vaso (2.4-a) e

sem este último (2.4-b). Desta figura, pode-se então visualizar que a forma de onda no caso "a" irá cruzar o eixo zero com uma frequência bem inferior à do caso "b", o que implica em uma tensão de saída que não corresponde à real velocidade do sangue. Para se eliminar estes artefatos, usualmente são utilizados filtros passa-alta com frequência de corte em 100 Hz na entrada do DCZ. No entanto, o emprego deste filtro remove as componentes de mais baixa frequência do sinal Doppler provenientes do sangue, resultando em erro de 5% na tensão de saída do sistema Doppler (Flax et al., 1973).

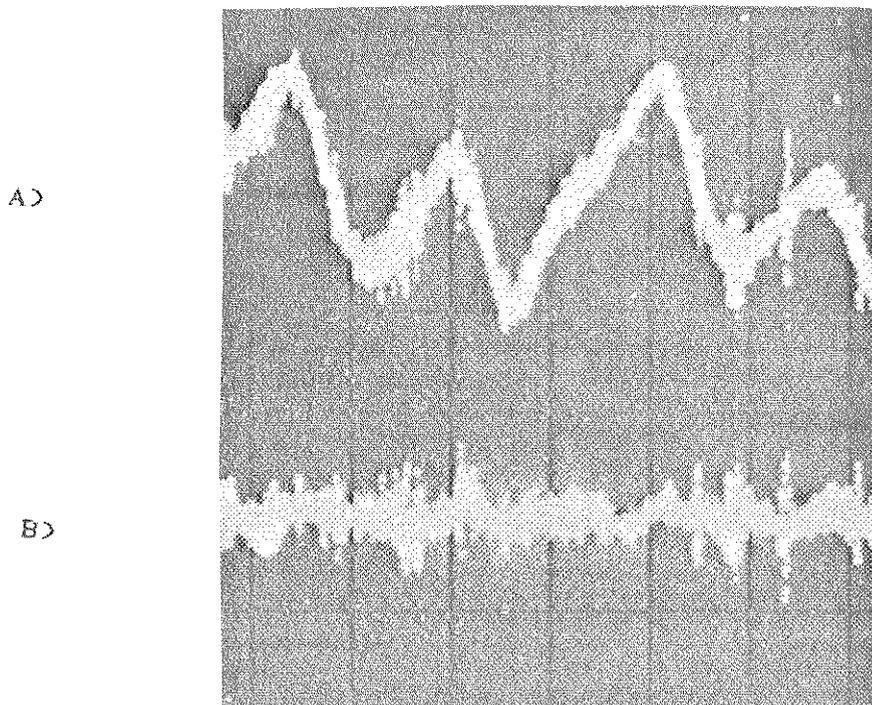


Figura 2.4 - Registros de formas de ondas obtidas na entrada do DCZ de um sistema comercial na presença de movimento das paredes dos vasos. a) Sem filtro passa alta. O sinal Doppler desejado parece ser ruído do sinal de maior amplitude que constitui o artefato. b) Com filtro passa alta. Escala do osciloscópio: 0,1 V/divisão; 0,1 s/divisão (reproduzido de Flax et al., 1973).

Assim, deve ser observado que o emprego de sistema de ultra-som Doppler O.C. utilizando a técnica de DCZ apresenta restrições para as avaliações quantitativas. Mas, apesar das limitações, a sua utilização permite a medição da velocidade de fluxo com uma margem de erro de 20 % e pode detectar mudanças de velocidade de cerca de 5% (Lunt, 1975).

2.2 - O ELETROCARDIOGRAMA (ECG)

O coração atua como uma bomba de dois tempos (dois períodos) para o sistema circulatório. Esta função se realiza com a contração ritmada de suas células musculares, estabelecendo-se um período de ejeção do sangue (sístole) e um período de preenchimento do coração pelo sangue (diástole). Estes períodos do batimento cardíaco são coordenados por células especializadas do coração que apresentam atividade elétrica espontânea. Esta atividade elétrica propaga-se para as células musculares cardíacas deflagrando sua contração que proporciona a ejeção. Posteriormente estas células retornam à sua condição de repouso aguardando novo estímulo elétrico, ocorrendo então, novo período de preenchimento (Burton, 1977; Clark, 1978).

A atividade elétrica do coração produz potenciais que podem ser detectados na superfície do corpo com uma amplitude que varia de 0,5 a 4 mV (Webster, 1978). É possível realizar o registro destes potenciais presentes na superfície do corpo com a

utilização de amplificadores. Este registro é denominado eletrocardiograma. A figura 2.5 apresenta o ECG obtido de um indivíduo normal com a denominada derivação padrão 1 (as entradas do amplificador são conectadas aos braços direito e esquerdo por intermédio de eletrodos, havendo um terceiro eletrodo de referência conectado à perna direita). Como mostrado nesta figura, há uma primeira incursão positiva do sinal de ECG de pequena amplitude, a onda P. Segue-se um contorno negativo (Q), acompanhado de incursão positiva (R) e um novo contorno negativo (S), o complexo QRS. Posteriormente, tem-se uma terceira incursão positiva, a onda T. Estes registros estão relacionados com diferentes eventos da atividade elétrica e mecânica do coração. Um maior detalhamento destes eventos foge ao propósito deste trabalho, encontrando-se porém, já bastante discutidos na literatura (Burton, 1977; Clark, 1978; Dubin, 1978; Orlov, 1988).

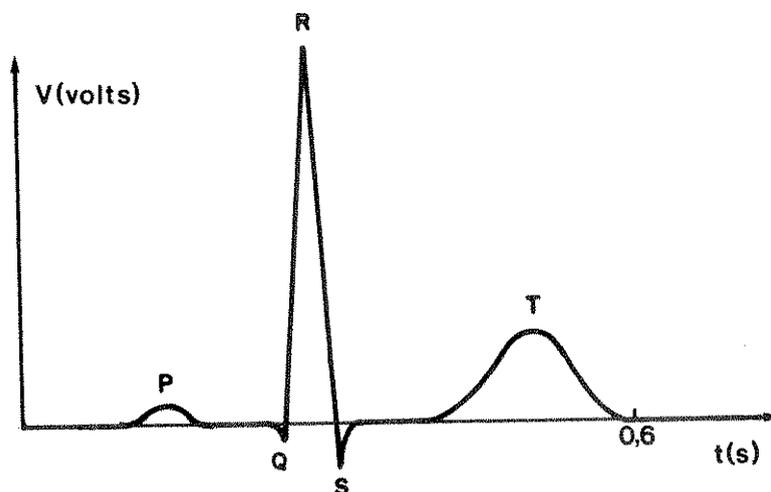


Figura 2.5 - ECG obtido de indivíduo normal com derivação padrão 1

2.3 - FORMA DE ONDA DA VELOCIDADE DE FLUXO

O coração é um órgão muscular constituído por quatro câmaras (figura 2.6), sendo duas superiores (os átrios) e duas inferiores (os ventrículos).

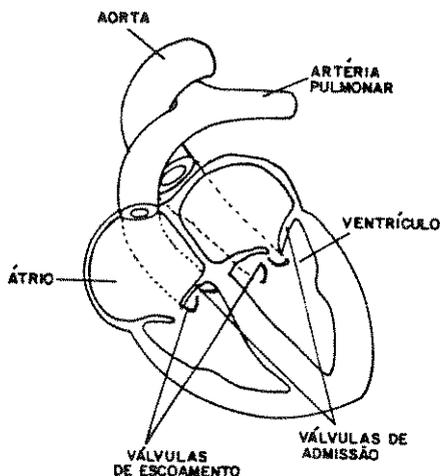


Figura 2.6 - Diagrama de seção do coração

O coração, como já mencionado, tem a função de bombear o sangue através dos vasos sanguíneos. Os ventrículos são os principais responsáveis por este bombeamento, apresentando válvulas de admissão e de escoamento que alternam sua abertura de forma a possibilitar a realização desta tarefa. O procedimento de bombeamento do sangue pelos ventrículos pode ser dividido em quatro fases: enchimento, contração isovolumétrica, ejeção do sangue e relaxamento isovolumétrico. Estas fases são definidas em função da abertura e fechamento das válvulas de admissão (mitral no ventrículo esquerdo e tricúspide no direito) e de escoamento (aórtica no ventrículo esquerdo e pulmonar no direito) controladas por diferença de pressão entre os canais comunicantes (Burton,

1977).

Na figura 2.7 tem-se a sucessão das fases de bombeamento sanguíneo pelo ventrículo esquerdo e como estas se encontram relacionadas com a pressão ventricular (linha cheia) e a pressão na raiz da artéria aorta (linha tracejada). Após o enchimento do ventrículo esquerdo (válvula de admissão aberta, válvula de escoamento fechada), tem-se a fase de contração (ambas válvulas fechadas) da musculatura das paredes do ventrículo, elevando a pressão do sangue contida em seu interior (figura 2.7-b). Quando esta pressão torna-se superior à presente na aorta, abre-se a válvula de escoamento e inicia-se a fase de ejeção.

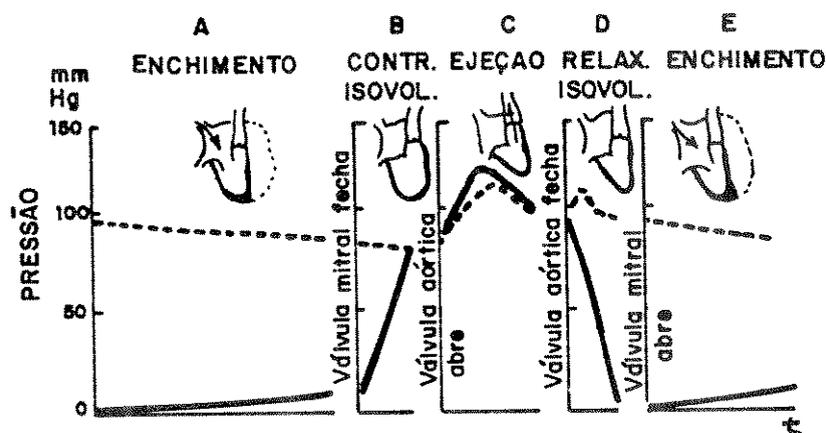


Figura 2.7 - Relacionamento entre pressão ventricular (linha cheia) e pressão aórtica (linha tracejada) durante as fases de bombeamento do sangue (modificado de Burton, 1977).

O sangue é então ejetado na aorta, mais rapidamente do que é capaz de escoar através da circulação periférica, produzindo assim, uma elevação de pressão na aorta (figura 2.7-c) e a distensão de suas paredes.¹

¹ Mais precisamente, o sangue ejetado é armazenado em todo o sistema arterial central e não somente na aorta (Burton, 1977).

Ainda durante a fase de ejeção, a musculatura do ventrículo alcança sua máxima contração e começa a relaxar, enquanto o sangue escoar da aorta para o restante do sistema arterial resultando numa redução da pressão aórtica. Devido ao relaxamento da musculatura do ventrículo, a pressão em seu interior cai abaixo da pressão aórtica, proporcionando o fechamento da válvula de escoamento. Há então, um recuo elástico da aorta ocasionando uma elevação da pressão aórtica já na fase de relaxamento isovolumétrico (ambas válvulas fechadas - figura 2.7-d). Em função da continuidade do escoamento do sangue para o restante da circulação, segue-se um decaimento da pressão aórtica. A pressão no interior do ventrículo prossegue caindo em função do relaxamento da musculatura do ventrículo. Quando esta encontra-se abaixo da pressão presente no átrio, ocorre a abertura da válvula de admissão, iniciando-se nova fase de enchimento (Burton, 1977).

Como mencionado, em consequência do batimento cardíaco, há uma distensão da parede da raiz da aorta. Esta distensão impulsiona a parede arterial adjacente, produzindo uma onda de pulso que se desloca ao longo da rede arterial. Esta onda de pulso possui uma velocidade finita de propagação, desenvolvendo diferentes valores de pressão ao longo dos vasos que percorre, gerando um gradiente (ΔP) que proporciona o fluxo sanguíneo.

A figura 2.8 ilustra, para a artéria femoral de cão, o registro da onda de pulso em dois pontos vizinhos (2.8-a), o gradiente de pressão que se estabelece entre estes dois pontos (2.8-b) e o fluxo resultante (2.8-c).

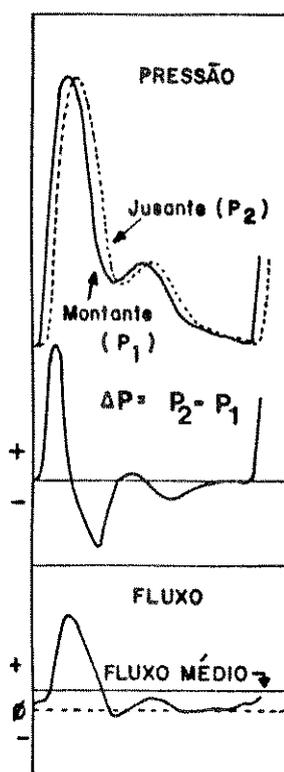


Figura 2.8 - a) Registro de pressão em dois pontos da artéria femoral de cão b) Gradiente de pressão resultante c) Fluxo resultante (modificado de Taylor, 1966).

A forma de onda apresentada na figura 2.8-c possui a morfologia típica das formas de onda de velocidade de fluxo obtidas com ultra-som Doppler O.C.. Esta morfologia é semelhante à obtida no homem em artérias que irrigam leitos vasculares que apresentam uma alta resistência ao fluxo. Tem-se uma primeira incursão positiva da forma de onda representando o fluxo anterógrado presente na sístole. Segue-se um contorno negativo, correspondendo ao início da diástole devido à desaceleração e reversão de fluxo. E novamente, tem-se fluxo anterógrado ao final

da diástole em função da estabilização do gradiente de pressão, determinando uma segunda incursão positiva. Na literatura médica, tal morfologia é denominada trifásica (Brum et al., 1986a).

A forma de onda registrada em artérias que suprem regiões com baixa resistência ao fluxo (como, por exemplo, carótidas) mostra a ausência de fluxo reverso (figura 2.9), sendo denominada bifásica (Brum et al., 1986a).

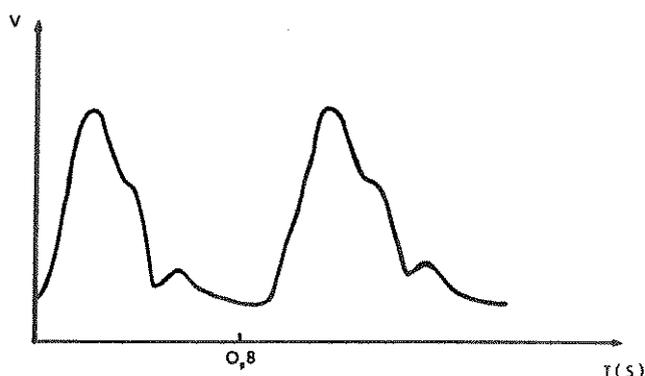


Figura 2.9 - Formas de onda de velocidade de fluxo bifásica presente nas carótidas (velocidade x tempo).

Vários estudos (Gosling, 1976; Atkinson & Woodcock, 1982) têm mostrado que as formas de onda de velocidade de fluxo apresentam morfologias bem características para os diferentes sítios das quais são obtidas. Assim, um registro anormal da forma de onda de velocidade de fluxo obtido para um dado sítio, constitui um indicio da presença de patologias.

As figuras 2.10-a & b fornecem exemplos de formas de onda com morfologia normal. Em 2.10-c são mostradas alterações morfológicas devidas à presença de estenose distal e em 2.10-d, alterações devidas à oclusão proximal.

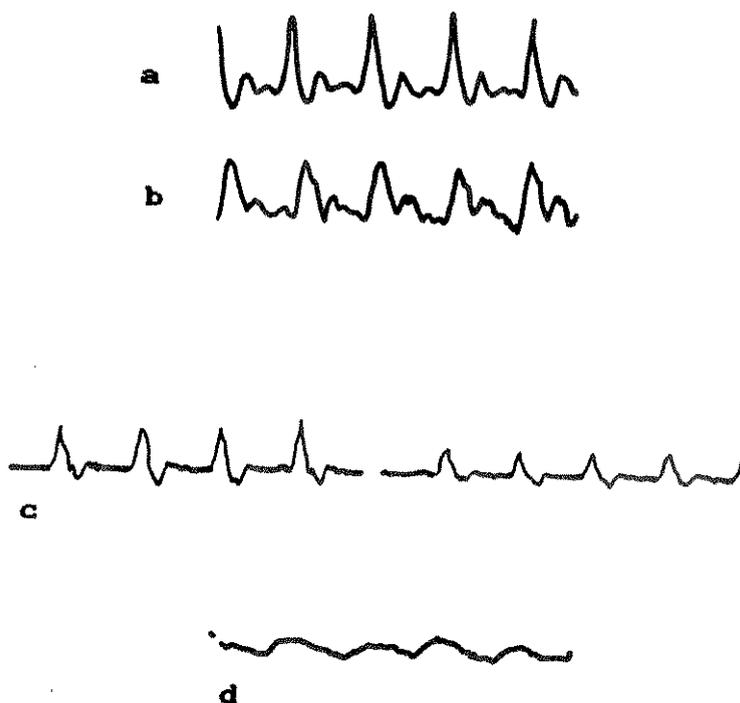


Figura 2.10 - Formas de onda da velocidade de fluxo obtidas com um sistema de ultra-som Doppler O.C.. Eixo das ordenadas: velocidade; eixo das abscissas: tempo. a) ondas normais trifásicas; b) ondas normais bifásicas; c) ondas trifásicas em que os picos das fases sistólica e diastólica apresentam amplitudes semelhantes denotando oclusão ou estenose distal; d) ondas típicas de oclusão proximal com fluxo proveniente de circulação colateral (modificado de Ristow et al., 1986).

As alterações da forma de onda da velocidade de fluxo refletem modificações no espectro de frequência do sinal Doppler. Com o emprego de um sistema de ultra-som que apresente o sinal Doppler através de um sistema de audio, estas alterações do espectro de frequência resultam numa mudança das características

sonoras em comparação com aquelas consideradas normais. Tem-se, portanto, com o emprego do ultra-som Doppler, a possibilidade de se detectar a presença de anormalidades na rede arterial, avaliando-se um registro da morfologia das curvas obtidas e/ou discernindo entre as características sonoras normais e patológicas.

Em ambos os casos, as avaliações são fundamentadas na experiência do cirurgião. Isto dificulta tanto a troca de informações entre especialistas (já que não existem dados quantitativos), quanto uma maior divulgação da metodologia que exigirá períodos relativamente longos para o treinamento dos operadores.

Com o propósito de eliminar a subjetividade na análise destas formas de ondas, encontra-se proposto na literatura o cálculo de parâmetros que permitam uma análise quantitativa. Estes parâmetros são discutidos na próxima seção.

2.4 - ANÁLISE QUANTITATIVA DA FORMA DE ONDA DA VELOCIDADE DE FLUXO

Como mencionado na seção anterior, uma análise quantitativa das formas de onda da velocidade de fluxo permite a troca de informações entre especialistas e uma maior divulgação da metodologia empregada. Além disto, proporciona um melhor acompanhamento dos pacientes e permite a identificação de

arteriopatias que não é possível realizar com a simples observação da morfologia das curvas de velocidade de fluxo (Tellez Fuentes, 1982).

São apresentadas na literatura muitas propostas de metodologia para uma análise quantitativa das formas de onda da velocidade de fluxo, como por exemplo, o método da função de transferência (Skidmore & Woodcock, 1980), o método das componentes principais (Sheriff et al., 1983) e o cálculo de índices paramétricos (Schlindwein, 1982). No entanto, diversos dos métodos propostos empregam recursos matemáticos e computacionais complexos. Tais aspectos tornam sua difusão difícil entre os profissionais da área médica, além de apresentarem elevados custos (devido aos sofisticados equipamentos utilizados) que impossibilitam seu emprego na rotina clínica.

Neste trabalho, optou-se pelo cálculo de índices paramétricos por não apresentar as restrições acima mencionadas.

2.4.1 - MÉTODO DOS ÍNDICES PARAMÉTRICOS

A forma de onda da velocidade de fluxo é função de características mecânicas do sistema arterial, como por exemplo, a elasticidade e a espessura da parede dos vasos (Gosling et al., 1971; Johnston et al., 1978).

Assim, é possível extrair informações do desempenho do sistema arterial a partir da forma de onda da velocidade de fluxo, bem como quantificar estas informações (Johnston et al., 1978).

Apresenta-se a seguir, um conjunto de seis parâmetros

que podem ser obtidos a partir da forma de onda da velocidade de fluxo e que contribuem para uma análise quantitativa do desempenho do sistema arterial. São os parâmetros :

- Índice de pulsatilidade,
- Atraso eletromecânico,
- Tempo de meia subida da fase de fluxo sistólico,
- Quociente de amortecimento proximal,
- Tempo de subida da fase de fluxo sistólico,
- Largura da fase de fluxo sistólico.

No final desta seção, é apresentada a tabela 2.1, na qual se encontram os valores dos parâmetros esperados para indivíduos assintomáticos e seus respectivos desvios padrão. Estes valores foram calculados a partir de sinais Doppler obtidos transcutaneamente em artérias femorais de um total de 26 membros de indivíduos normais (Schlindwein, 1982).

2.4.1.1 - Índice de Pulsatilidade (IP)

Gosling et al. (1969) definiram, a partir da representação em série de Fourier da envoltória do sonograma¹ do sinal Doppler de um ciclo cardíaco, o índice de pulsatilidade de Fourier (IP_f):

¹ O sonograma é a análise espectral de um sinal ao longo do tempo. Tem-se no eixo das ordenadas, a frequência; no eixo das abscissas, o tempo. A amplitude de cada harmônica é proporcional à intensidade do registro que vai do branco ao negro (Gosling, 1976).

$$IP_f = \sum_{n=1, \infty} A_n^2 / A_0^2$$

onde A_n : amplitude de cada harmónica

A_0 : componente DC da série de Fourier (valor médio)

A máxima amplitude alcançada pelas diversas harmónicas que descrevem a envoltória é dependente do ângulo entre o transdutor e a direcção de fluxo ($\Delta_f = 2 * f * v * \cos \theta$). Esta dependência ocorre também para a amplitude média da curva obtida. Como no cálculo de IP_f esta constante de proporcionalidade aparece no numerador e denominador, o resultado obtido se torna independente deste fator.

A envoltória do sonograma é proporcional à máxima velocidade instantânea dos elementos figurados do sangue. Como a energia é proporcional ao quadrado da velocidade, temos que IP_f é a razão entre a somatória da máxima energia contida nas harmónicas e a energia do fluxo médio dentro do ciclo cardíaco (Gosling et al., 1971).

Distúrbios no fluxo sanguíneo podem ser detectados com o cálculo de IP_f . Na presença de estenoses, há uma atenuação da amplitude da envoltória do sonograma, resultando em uma redução de IP_f .

Como o cálculo de IP_f é bastante trabalhoso, foi proposta uma definição alternativa (Gosling et al., 1974), que denominaremos aqui, simplesmente de índice de pulsatilidade (IP - figura 2.11):

$$IP = V_{pp} / V_m$$

onde:

V_{PP} : Amplitude pico a pico da envoltória do sonograma do sinal Doppler

V_m : Amplitude média da envoltória do sonograma

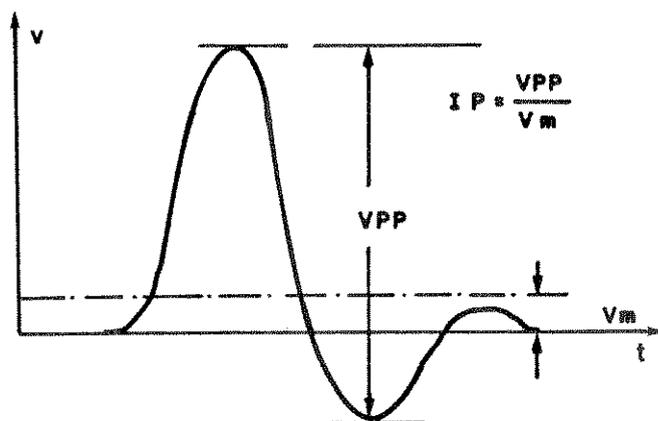


Figura 2.11 - Exemplo do cálculo do IP

Johnston et al. (1978) realizaram o cálculo de IP e IP_f para envoltórias de sonogramas obtidos de 62 indivíduos e encontraram a seguinte relação entre estas duas definições:

$$IP = 1,9 * (IP_f)^{0,6}$$

Esta relação mostra que o emprego de IP possui uma base física e tem, aproximadamente, o mesmo potencial diagnóstico que IP_f .

Vários estudos (Gosling et al., 1971; Johnston & Taraschuck, 1976; Johnston et al., 1978; Hamilton et al., 1982)

comprovam que o IP está relacionado com o grau de gravidade da doença oclusiva arterial periférica e sua localização.

Na figura 2.12 são apresentados exemplos de índice de pulsatilidade calculados a partir da envoltória de sonogramas obtidos de diferentes sítios do sistema arterial de um indivíduo assintomático (2.12-a) e de um indivíduo com história clínica de claudicação intermitente (2.12-b).

SISTEMA VASCULAR NORMAL

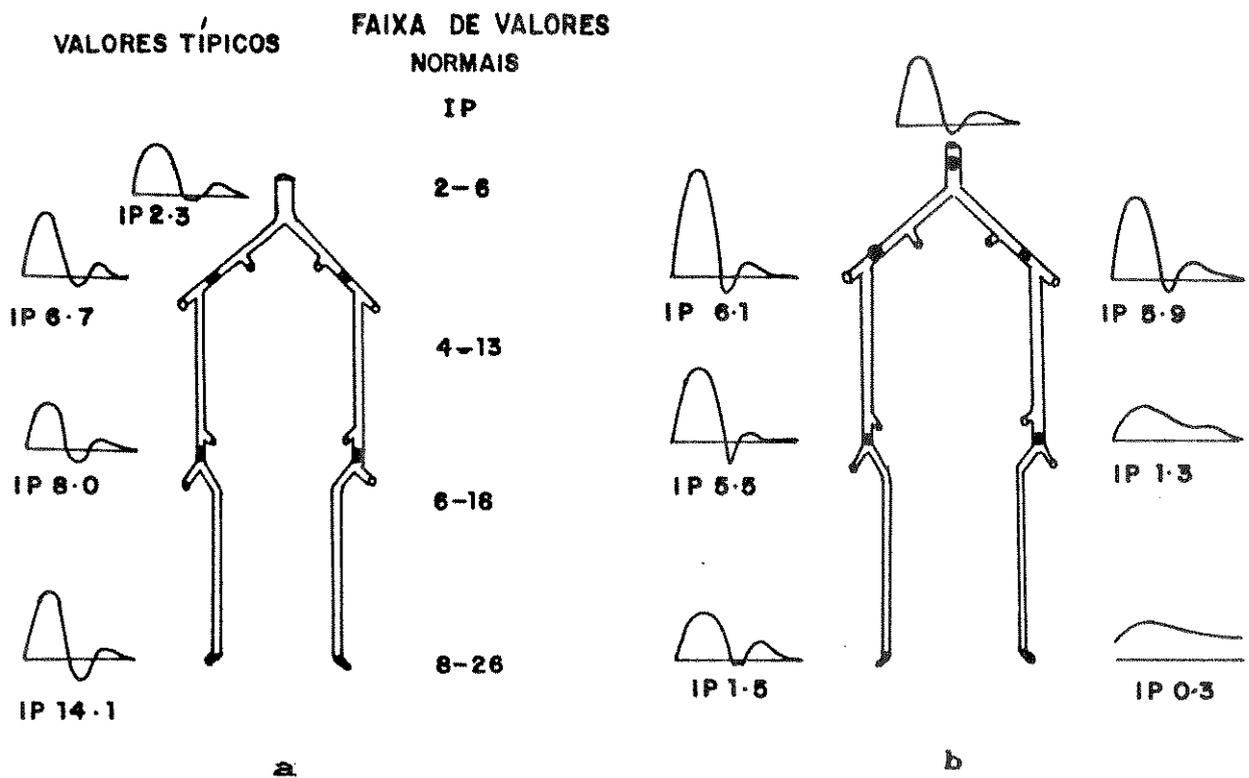


Figura 2.12 - Levantamento de IP em diferentes sítios (a) do sistema arterial de um indivíduo assintomático (aorta abdominal, femoral comum, popliteal e tibial posterior) e (b) de um indivíduo com história clínica de claudicação intermitente envolvendo a perna esquerda (modificado de Gosling, 1971).

O emprego deste índice permite identificar indivíduos

com um grau de oclusão arterial superior a 50 %. Além disto, seu valor auxilia na classificação da obstrução como proximal ou distal. Hamilton et al. (1982) calcularam IP para a envoltória de sonogramas obtidos da artéria femoral de 13 indivíduos normais, 11 indivíduos com doença oclusiva proximal e 7 indivíduos com doença oclusiva distal. O IP encontrado em indivíduos normais foi de 12,19 com um desvio padrão de +/- 0,98. Para pacientes com doença proximal obteve-se um IP de 1,61 com desvio padrão de +/- 0,14. E pacientes com doença distal apresentaram valores de IP de 7,27 com +/- 1,22 de desvio padrão.

Um problema relacionado com o cálculo de IP são as alterações de seu valor introduzidas pela variação da frequência cardíaca. Uma redução da taxa cardíaca implica em um aumento do período diastólico²; de modo inverso, um aumento da frequência cardíaca produz uma redução do período diastólico. Alterações do período diastólico por sua vez, influenciam o cálculo do valor médio da forma de onda, e portanto, de IP; por exemplo, uma redução do período diastólico implica em um aumento do valor médio da forma de onda de velocidade de fluxo, reduzindo IP. Para minimizar a influência de alterações da frequência cardíaca no cálculo de IP, Clifford et al. (1981) propuseram a realização de promediação de formas de onda de velocidade de fluxo antes de se proceder o cálculo. Estes autores encontraram que, para uma promediação de 10 formas de onda, a variabilidade dos valores de IP se reduz a menos de 10 %.

² intervalo entre o fechamento das válvulas aórtica e pulmonar e o fechamento das válvulas átrio-ventriculares. Vide figura 2.7 (Guyton, 1981).

2.4.1.2 - Atraso Eletromecânico (AEM)

O AEM é o intervalo de tempo decorrido entre a onda R do complexo QRS do ECG e o máximo valor do fluxo na fase sistólica em um dado ciclo cardíaco (figura 2.13). A presença de obstrução ou redução da luz de vaso proximal ocasiona um aumento do AEM, visto que o sangue deverá percorrer um maior trajeto através da circulação colateral para suprir o segmento arterial distal. Reduções do AEM, por sua vez, podem ser causadas por um aumento da rigidez dos vasos examinados (Brum et al., 1986b).

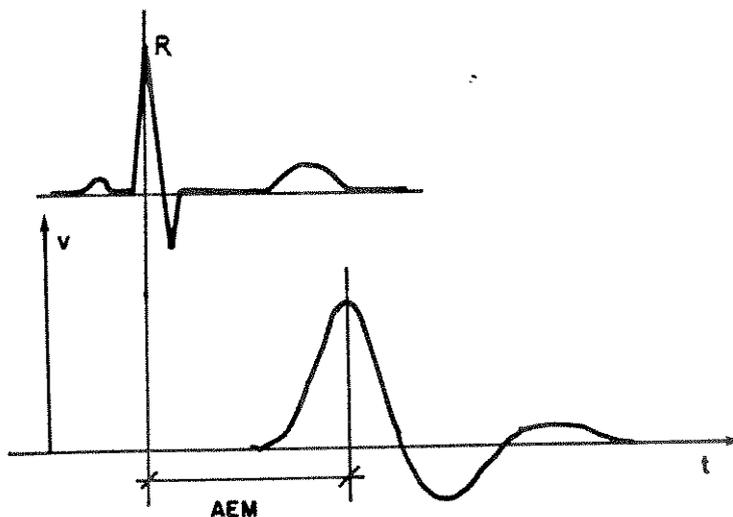


Figura 2.13 - Exemplo da medição do AEM

2.4.1.3 - Tempo de Meia Subida da Fase de Fluxo Sistólico (TMS)

O TMS é medido entre a onda R do complexo QRS do ECG e o ponto de meia amplitude da fase de fluxo sistólico (figura 2.14). Trabalhos que avaliaram este parâmetro (Schlindwein, 1982; Tellez Fuentes, 1982) não o correlacionaram com a presença ou localização de patologias. No entanto, como este índice é empregado no cálculo do quociente de amortecimento proximal (QAP),

seu valor é apresentado para que se possam confirmar as observações já realizadas.

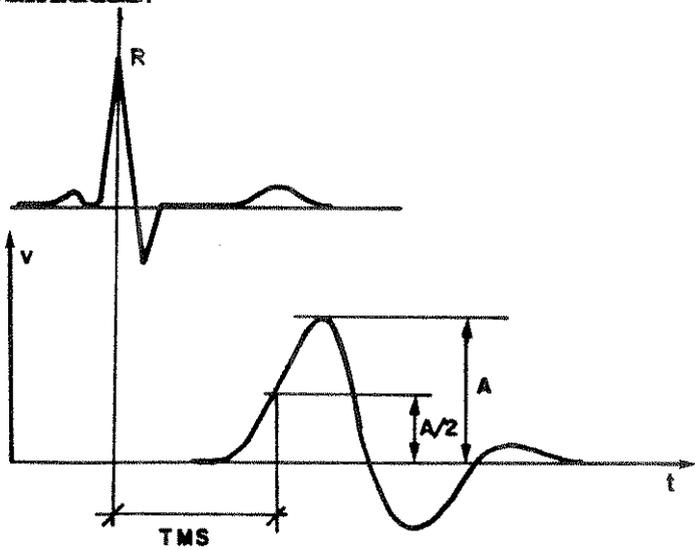


Figura 2.14 - Exemplo de medição do TMS

2.4.1.4 - Quociente de Amortecimento Proximal (QAP)

Quando da presença de oclusão ou estenose em uma dada artéria, há um achatamento da curva de velocidade de fluxo e um aumento do AEM. Com o objetivo de quantificar estas alterações da forma de onda de velocidade de fluxo foi proposto o cálculo do QAP (Waters et al., 1977).

Este índice adimensional é a razão entre o AEM e o TMS (figura 2.15).

O cálculo do QAP para a artéria femoral comum fornece um valor superior a 1,4 para obstruções proximais. Valores inferiores a 1,4, por sua vez, são obtidos tanto em indivíduos assintomáticos como em indivíduos com obstrução distal. Portanto, a obtenção deste índice permite o diagnóstico de obstruções proximais.

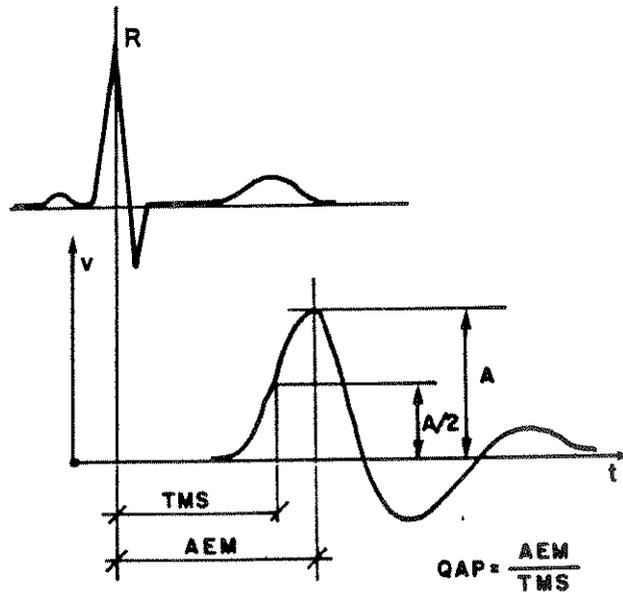


Figura 2.15 - Exemplo do cálculo do QAP

2.4.1.5 - Tempo de Subida da Fase de Fluxo Sistólico (TSS)

O TSS é medido entre o início da fase de fluxo sistólico e o seu pico (figura 2.16).

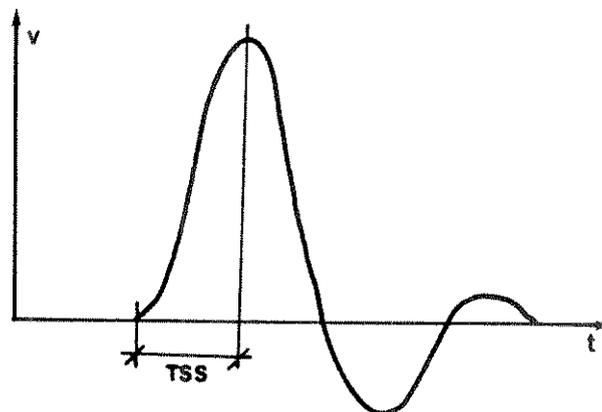


Figura 2.16 - Exemplo da medição do TSS

Trabalhos de Nicolaidis et al. (1976), Humphries et al. (1980) e Hamilton et al. (1982) demonstram um aumento no valor de

TSS na presença de obstruções proximais em relação aos valores obtidos em indivíduos não sintomáticos.

Assim como o QAP, este índice também não oferece subsídios para a distinção entre artérias com obstrução distal e artérias normais, pois nestes casos, os valores medidos não apresentam diferenças significativas (Hamilton et al., 1982).

2.4.1.6 - Largura da Fase de Fluxo Sistólico (LS)

A LS é o tempo decorrido entre os registros da fase de fluxo sistólico que se encontram a meia amplitude (figura 2.17). A LS, como mostra o trabalho de Schlindwein (1982), relaciona-se de maneira inversa à resistência periférica distal, ou seja, um aumento da resistência periférica distal implica em uma redução de LS.

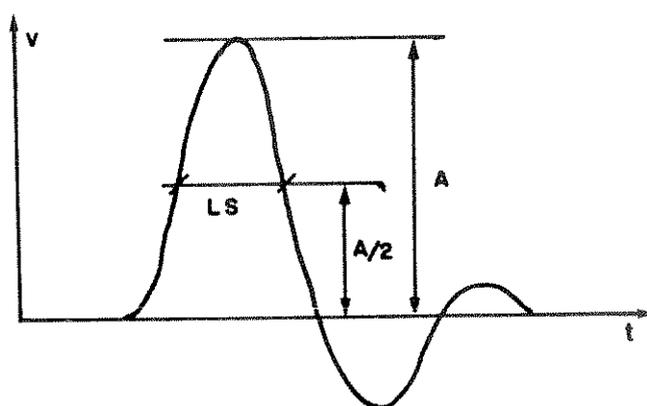


Figura 2.17 - Exemplo da medição da LS

É apresentado a seguir, a tabela 2.1 contendo os valores esperados para os parâmetros discutidos nas subseções anteriores calculados a partir da forma de onda da velocidade de fluxo obtida de artérias femorais de indivíduos assintomáticos.

PARAMETRO	VALOR MÉDIO	DESVIO PADRÃO	UNIDADE
IP	6,48	3,18	--
AEM	267	26	ms
TMS	205	31	ms
QAP	1,32	0,11	--
TSS	95	17	ms
LS	151	35	ms

Tabela 2.1 - Parâmetros esperados para a artéria femoral normal. Dados calculados a partir de sinais Doppler obtidos transcutaneamente de um total de 26 membros de indivíduos assintomáticos (de Schlindwein, 1982).

CAPÍTULO 3 - DESCRIÇÃO DO SISTEMA DESENVOLVIDO

No capítulo 2 encontra-se justificada a opção pelo cálculo de um conjunto de seis parâmetros a partir do ECG e da morfologia da onda de velocidade de fluxo para permitir a análise quantitativa desta última.

Para realizar a obtenção destes parâmetros foi projetado e construído um sistema microcomputadorizado dedicado. Este sistema possui um amplificador para o sinal de ECG captado na superfície do corpo do paciente de forma a permitir o seu processamento. O sinal de ECG amplificado e a forma de onda de velocidade de fluxo proveniente de um sistema de ultra-som Doppler O.C. são amostrados e apresentados em monitor de vídeo. O operador inicia o processamento dos sinais através de teclado. Ao final do processamento, os parâmetros calculados pelo sistema são apresentados no vídeo. O teclado, além de permitir a interação do operador com o sistema desenvolvido, possibilita a inserção de dados do paciente na memória deste sistema. Estes dados inseridos, juntamente com os resultados do processamento, podem ser impressos de modo a se obter um registro do exame.

O sistema desenvolvido pode ser representado esquematicamente em seis blocos funcionais (figura 3.1), onde o bloco de estrutura básica de processamento é o responsável pela interação de todos os demais.

O objetivo deste capítulo é discutir as características consideradas no projeto dos circuitos que constituem os diferentes blocos como também, descrever os circuitos implementados. Maiores informações dos projetos apresentados a seguir podem ser obtidos junto ao Departamento de Engenharia Biomédica da Unicamp onde se encontra toda a documentação do sistema desenvolvido.

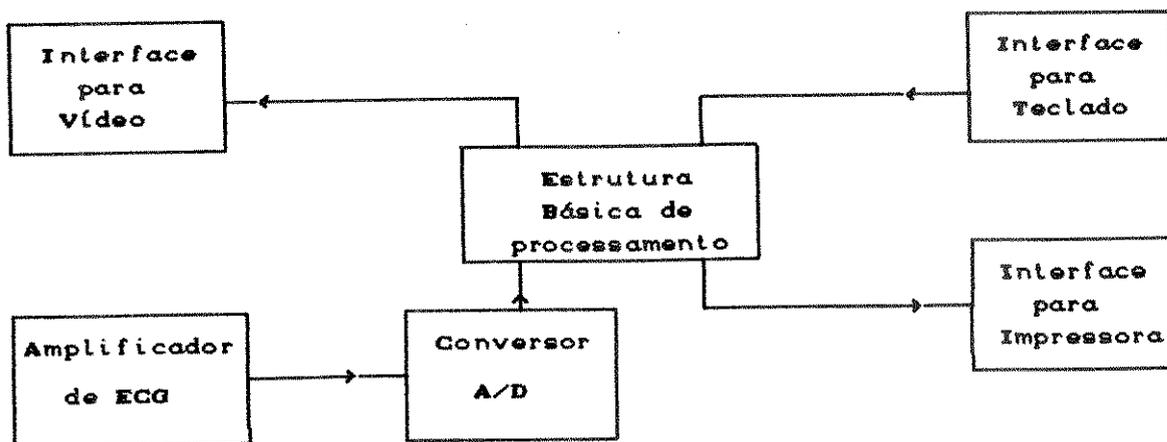


Figura 3.1 - Diagrama de blocos do sistema desenvolvido

3.1 - ESTRUTURA BÁSICA DE PROCESSAMENTO (EBP)

A função do bloco EBP é fundamentalmente a execução dos programas desenvolvidos. Este módulo do circuito possui, além do microprocessador e das memórias que armazenam o programa, circuitos para o controle dos periféricos do sistema.

Este bloco é constituído por (figura 3.2):

- microprocessador - Intel 8088
- gerador de "clock" - Intel 8284
- controlador programável de interrupção - Intel 8259
- 16 Kbytes de memória RAM - 2 x 6264
- 32 Kbytes de memória EPROM - 27256
- circuito para seleção da memória
- circuito para seleção de dispositivos de E/S

- circuito para a geração de ciclos de "wait state"
- "buffers" e "latches"

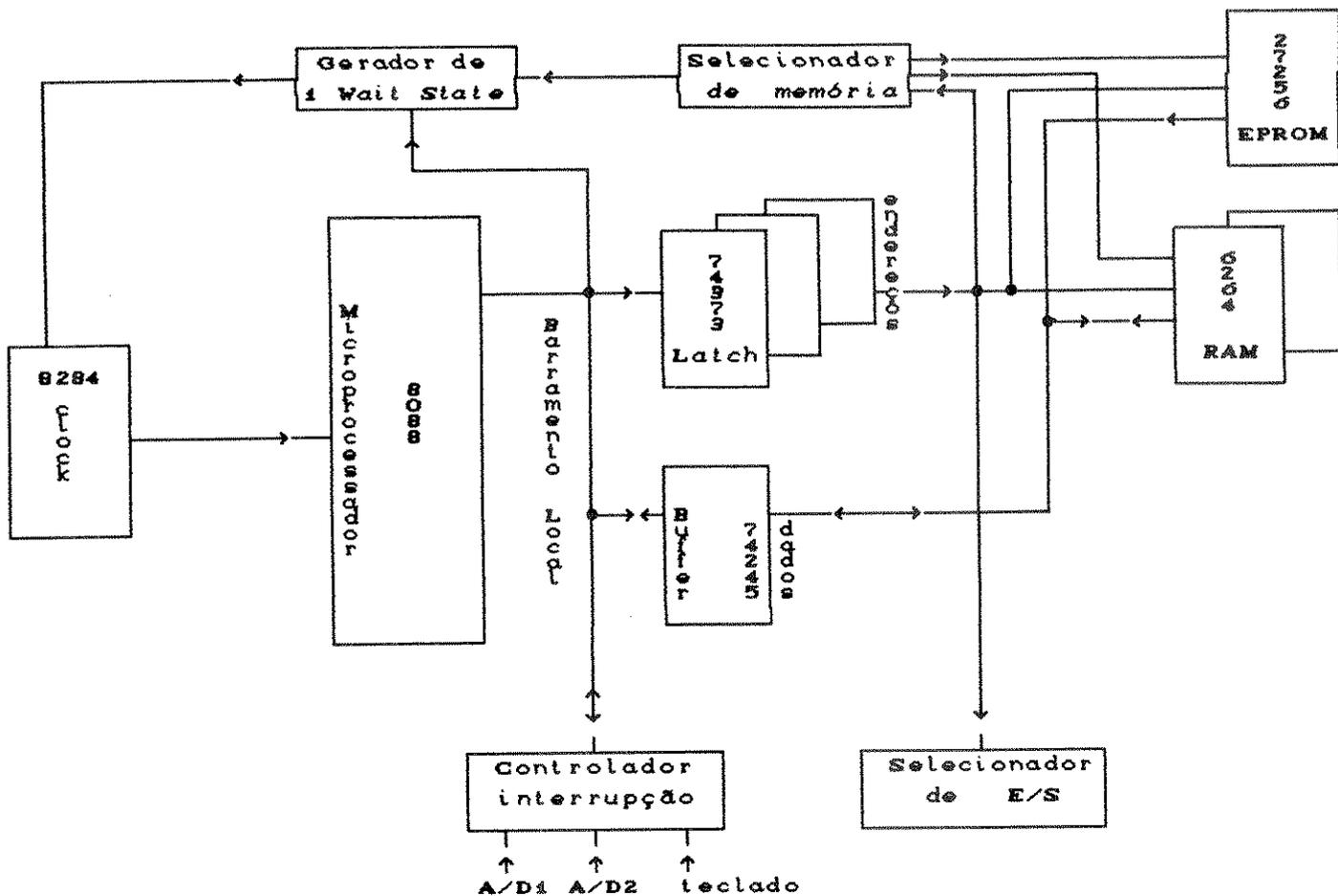


Figura 3.2 - Diagrama em blocos da EBP

A utilização do microprocessador Intel 8088 deve-se a sua velocidade de processamento, seu conjunto de instruções e a facilidade de obtenção, juntamente com seus periféricos, no mercado nacional.

Uma das características do CI 8088 é o emprego de seu barramento de dados para compor, durante o primeiro ciclo de "clock" do ciclo de instrução, o endereçamento da memória ou

dispositivo de E/S. Isto é realizado através da multiplexação deste barramento entre as duas tarefas. Para a compatibilização desta característica com os periféricos utilizados, deve-se armazenar o endereçamento (contido num barramento de 20 linhas) em "latches" (3x74373), e durante este período, isolar o barramento de dados do microprocessador do restante do sistema. Isto é realizado colocando-se o "buffer" bidirecional 74245 em estado de alta impedância. Em fase subsequente, quando dados serão lidos ou escritos, habilita-se o 74245 na direção de transmissão dos dados. Além de permitir a multiplexação, os "latches" e o "buffer" aumentam o "fan-out" dos barramentos de endereços e de dados.

O gerador de "clock" da família 8088 é o CI 8284. Neste projeto, este CI opera com um cristal de 14,31818 MHz tendo em vista a necessidade desta frequência para o circuito de controle do vídeo (ver seção 3.2.2). Outro sinal de saída deste CI provê uma frequência de um terço da frequência do cristal (4,77 MHz) que constitui o "clock" de trabalho do CI 8088. O CI 8284 possui também a função de suprir o sinal de "reset" para o processador e periféricos, e a função de controlar sinais de "wait state" para o ciclo de instrução do CI 8088.

A lógica de "reset" do CI 8284 constitui-se de um "schmitt-trigger" conectado a um "flip-flop". Esta lógica permite a auto-inicialização do sistema ao ser ligado, devido à histerese, quando sua entrada encontra-se conectada a um circuito RC (figura 3.3). Como também mostrado na figura 3.3, o sistema desenvolvido possibilita o emprego de "reset" manual através da chave CH1.

O "wait state" é um artifício utilizado quando se trabalha com periféricos lentos, permitindo a inserção de "clocks"

no ciclo de leitura ou escrita do microprocessador para que a informação seja transferida corretamente. Neste projeto, foi empregado um único "wait state" para a leitura e escrita de dados na memória de vídeo pelas razões a serem discutidas na próxima seção.

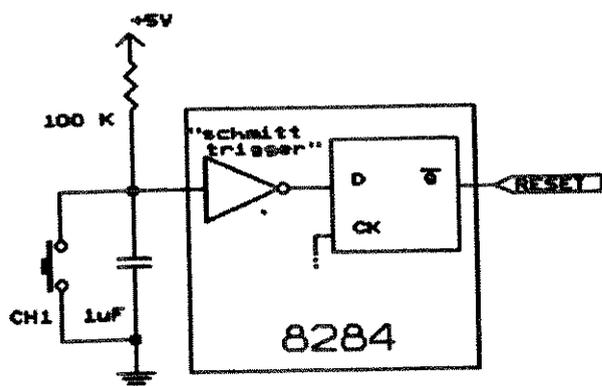


Figura 3.3 - Circuito RC acoplado ao 8284

O controlador programável de interrupções empregado é o CI 8259. Este gerencia a prioridade das interrupções, sinaliza para o microprocessador a sua ocorrência e fornece o endereço da memória onde se encontra o vetor que aponta para a rotina da interrupção ativada. Neste projeto, empregou-se três das oito entradas de interrupções disponíveis no 8259. Duas destas interrupções são utilizadas no processo de conversão analógico/digital e a terceira, na sinalização de acionamento do teclado.

Todas as memórias e dispositivos de E/S compartilham de um mesmo barramento de endereços e de dados. A arquitetura do microprocessador 8088 provê um sinal de saída que permite diferenciar se este acessa dispositivos de E/S ou memórias para a leitura ou escrita de dados. Faz-se ainda necessária a utilização

de circuitos lógicos que, a partir do endereçamento, selecionem determinado CI para o acesso. Este procedimento é realizado, estabelecendo-se faixas de endereço para a operação de cada CI. Portanto, diferenciam-se aqui, tais circuitos lógicos em selecionadores de dispositivos de E/S e selecionadores de memória.

3.2 - INTERFACE PARA VÍDEO MONOCROMÁTICO

Os requisitos necessários à interface de vídeo para a interação do sistema desenvolvido com o operador são:

- capacidade gráfica de alta resolução : 640x200 "pixels",
- apresentação de caracteres alfa-numéricos.

Tais características permitem ao sistema desenvolvido apresentar na tela de vídeo as formas de onda amostradas, os dados inseridos sobre o paciente via teclado, menus e mensagens.

Para uma melhor compreensão do projeto abordado nesta seção, será apresentada uma breve introdução dos princípios de funcionamento do Tubo de Raios Catódicos (TRC) e sua interação com o circuito de controle de vídeo.

3.2.1 - INTRODUÇÃO AO TRC E SEU GERENCIAMENTO

A figura 3.4 apresenta esquematicamente a estrutura de um TRC. Este se constitui de um tubo de vidro que possui em sua

porção frontal interna (tela) uma superfície de material fluorescente, um canhão de elétrons na extremidade oposta à tela e bobinas dispostas ao longo da região cilíndrica do tubo. O canhão de elétrons emite um feixe de elétrons que passa pela região compreendida pelas bobinas. Estas bobinas cumprem o papel de deflexionar eletromagneticamente o feixe de elétrons ao longo do eixo vertical e horizontal, possibilitando que este faça uma varredura de toda a área da tela. Ao atingir a superfície coberta pelo material fluorescente, o feixe de elétrons produz um pequeno ponto luminoso, denominado "pixel". A luminescência do "pixel" tende a diminuir de intensidade dentro de um dado intervalo de tempo. Este intervalo de tempo é dependente da característica do material fluorescente conhecida como persistência. Para que o "pixel" possa ser constantemente visualizado deve-se periodicamente reforçá-lo sobre a tela, realizando um processo conhecido como "refresh", em um intervalo de tempo inferior àquele necessário para a sua dissipação na tela (Kane, 1978).

TUBO DE RAIOS CATÓDICOS (TRC)

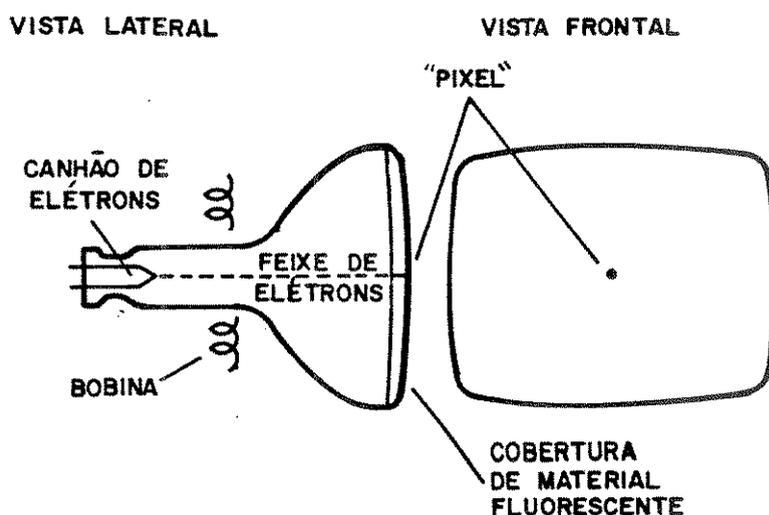


Figura 3.4 - Esquema simplificado de um TRC

O TRC possui também um sistema de controle da intensidade do feixe de elétrons emitido. Esta intensidade pode ser reduzida de modo a não excitar o material fluorescente o suficiente para que o "pixel" possa ser visualizado sobre a tela.

O padrão de varredura vertical e horizontal da tela pelo feixe de elétrons no TRC é apresentada na figura 3.5.

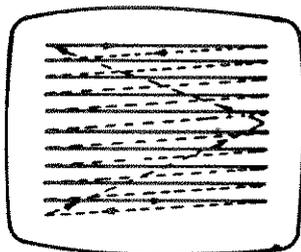


Figura 3.5 - Esquema do processo de varredura da tela de vídeo

As linhas de varredura pontilhadas na figura 3.5 representam traços não visíveis, mostrando o retorno do feixe de elétrons para o início da linha de varredura seguinte ou ao início da tela. Estes traços não são visualizados, como já afirmado, devido a redução da intensidade do feixe de elétrons emitido.

Suponha que um campo sobre a tela possa ser representado por uma matriz de 64 elementos (8x8). Para compor uma letra nesta matriz deve-se posicionar os "pixels" sobre os seus elementos a_{ij} . Por exemplo, para formar a letra X, tem-se a representação exposta na figura 3.6 :

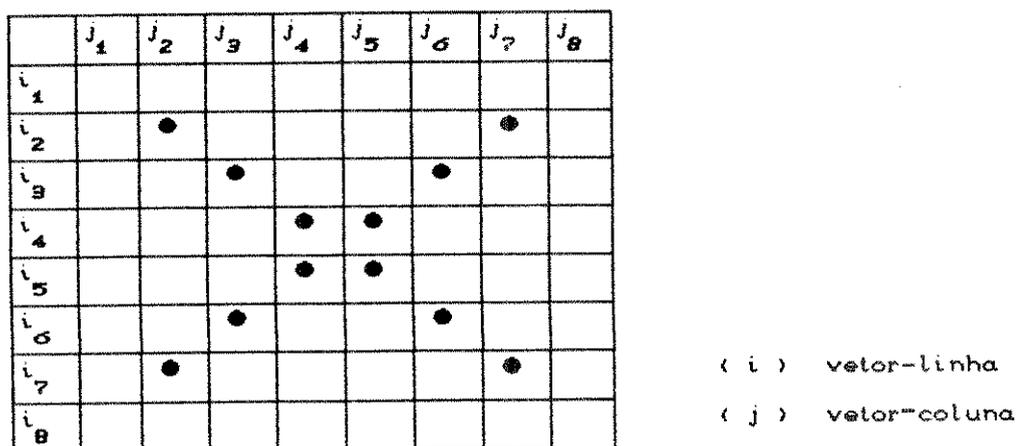


Figura 3.6 - Representação da letra X em uma matriz 8x8

A disposição dos "pixels" apresentada na figura 3.6 pode ser obtida pela modulação da intensidade do feixe de elétrons ao percorrer as sucessivas linhas de varredura deste campo da tela.

Para se apresentar uma tela de caracteres alfanuméricos de 25 linhas por 80 colunas são necessárias 2000 matrizes (25x80) iguais à apresentada na figura 3.6. Cada um dos vetores-linha destas matrizes pode ser representado por um byte, onde a presença do nível lógico "1" indica a presença do "pixel" e o nível lógico "0", sua ausência. Para se ter uma representação de toda a tela são necessários 16.000 bytes.

Nos circuitos de controle de vídeo, a imagem a ser apresentada na tela deve ser anteriormente armazenada na memória de vídeo. As informações são lidas da memória e enviadas para o monitor de vídeo. Qualquer reestruturação da tela é realizada sobre a memória de vídeo, sendo então transmitida ao monitor.

O processo de transmissão do conteúdo da memória para o

monitor é serial. Os dados da memória de vídeo devem ser carregados em um registrador de deslocamento cuja função é transmitir o byte recebido, bit a bit para o monitor. Esta transmissão serial é responsável pela modulação da intensidade do feixe de elétrons de modo a registrar um "pixel" na posição percorrida pelo feixe naquele dado momento.

Deve ser observado que uma linha de caracteres alfanuméricos constitui-se de oito linhas de varredura do feixe de elétrons. Esta linha de caracteres, por sua vez, é constituída por 80 caracteres. Na figura 3.7 procura-se ilustrar como uma linha de caracteres é mostrada no vídeo. Assim, para a sua apresentação, a transmissão dos dados da memória deve se ocupar dos 80 primeiros vetores-linha do conjunto de 80 caracteres e em seguida dos 80 segundos vetores-linha deste conjunto, até que após a oitava varredura, delineiam-se no vídeo os 80 caracteres que constituem a linha de caracteres. Dispostos todos os caracteres que compõem uma tela, todo o processo deve ser repetido periodicamente, realizando o procedimento de "refresh", assegurando assim, a manutenção da imagem na tela.

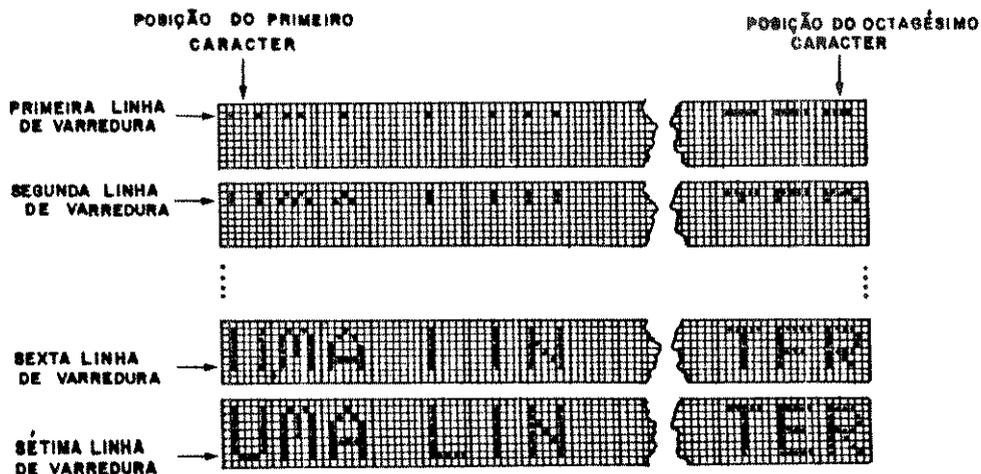


Figura 3.7 - Exemplo da composição de uma linha de caracteres no vídeo

Além do sinal transmitido para a modulação da intensidade do feixe de elétrons, denominado sinal de vídeo, o circuito de controle do vídeo deve fornecer sinais para sincronização da varredura horizontal e vertical do feixe de elétrons, denominados respectivamente HSYNC e VSYNC. O sinal HSYNC é um pulso aplicado ao final da varredura de uma linha, comandando o retorno do feixe de elétrons ao início da linha de varredura seguinte. O sinal VSYNC, por sua vez, comanda o retorno do feixe de elétrons do final de uma tela para o seu início. Esta sincronização visa a adequação da apresentação das informações, de forma que esta seja disposta na posição prevista no "software".

3.2.2 - CIRCUITO DE CONTROLE DO VÍDEO

O diagrama de blocos do circuito de controle do vídeo é apresentado na figura 3.8. Este circuito é constituído por :

- controlador programável de tubo de raios catódicos - MC 6845
- 16 Kbytes de memória RAM - 2x6264
- registrador de deslocamento - 74166
- circuito lógico de controle
- "latches" e "buffer"

A memória de vídeo (2x6264) é compartilhada entre o microprocessador 8088 e o Controlador de Tubo de Raios Catódicos (CTRC) programável 6845 da Motorola Co.

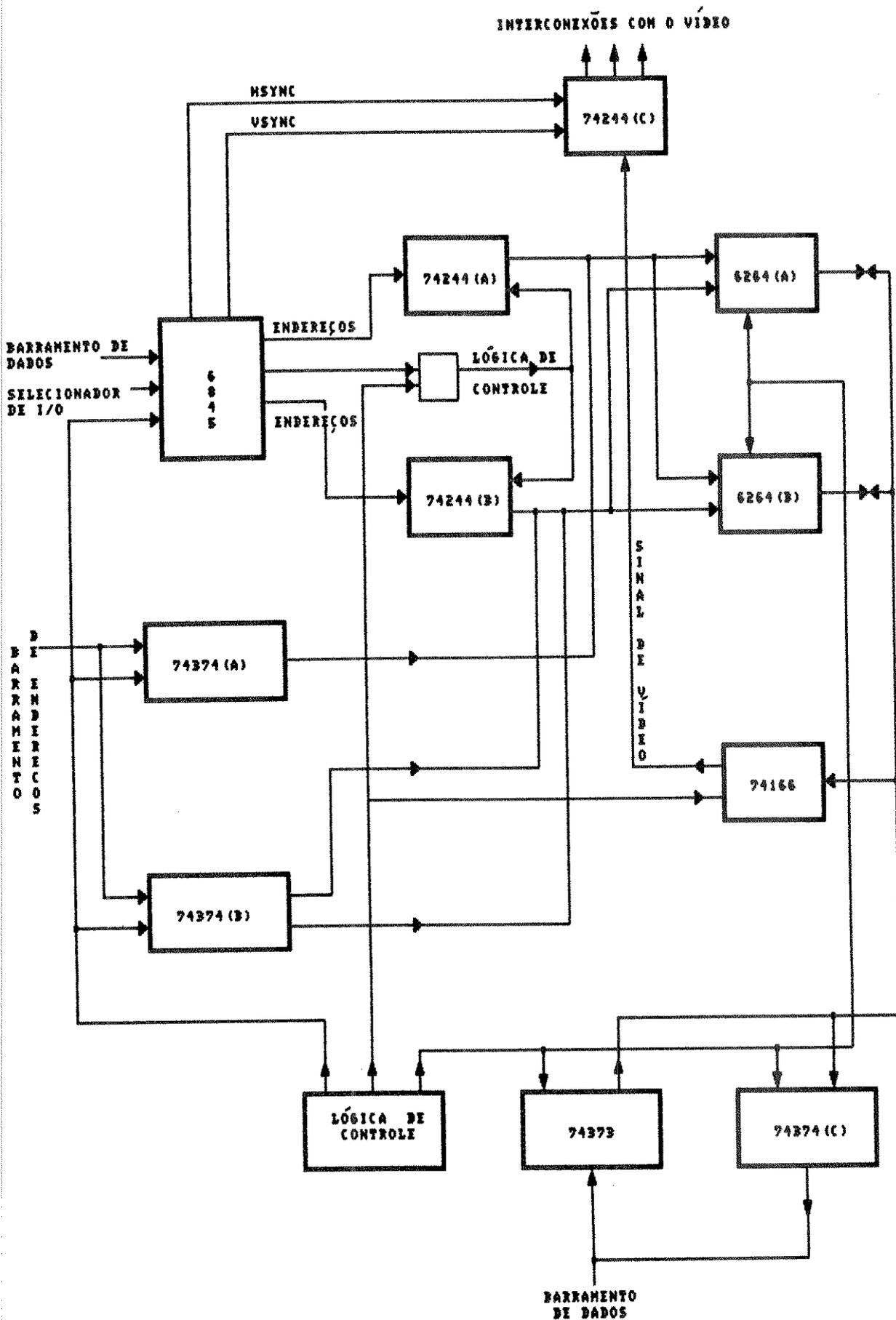


Figura 3.8 - Diagrama da interface de vídeo

O acesso da memória de vídeo pelo microprocessador se dá através dos "latches" 74374 (A) e (B), armazenando o endereçamento, e os "latches" 74374 (C) e 74373, permitindo respectivamente a leitura e escrita de dados.

O microprocessador é o responsável pela alteração da memória de vídeo, possibilitando a apresentação de diferentes telas ao longo da execução do "software".

O CTRC cumpre o papel de suprir os sinais VSYNC e HSYNC, e endereçar repetitivamente toda a memória de vídeo. As características de VSYNC, HSYNC e a faixa de endereçamento da memória são definidas na programação do CTRC.

Com o auxílio de lógica adicional, o CTRC acessa a memória de vídeo, percorrendo a faixa de endereços programada e aloca os dados armazenados pelo microprocessador no registrador de deslocamento que os transmite serialmente para o monitor (sinal de vídeo). Este processo se dá de forma repetitiva para a realização do "refresh" da tela. Após a ocorrência de VSYNC ao final da faixa de endereçamento, o CTRC recomeça o processo a partir do endereço inicial programado.

Como mencionado anteriormente, o microprocessador acessa a memória de vídeo somente para alterá-la. Na maior parte do tempo, realiza-se apenas o processo de "refresh" pelo CTRC. Os "latches" que permitem o acesso do microprocessador à memória, tem como função durante o procedimento de "refresh", isolá-lo da memória, impedindo a ocorrência de curto-circuito devido o acesso concomitante da mesma por parte do CTRC.

Quando o microprocessador acessa a memória de vídeo,

deve-se isolar o CTRC da memória por meio dos "latches" 74244 (A) e (B). No entanto, a inibição do acesso do CTRC à memória deve ser realizada de forma a não prejudicar a operação de "refresh".

Como a transmissão dos dados para o vídeo é lenta, pois se processa de forma serial, o CTRC fica ocioso parte do tempo. O CTRC aloca um dado no registrador de deslocamento e aguarda, até que novo dado possa ser alocado, não necessitando acessar a memória de vídeo neste intervalo. O microprocessador deve acessar a memória de vídeo neste intervalo em que o CTRC não a acessa. Fica assegurada assim, a prioridade do CTRC no acesso à memória de vídeo, de modo a realizar o procedimento de "refresh".

A figura 3.9-a mostra a relação entre a taxa de transmissão dos bits pelo registrador de deslocamento (14,31818 MHz) e o intervalo de tempo necessário ao CTRC para o acesso à memória de vídeo e aquele disponível ao microprocessador. Assim, parte do tempo necessário para se transmitir um byte, é utilizado pelo CTRC para alocar outro byte da memória no registrador de deslocamento e o restante do tempo está disponível para o microprocessador acessar a memória de vídeo. Tal condição é assegurada pela lógica de controle.

O microprocessador pode tentar acessar a memória de vídeo em qualquer instante. A condição mais desfavorável para garantir que a requisição de tempo de acesso da memória de vídeo pelo microprocessador seja atendida, ocorre quando o centro do ciclo de leitura ou escrita do microprocessador coincide com o centro do ciclo de acesso do CTRC à memória (figura 3.9-b). Neste caso, a lógica de controle não permite que o microprocessador

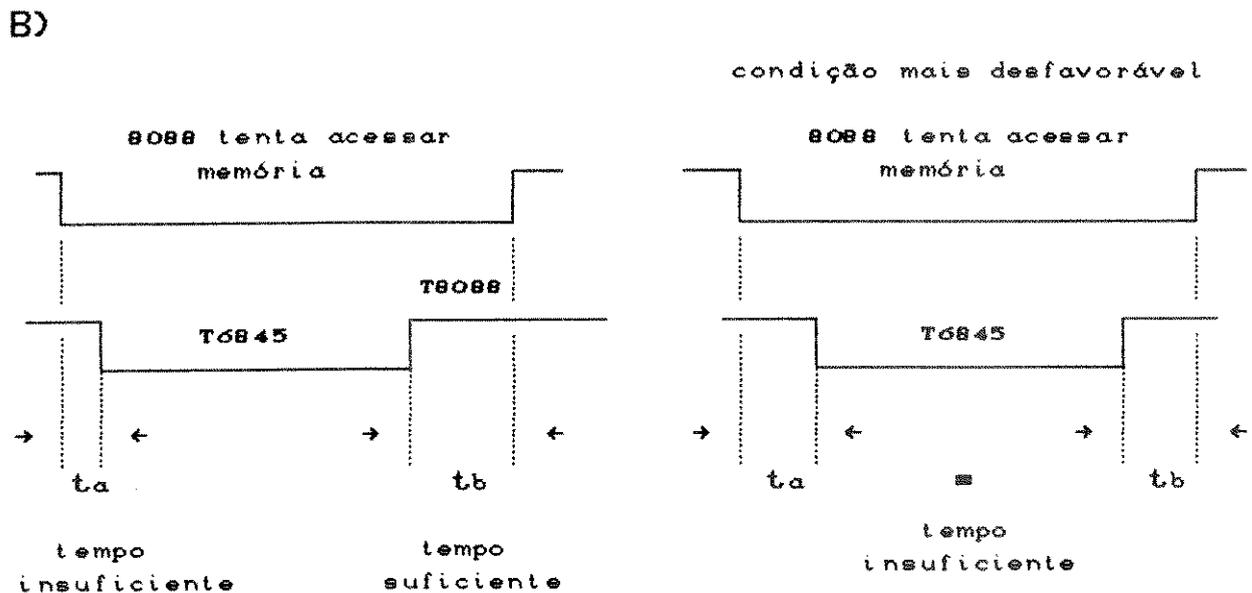
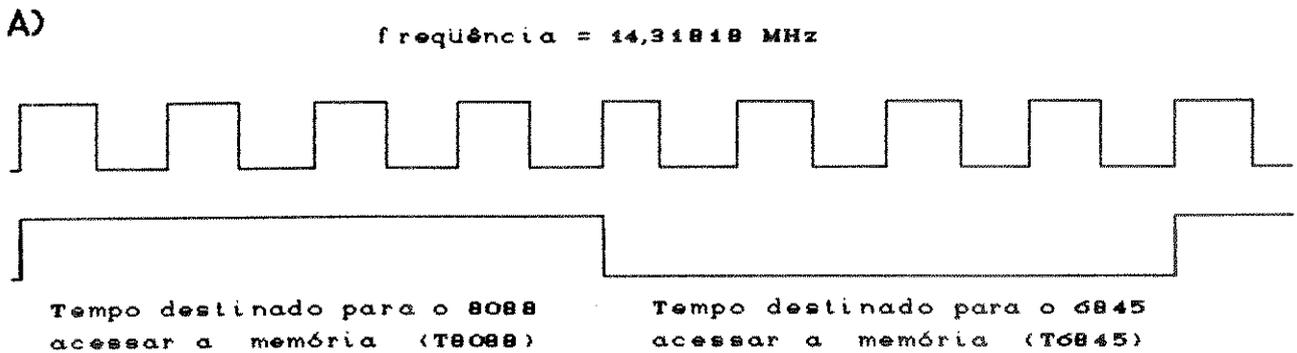


Figura 3.9 - Diagramas de tempo do acesso à memória de vídeo

tenha acesso à memória de vídeo pois o CTRC tem prioridade. Como o ciclo de leitura ou escrita do microprocessador tem uma duração maior que a do CTRC, o tempo de acesso da memória pelo microprocessador fica reduzido aos intervalos t_a e t_b (figura 3.9-b). Com o ciclo de instrução normal do microprocessador, os intervalos de tempo t_a e t_b são inferiores à requisição de tempo necessária para o acesso da memória 6264, que é de 90ns de acordo

com o fabricante. Para superar esta limitação, foi necessário adicionar um "wait state" ao ciclo de instrução do microprocessador, que é gerado quando a lógica de seleção da memória (seção 3.1) habilita a memória de vídeo, indicando que o microprocessador irá acessá-la. Desta forma, aumenta-se o ciclo de leitura e escrita do microprocessador de modo a assegurar que na condição mais desfavorável, os intervalos de tempo t_a e t_b sejam suficientes para que o microprocessador acesse a memória.

Do que foi exposto nesta seção, pode-se observar que o circuito de controle do vídeo apresenta na tela apenas uma imagem da memória. Cada "pixel" da tela corresponde a um bit na memória. Portanto para dispor ou retirar um "pixel" da tela, devemos controlar seu bit correspondente. Para formar um caractere alfanumérico na tela, como já mencionado, é necessário compô-lo como uma matriz, atuando sobre os bytes correspondentes da memória. Toda esta tarefa é realizada pelo microprocessador, através das rotinas implementadas (vide apêndice I). Estas rotinas permitem criar uma tela de caracteres alfanuméricos de 25 linhas por 80 colunas e/ou realizar composições de gráficos e caracteres.

Na figura 3.10 é apresentada a relação entre as frequências de transmissão de bits, bytes, HSYNC, linha de caracteres e VSYNC, para uma melhor caracterização do projeto desenvolvido.

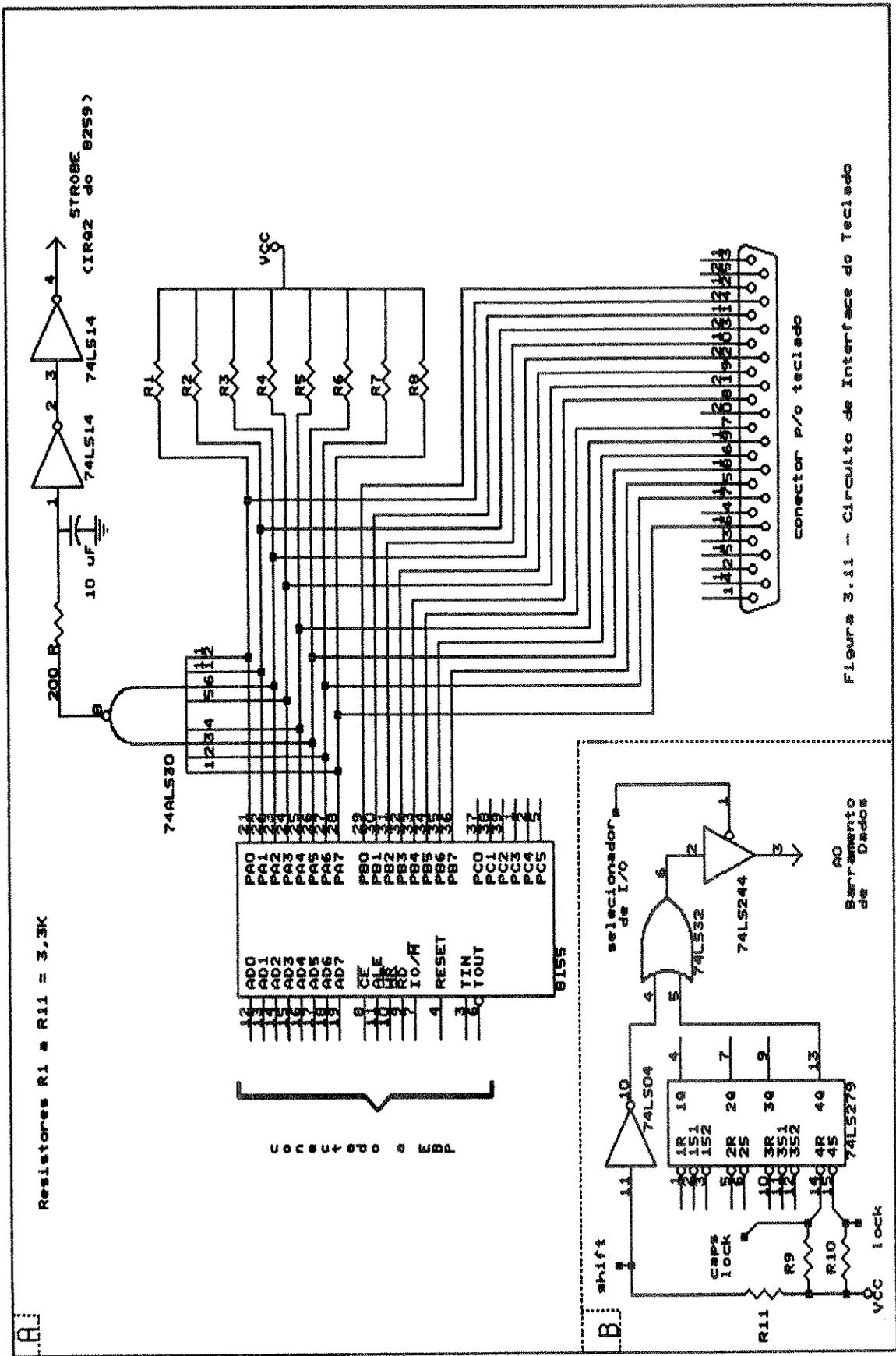
3.3 - INTERFACE PARA O TECLADO

No sistema desenvolvido, é utilizado um teclado para a inserção de dados do paciente e para permitir a interação do operador com o sistema.

O teclado empregado é do tipo membrana. Sua utilização deve-se ao baixo custo, ao pequeno peso que facilita o transporte do equipamento e por não acumular poeira nos interstícios como em outros modelos. É portanto, o mais adequado para ser utilizado em salas de cirurgia. Este teclado é constituído por filetes condutores dispostos como linhas e colunas de uma matriz, sendo as intersecções destas linhas e colunas associadas às teclas. Esta matriz do teclado, de oito linhas e oito colunas, provê um total de 56 teclas, havendo 8 posições desta matriz que não correspondem a qualquer tecla. Este teclado fornece ainda filetes condutores adicionais, além daqueles pertencentes à matriz, permitindo mapear três teclas de função.

A figura 3.11 apresenta o circuito montado para interfacear o teclado com o sistema desenvolvido, sendo composto por :

- portas de entrada e saída - Intel 8155
- "latch" - 74LS279
- "buffer" - 74LS244
- "schmitt-trigger" - 74LS14
- portas lógicas "OR" e "NAND" - 74LS32, 74LS30
- resistores e capacitores



Resistores R1 a R11 = 3,3K

STROBE (CIR2 do 8259)

Figura 3.11 - Circuito de Interface do Teclado

O CI 8155 possui três portas (A, B e C) que podem ser programadas para entrada ou saída, um contador também programável e uma memória RAM de 256 bytes. No sistema desenvolvido, não foi utilizada a memória RAM do 8155. Para a interface do teclado, foram empregadas as portas A e B. O contador e a porta C são utilizados em outros módulos do sistema desenvolvido que serão discutidos nas seções seguintes.

A porta B é programada como saída e é inicializada com o nível lógico "0" em todos os seus oito registradores que correspondem às colunas da matriz do teclado de membrana. A porta A é programada como entrada sendo conectada às linhas da matriz do teclado. As linhas do teclado encontram-se no nível lógico "1" devido aos resistores de "pull-up". Ao ser pressionada uma das teclas, há um contato mecânico entre a linha e coluna, fechando um circuito elétrico que leva o nível lógico da linha para "0". Isto proporciona uma inversão do nível lógico na saída do CI 74LS30 ("NAND"), carregando o capacitor do circuito RC. O circuito RC tem a função de eliminar o "bouncing" da tecla, sendo que sua saída passa por um "schmitt-trigger" para diminuir a suscetibilidade a ruídos.

A saída do "schmitt-trigger", por sua vez, é conectada ao controlador de interrupções, programado para detectar borda de subida como solicitação de interrupção. Portanto, quando do carregamento do capacitor, ocorre a sinalização para o microprocessador de que uma das teclas foi pressionada.

O microprocessador passa a executar a rotina de atendimento da interrupção do teclado para a determinação da tecla

que se encontra pressionada. Esta rotina lê o dado da porta A e o armazena na memória. Com o dado lido, determina-se a linha da matriz pertencente à tecla acionada, detectando-se em qual bit do dado lido tem-se nível lógico "0". Em seguida, escreve-se na porta B uma sucessão de 8 bytes, colocando por vez, apenas uma das colunas em nível lógico "0", indo da coluna zero para a coluna sete. Para cada byte escrito na porta B, a porta A é novamente lida e comparada ao dado lido no início da rotina. Quando a comparação detectar uma igualdade fica determinada a coluna da tecla pressionada. Com estas informações, identifica-se a tecla acionada.

A figura 3.11-b, mostra esquematicamente a utilização das teclas adicionais de função ("lock", "caps lock" e "shift") para determinar se o dígito da tecla pressionada é o superior ou o inferior, maiúsculo ou minúsculo. Como para as outras teclas, seu acionamento leva ao nível lógico "0" as entradas dos CI's a elas conectadas. Sendo estas teclas pressionadas, segue-se uma alteração do nível lógico presente na entrada do "buffer" 74LS244. Assim, atuando-se sobre a tecla "lock" (entrada S do CI 74LS279), fixa-se o nível lógico na entrada do 74LS244 em "1". A tecla "caps lock" (entrada R do CI 74LS279), retorna o nível lógico do 74LS244 para "0". Este nível lógico pode ser ainda alterado a qualquer instante através da tecla "shift". Se, através da leitura da saída do buffer 74LS244, for verificado que o nível lógico se encontra em "1", o "software" realiza um deslocamento no endereço da tabela que é utilizada na decodificação da tecla pressionada em ASCII, de forma a se obter o dígito superior ou a letra maiúscula.

3.4 - O SISTEMA DE CONVERSÃO ANALÓGICO/DIGITAL (A/D)

Para se obter o conjunto de parâmetros já discutidos (seção 2.4) a partir das formas de onda da velocidade de fluxo sanguíneo e ECG, que se encontram dispostas sob a forma de sinais analógicos, é necessário convertê-las à forma digital.

As formas de onda então digitalizadas são armazenadas na memória do sistema desenvolvido e posteriormente processadas sob comando do operador.

O processo de conversão A/D compreende quatro etapas: amostragem, retenção, quantificação e codificação.

As duas primeiras etapas são realizadas pelo denominado "sample-hold" (S/H) e as duas seguintes pelo conversor A/D.

3.4.1 - TAXA DE AMOSTRAGEM

O teorema da amostragem estabelece que se um sinal não possui componentes de frequência superiores a f_o , então este sinal pode ser completamente descrito através dos valores das amostras instantâneas que se encontrem uniformemente espaçadas no domínio do tempo em um intervalo $T_s \leq 1/2f_o$, ou seja, amostrados a uma taxa $f_s \geq 2f_o$ (Carlson, 1981).

Portanto, para definir a taxa de amostragem para o sistema desenvolvido, tem-se que observar o espectro de frequência dos sinais a serem amostrados.

A forma de onda de velocidade de fluxo não possui

componentes de frequência superiores a 30Hz (McDonald, 1974). O ECG por sua vez, tem um espectro de frequência entre 0,01Hz e 250Hz (Webster, 1978). Como o interesse neste trabalho é a detecção do complexo QRS do ECG, compreendido na faixa de 0,5Hz a 40Hz, pode-se restringir a banda passante do amplificador de ECG. O amplificador utilizado tem uma banda passante entre 0,5Hz e 80Hz. Portanto, a taxa de amostragem empregada para este sinal, de modo a satisfazer o teorema acima mencionado, foi de 160Hz.

Para que os sinais sejam apresentados no vídeo em uma mesma escala de tempo, foi utilizada também, para a forma de onda de velocidade de fluxo, a taxa de amostragem de 160Hz

3.4.2 - O "SAMPLE AND HOLD"

A configuração do S/H utilizado é apresentada na figura 3.12. Esta configuração é bastante popular devido à sua precisão e sua simplicidade (Intersil, 1980). Durante a fase de amostragem,

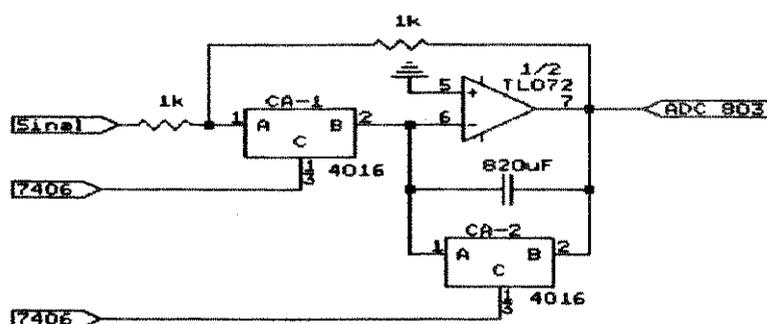


Figura 3.12 - Esquema do S/H implementado

a chave analógica CA-1 é fechada e no período de retenção, aberta. A constante de tempo RC neste projeto é igual a 0,8 μ s. Para se alcançar uma precisão dentro de 0,01% do valor de entrada durante a amostragem, é necessário que a chave CA-1 permaneça fechada por cerca de nove constantes de tempo, totalizando 7,2 μ s, o que é assegurado via "software". A chave CA-2 apresentada na figura tem como função descarregar o capacitor de retenção entre as amostragens.

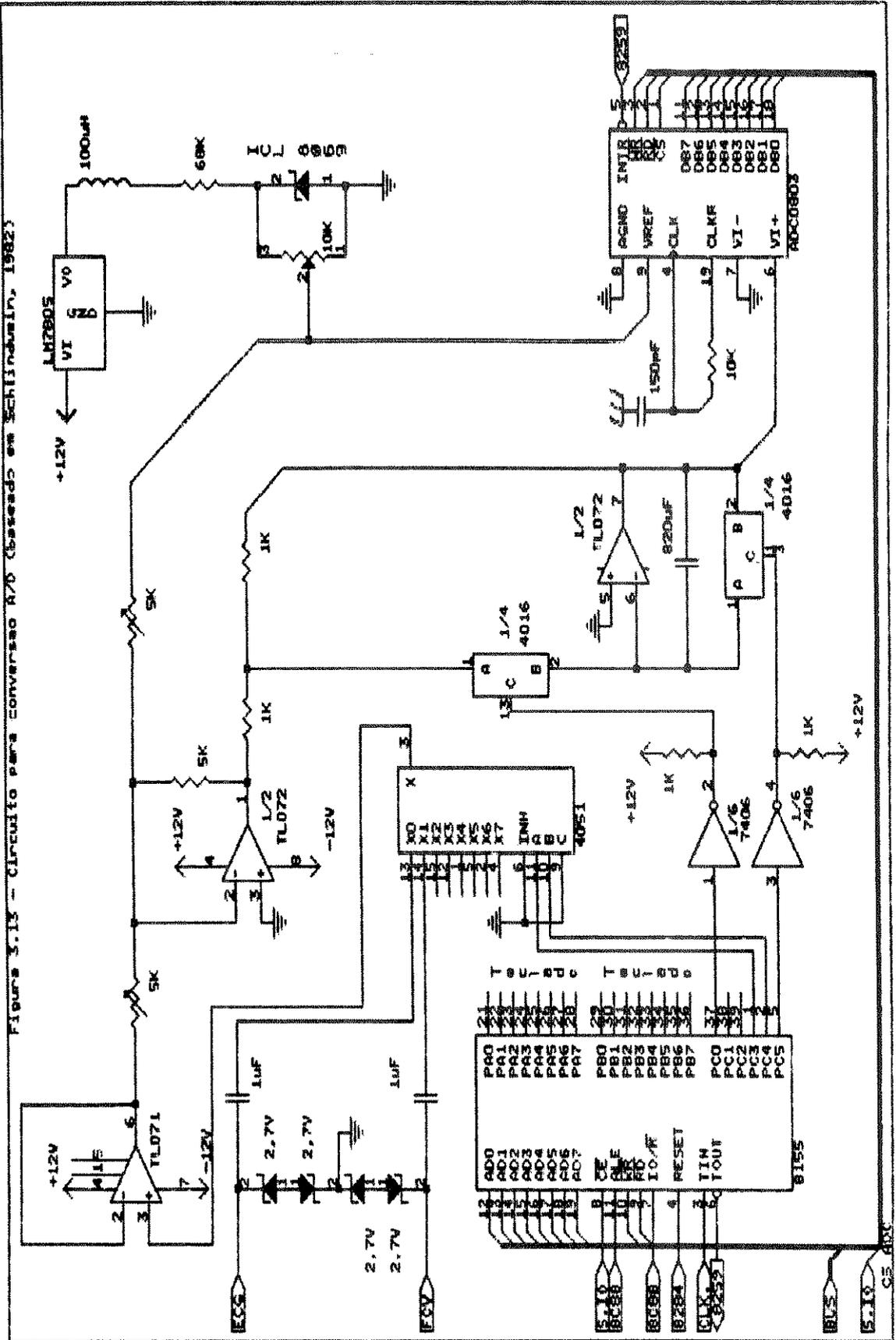
3.4.3 - O CONVERSOR A/D

O conversor A/D utilizado é o ADC 803 da Intersil, compatível com microprocessadores e que possui as seguintes características:

- 8 bits de resolução
- erro de quantização de $\pm 1/2$ LSB
- tempo de conversão de 100 μ s

O ADC 803 é um conversor do tipo de aproximação sucessiva que pode ser ligado diretamente ao barramento de dados do microprocessador como uma porta de E/S (figura 3.13). Para iniciar a conversão, o microprocessador deve acionar o ADC 803, colocando os pinos de CS e WR deste último em nível lógico "0". Terminada a conversão, o ADC 803 gera um sinal de interrupção para o microprocessador, via CI 8259, de modo a sinalizar que o resultado da conversão já se encontra em seus registradores. A

Figure 3.13 - Circuito para conversão A/D (baseado em Schindler, 1982)



rotina de interrupção deve então promover a leitura e armazenamento em memória RAM deste resultado.

Este conversor tem seus dados digitais em uma faixa que varia de 00h a FFh, sendo que sem a realização de qualquer ajuste na escala do conversor, o valor 00h irá corresponder a 0V e FFh a 5V. No entanto, a faixa de variação dos valores analógicos a serem convertidos varia de - 1,2V a 1,2V. O ADC 803 permite que se faça uma compressão de sua escala introduzindo o valor médio desta nova escala em pino apropriado ($V_{ref}/2$). Atribuindo a este pino a tensão de 1,2V, a escala é comprimida a uma faixa de 0V a 2,4V. Realizando um deslocamento dos valores de tensão dos sinais de entrada de 1,2V através de um somador, tem-se que, um valor na entrada de - 1,2V irá corresponder a 00h e um valor de 1,2V a FFh. O valor da tensão de referência utilizado, conforme figura 3.13, é obtido através do componente ICL 8069 ("voltage reference") para garantir sua estabilidade e portanto, a exatidão dos dados obtidos.

A alimentação do ADC 803 é realizada pelo regulador de tensão LM 7805 que utiliza como tensão de entrada os 12V empregados na alimentação dos circuitos analógicos. Isto é realizado para que a alimentação do ADC 803 não seja a mesma dos circuitos lógicos pois, normalmente, esta é muito ruidosa em função dos chaveamentos presentes nestes circuitos, tornando imprecisa a conversão.

Como são dois os sinais analógicos a serem amostrados e convertidos, é realizada uma multiplexação destes sinais entre o S/H e o conversor A/D. Portanto, como suporte ao sistema de

conversão, existe a necessidade de um multiplexador (4051 - figura 3.13) e uma porta de saída (porta C - 8155) que permite a escrita de bytes de controle para o multiplexador pelo microprocessador. Assim, através de "software", é determinado qual dos sinais será amostrado. A porta C do 8155 também é utilizada para o acionamento das chaves analógicas CA-1 e CA-2 pertencentes ao integrado 4016. Como pode ser observado na figura 3.13, os sinais de controle destas chaves passam por uma conversão de nível por intermédio de portas do CI 7406 (portas inversoras com coletor aberto) para assegurar o chaveamento das mesmas, conforme especificação do fabricante. O acionamento das chaves também é controlado por "software", que determina o instante de retenção do sinal e de descarga do capacitor. Nesta seção do circuito, é utilizado o "timer" do CI 8155 que trabalha a partir de um sinal de entrada cuja frequência é de 1,8432 MHz. Este deve gerar, a uma frequência de 160 Hz, sinais de interrupção para que o microprocessador, atendendo-os, comande o processo de aquisição.

Na saída do multiplexador, é colocado um amplificador seguidor de tensão, objetivando o aumento da impedância de entrada para os sinais (figura 3.13).

Em ambos os canais de entrada, são colocados capacitores de acoplamento e diodos Zener em associação limitadora. Os capacitores de acoplamento tem a função de isolar tensões de "offset" provenientes dos instrumentos a serem acoplados. Os diodos limitam os valores de entrada entre -3,4V e 3,4V de modo a impedir que valores excessivos de tensão possam danificar o circuito.

3.5 - INTERFACE PARA IMPRESSORA

A conexão do sistema desenvolvido a uma impressora visa a emissão de relatórios contendo dados do paciente e resultados do processamento e, opcionalmente, formas de onda de fluxo sanguíneo e ECG amostrados.

As impressoras comerciais usualmente podem receber os dados a serem impressos na forma serial (síncrona ou assíncrona) e/ou de forma paralela assíncrona.

Na transmissão serial, cada byte de dados é transmitido bit a bit, necessitando apenas de uma linha de transmissão, uma linha para tensão de referência ("terra") e de linhas de controle.

Na transmissão paralela assíncrona, os dados são enviados byte a byte, exigindo da interface oito linhas para a transmissão de dados, linha para tensão de referência e, ainda, linhas de controle. Este modo de transmissão é preferencialmente utilizado para distância inferiores a 3 metros, devido à sua maior velocidade quando comparada à transmissão serial. Para distâncias maiores, os níveis de tensão TTL (nível lógico "0" = -0,5V a 0,8V; nível lógico "1" = 2V a 5V) não são normalmente empregados, pois uma variação de apenas 2 volts nos níveis de tensão do sinais transmitidos podem resultar em distorções da informação. Isto torna a transmissão bastante susceptível a interferências produzidas, por exemplo, por motores e acionamento de chaves. É necessário então, realizar uma conversão dos níveis TTL para níveis que permitam uma margem mais ampla de variação da tensão,

aumentando a imunidade a ruídos. Neste caso, o emprego da transmissão serial proporciona uma simplificação das interconexões entre os dispositivos envolvidos, havendo portanto uma redução de custos, mas comprometendo a velocidade de transmissão de dados. Assim, as impressoras normalmente recebem dados em paralelo a níveis TTL, e dados seriais no padrão RS-232C que será discutido adiante.

Para o sistema desenvolvido, a escolha recaiu sobre a interface serial, pois a impressora a ser acoplada, deve ser alocada fora da sala de cirurgia (portanto, a uma distância provavelmente superior a 3 metros), diminuindo assim o nível de ruído no recinto e o acúmulo de equipamentos.

Dentre os tipos de transmissão serial optou-se pela assíncrona, pois a transmissão síncrona se dá em taxas mais elevadas, sendo mais susceptível a interferências.

Na transmissão serial assíncrona, além dos bits de dados, são transmitidos bits necessários para se estabelecer um protocolo de comunicação. Este protocolo é adotado para que o receptor reconheça o início e término da palavra transmitida. A palavra começa com um "start" bit (nível lógico "0"), continua com os bits de dados, bit de paridade (opcional) e termina com um, um e meio, ou dois "stop" bits, como mostrado na figura 3.14. A transmissão serial se faz do bit menos significativo (LSB) para o bit mais significativo (MSB). Neste projeto foram adotados um "stop" bit, oito bits para o comprimento da palavra de dados e a não utilização do bit de paridade.

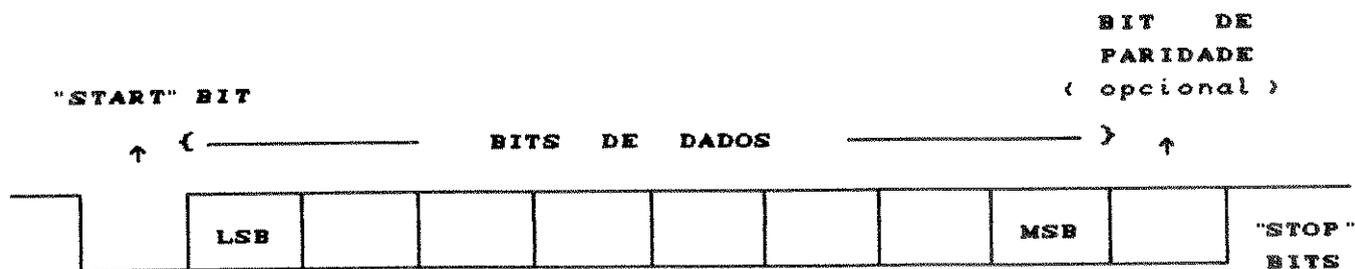


Figura 3.14 - Esquema do protocolo de comunicação assíncrona

Os dados a serem enviados para a impressora pelo sistema desenvolvido encontram-se sob a forma paralela. Para realizar a conversão dos dados de paralelo para serial com a inclusão dos caracteres exigidos pelo protocolo, e ainda, o estabelecimento de sinais de controle (que serão discutidos posteriormente), é utilizado o circuito integrado programável 8251 denominado USART (Transmissor/Receptor Síncrono/Assíncrono Universal).

O microprocessador deve programar o CI 8251, definindo seu modo de operação (síncrono ou assíncrono), caracterizando o protocolo de comunicação (número de "stop" bits, número de bits de dados, presença ou não do bit de paridade) e inicializando seus sinais de controle. Estes sinais de controle são estabelecidos via "software" em byte de comando do CI 8251. Os níveis lógicos atribuídos a determinados bits do byte de comando fixam níveis de tensão em pinos de saída do CI 8251. Os níveis de tensão então presentes nestes pinos, são empregados na troca de informações do sistema desenvolvido com a impressora. No padrão RS-232C, estes sinais de controle correspondem a DTR ("Data Terminal Ready") e

RTS ("Request To Send"). A seguir, discute-se o padrão RS-232C e a função desempenhada por estes sinais neste projeto.

O padrão RS-232C é o mais comumente empregado na transmissão serial de dados. Este padrão define a conexão mecânica entre os sistemas comunicantes e os níveis de tensão empregados para os dados transmitidos e sinais de controle.

O conector utilizado é do tipo DB-25 de 25 pinos sendo que as atribuições de grande parte destes pinos encontram-se relacionadas com a operação em velocidades de transmissão elevadas e outros 4 não possuem função definida pelo padrão. No projeto desenvolvido, foram empregados 7 dos pinos definidos pelo padrão RS-232C. É mostrado na figura 3.15, como estes pinos encontram-se conectados, sendo apresentados a seguir, sua definição e função:

sistema desenvolvido

impressora

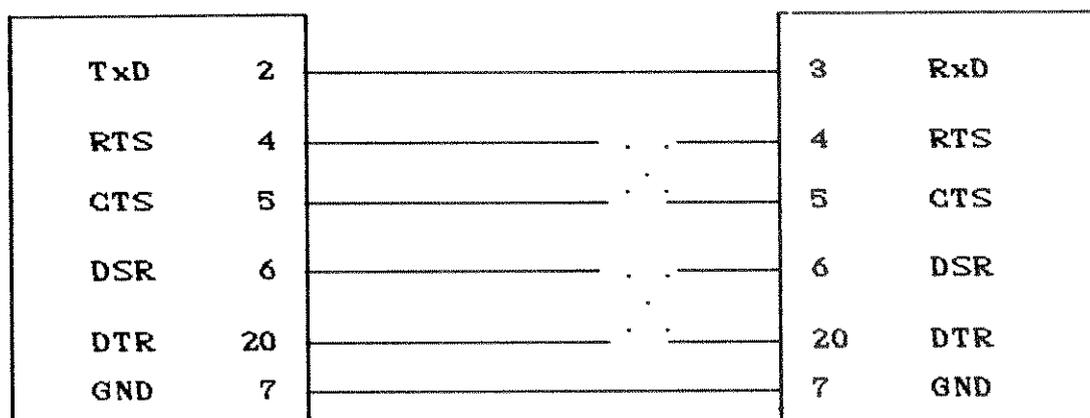


Figura 3.15 - Interconexão entre sistemas comunicantes

Pino 2 - TxD ("Transmitted Data"): responsável pela transmissão dos dados.

Pino 3 - RxD ("Received Data"): recebe os dados transmitidos.

Pino 4 - RTS ("Request To Send"): definido pelo padrão como saída de propósito geral. Neste projeto, comunica através de nível lógico que o dispositivo está pronto para a recepção.

Pino 5 - CTS ("Clear To Send"): definido pelo padrão como entrada de propósito geral. Neste projeto, detecta através de nível lógico se o dispositivo conectado está pronto para a transmissão.

Pino 6 - DSR ("Data Set Ready"): definido pelo padrão como entrada de propósito geral. Neste projeto, detecta através de nível lógico se a conexão entre sistemas envolvidos encontra-se estabelecida.

Pino 7 - GND ("terra"): referência para as tensões na interface.

Pino 20 - DTR ("Data Terminal Ready"): definido pelo padrão como saída de propósito geral. Neste projeto, indica através de nível lógico que o dispositivo de interface encontra-se inicializado e pronto a operar.

No padrão RS-232C, o nível lógico "1" pode corresponder na saída dos dispositivos comunicantes à tensões entre -5V e -15V, e na entrada entre -3V e -15V. Para o nível lógico "0", tem-se entre 5V e 15V na saída, e na entrada, entre 3V e 15V. Esta faixa de valores mais ampla, garante uma maior imunidade a ruídos para os dados transmitidos e sinais de controle.

Para realizar a conversão dos sinais de níveis TTL (presentes no CI 8251) para os níveis do padrão RS-232C e vice versa, existem circuitos integrados especialmente projetados para esta função, são eles (figura 3.16): 1488 (TTL/RS-232C) e o 1489 (RS-232C/TTL). Neste projeto, o nível lógico "1" TTL é convertido a -12V e o nível lógico "0", a +12V, possuindo portanto uma margem de 9V para que os diversos sinais sejam interpretados corretamente pelo receptor.

O circuito utilizado na implementação da transmissão serial é apresentado na figura 3.16, sendo constituído por:

- USART - Intel 8251
- gerador de "clock" - cristal 1,8432 MHz, 74LS04
- divisor de frequência - "timer" do 8155
- circuitos de interface - 1488, 1489
- capacitores, resistores

Ao programar o CI 8251, o microprocessador, como já mencionado, atribui valores de tensão a alguns dos pinos deste, via bits do byte de comando. Estes sinais de controle que aparecem em sua pinagem são o complemento de DTR e RTS em níveis TTL, sendo então invertidos e convertidos para os níveis do padrão RS-232C pelo integrado 1488. De modo inverso, os sinais de entrada DSR e CTS que recebem informações do dispositivo receptor, são invertidos e convertidos do padrão RS-232C para níveis TTL através do integrado 1489. O DSR pode ser monitorado através da palavra de status do 8251 durante a transmissão e o CTS atua de forma a

status do 8251 durante a transmissão e o CTS atua de forma a permitir ou inibir a transmissão conforme condições do dispositivo receptor.

A taxa de transmissão de dados neste projeto é determinada pela frequência do sinal inserido no pino denominado TxC do 8251. Este sinal é obtido a partir de um "clock" de 1,8432 MHz, sendo então dividido pelo "timer" do CI 8155 por 192, definindo uma taxa de transmissão 9600 bits por segundo ou 9600 bauds.

O padrão RS-232C estabelece um "slew rate" máximo de 30 V/ μ s para as transições dos sinais de controle e sinais transmitidos. Para satisfazer tal requisição é necessária a utilização de capacitores de 330 pF nas saídas do 1488 para limitar seu "slew rate" inerente, conforme especificação do fabricante.

Quando o usuário seleciona a operação de impressão, o microprocessador busca na memória as palavras de comando a serem transmitidas para a programação da impressora (programada ora em modo alfanumérico, ora em modo gráfico), assim como os dados a serem impressos. Estes dados e palavras de comando devem ser escritos um a um no CI 8251 para serem transmitidos. O procedimento de escrita, neste projeto, segue uma estrutura de "pooling" em que o status do CI 8251 é constantemente testado para verificar se o dado anterior foi transmitido, estando pronto a receber novo dado através de operação de escrita pelo microprocessador.

3.6 - AMPLIFICADOR DE ECG

Como mencionado no capítulo anterior, é necessária a identificação da onda R do complexo QRS do ECG para o cálculo dos parâmetros da forma de onda de velocidade de fluxo. Portanto, fez-se necessário o projeto e montagem de um amplificador de modo a adequar o sinal de ECG para o seu processamento pelo sistema desenvolvido.

O sinal de ECG possui um espectro de frequência em um intervalo de 0,01Hz a 250Hz (Webster, 1978). Amplificadores de ECG que objetivam a apresentação do ECG para monitoração, tem usualmente banda-passante de 0,5Hz a 50Hz, apresentando distorções de baixa e alta frequência (Tompkins & Webster, 1981). O interesse neste trabalho é apenas a obtenção do complexo QRS que tem um espectro de frequência entre 0,5Hz e 40Hz. Para que o sinal de ECG a ser mostrado em vídeo pudesse ser útil à tarefa de monitoração, apresentando ainda uma menor distorção, foi adotado neste projeto uma banda de passagem de 0,5Hz a 80Hz. O circuito do amplificador desenvolvido encontra-se apresentado na figura 3.19.

Desta figura, pode-se observar a utilização de um primeiro estágio de pré-amplificação acoplado opticamente a um segundo estágio, onde é realizada a filtragem e nova amplificação do sinal de ECG. O objetivo de isolar estes estágios é permitir a redução da impedância entre o paciente e o terra isolado do

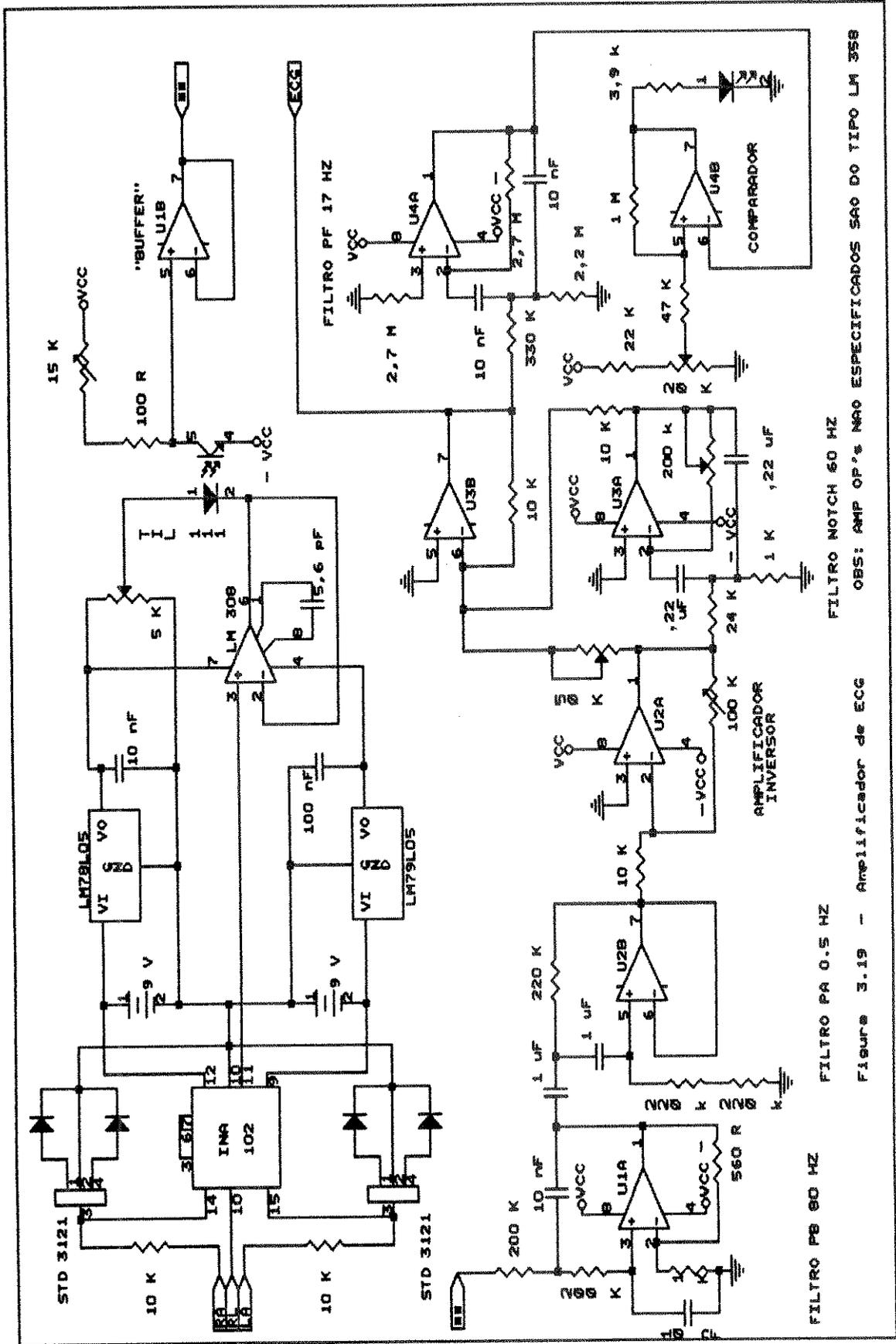


Figure 3.19 - Amplificador de ECG
 FILTRO PA 0.5 HZ
 FILTRO NOTCH 60 HZ
 OBS: AMP OP's NAO ESPECIFICADOS SAO DO TIPO LM 358
 COMPARADOR

amplificador, de forma a melhorar o CMRR¹ (Galván & Pallas, 1981). Caso a redução da impedância fosse adotada sem a isolação entre os terras do estágio pré-amplificador e o da rede de alimentação, o paciente estaria correndo riscos de macrochoques caso tocasse acidentalmente a fase da rede (Galván & Pallas, 1981).

Este primeiro estágio conta com CI's de proteção contra sobretensão, uma vez que cargas desfibrilatórias podem ser aplicadas ao paciente submetido à cirurgia. O CI utilizado para esta função é o STD 3121 da SID que se constitui em um supressor de transitórios de sobretensão de ação bidirecional. Este CI tem as tensões positivas e negativas de disparo programáveis. Neste projeto, estas tensões de disparo foram programadas em 700 mV, encontrando-se os CI's dispostos entre as entradas do amplificador e o terra.

O pré-amplificador é constituído pelo amplificador de instrumentação da Burr-Brown INA 102. Este CI apresenta as seguintes características:

- ganho programável (de 1 a 10^3),
- baixo consumo (típico : 0,5 mA),
- alta impedância de entrada ($10^{10} \Omega$),
- alta rejeição de modo comum (mínimo : 90 db).

¹CMRR (Taxa de Rejeição de Modo Comum): Característica de um amplificador diferencial em atenuar ruídos que se encontram presentes em suas entradas. É dada pela razão entre o ganho diferencial e o ganho de modo comum.

O INA 102 foi programado para um ganho igual a 100, objetivando-se obter uma resposta plana dentro da faixa de frequência de interesse (Burr-Brown, 1989).

O primeiro estágio do amplificador é alimentado com +5V e -5V, sendo estas tensões supridas por reguladores de tensão (78L05 e 79L05) a partir de baterias alcalinas de 9V. Seu consumo totaliza 6 mA, garantindo um funcionamento mínimo de 36 horas de uso contínuo.

O amplificador operacional LM308 e o trimpot na saída do regulador de tensão 78L05, estabelecem a corrente através do LED do optoacoplador (TIL 111 da Texas Instruments).

O segundo estágio do amplificador é alimentado por +12V e -12V obtidos da fonte de alimentação (vide apêndice II) comum a todo o sistema desenvolvido.

O sinal de ECG pré-amplificado é acoplado ao segundo estágio através do fototransistor do optoacoplador. O coletor deste fototransistor encontra-se conectado aos +12V da fonte através de um potenciômetro, permitindo o operador realizar ajustes de "offset". Para aumentar a impedância de entrada ao sinal presente no coletor, este é conectado a um amplificador operacional em configuração de "buffer". O sinal tem seu espectro de frequência limitado, pelo emprego de filtros Butterworth de 2^ª ordem, a um intervalo de 0,5Hz (filtro passa-alta) a 80Hz (filtro passa-baixa). O sinal de ECG limitado em banda de frequência é então submetido a um amplificador inversor cujo ganho é ajustado através de potenciômetro pelo usuário. O sinal de ECG antes de ser conectado à placa de conversão A/D é filtrado para atenuar em 28

DB o ruído de 60 Hz proveniente da rede de alimentação.

Para indicar que o amplificador encontra-se funcionando adequadamente, há um LED no painel do sistema desenvolvido que sinaliza a ocorrência de complexos QRS. Esta detecção de complexos QRS é realizada por um filtro passa-faixa de 2^a ordem centrado em 17 Hz com fator de qualidade igual a 5. O filtro é centrado na frequência de 17 Hz por apresentar uma melhor taxa sinal-ruído dentro do espectro de frequência do complexo QRS (Thakor et al., 1984). O sinal de saída do filtro é então comparado a um limiar pré-estabelecido para proceder o acionamento do LED.

CAPÍTULO 4 - DESCRIÇÃO DO " SOFTWARE " DESENVOLVIDO

Foi desenvolvido, em trabalho anterior do Departamento de Engenharia Biomédica FEE-Unicamp, um "software" em linguagem Assembly para microcomputador compatível com o IBM PC-XT que realiza o processamento do sinal Doppler e do ECG para o cálculo dos parâmetros discutidos na seção 2.4 (Freire & Calil, 1989). Este trabalho demonstrou a viabilidade dos índices paramétricos no auxílio à avaliação per-operatória do segmento vascular reconstruído.

No entanto, um microcomputador alocado na sala de cirurgia para esta finalidade encontrar-se-ia sub-utilizado. O desenvolvimento do sistema dedicado objetivou a superação deste problema.

Não foi possível a utilização do "software" desenvolvido no trabalho de Freire e Calil (1989), devido às diferentes características do microcomputador (tipo PC) e o sistema dedicado. Porém, a estrutura e os algoritmos para o cálculo dos parâmetros foram baseados neste "software".

O "software" do sistema desenvolvido foi implementado em linguagem Assembly 8088. Embora a velocidade de execução do programa seja crítica em algumas de suas seções, a não utilização de linguagem de mais alto nível nas seções menos críticas sob este aspecto, foi devida à ausência de um compilador que adequasse o programa para a sua gravação em memória EPROM, na qual o programa foi armazenado para execução.

O programa desenvolvido, além de processar as formas de ondas amostradas objetivando o cálculo dos índices paramétricos (seção 2.4), inicializa, gerencia e reinicializa os periféricos. Isto é realizado através da execução de diversos algoritmos à

medida que as várias opções do usuário, com base em menu apresentado no vídeo, se sucedem. Nas figuras 4.1, 4.2 e 4.3 apresentam-se fluxogramas da seqüência de execução do "software".

No menu principal apresentado pelo "software" desenvolvido, são oferecidas 5 opções ao usuário que devem ser ativadas via teclado. Estas opções (de 1 a 5) encontram-se dispostas no quadro da figura 4.4 e referenciadas na figura 4.1.

Na opção 1, é apresentado um formulário (figura 4.5) para o preenchimento de dados sobre o paciente por parte do operador. Estes dados deverão posteriormente ser impressos com os resultados do processamento para efeito de arquivo e consultas.

Depois do preenchimento do formulário, este poderá, juntamente com os dados inseridos, ser acessado pela opção 2.

A opção 3 permite a caracterização da montagem clínica, inserindo-se informações quanto ao tipo de transdutor utilizado (5 ou 10 MHz) e a artéria examinada.

Através da opção 4 inicializa-se a obtenção dos sinais de ECG e da forma de onda de velocidade de fluxo através do sistema de conversão A/D.

As formas de onda amostradas são armazenadas em diferentes seções de memória ("buffers"), contendo cada uma destas seções 2560 bytes. Sendo a taxa de amostragem de 160 Hz, são armazenados os últimos 16 (2560/160) segundos de cada uma das formas de onda amostradas (ECG e velocidade de fluxo). Terminado o preenchimento dos "buffers", é reiniciado o seu preenchimento a partir do endereço inicial.

Os sinais amostrados são também apresentados em tempo real no terminal de vídeo, juntamente com um menu auxiliar

dispondo duas novas opções: voltar ao menu principal ou interromper a amostragem. Na opção de se retornar ao menu principal, o programa irá suspender o processo de conversão A/D e apresentar o menu.

A opção de interromper a amostragem fixa as formas de onda que se encontram dispostas no vídeo e apresenta novas opções em menu. Estas novas opções A, I, P e ESC são mostradas no quadro 4.4 e referenciadas no fluxograma da figura 4.2. A opção I imprime a tela que se encontra apresentada. Desta forma, se o operador necessita registrar os sinais mostrados em vídeo, deve interromper a amostragem e solicitar sua impressão. A opção A exhibe as formas de ondas que se encontram armazenadas na memória para o processamento, apresentando um total de 4 telas de vídeo (numeradas de 1 a 4) sucessivamente, ao se reiterar a opção A. Qualquer uma destas telas mostradas em vídeo poderá também ser impressa, acionando-se a opção I. Na figura 4.6 temos exemplos da impressão assim obtida.

Com a opção ESC pode-se retornar ao processo de amostragem que havia sido interrompido.

A opção P desencadeia a série de eventos esquematizados na figura 4.3. O primeiro passo é a identificação da onda R dos complexos QRS nos sinais de ECG armazenados no "buffer". Esta identificação é realizada apenas para os 13 primeiros ciclos de ECG. Quando a onda R é identificada por rotina adequada, procede-se uma marcação da forma de onda de velocidade de fluxo em posição correspondente àquele mesmo instante de aquisição do sinal de ECG. Estas marcações, além de permitirem a identificação do início do ciclo das formas de onda de velocidade de fluxo

amostradas, são utilizadas no cálculo de alguns dos parâmetros.

Estando o início das formas de ondas de velocidade de fluxo determinados, realiza-se uma promediação de 12 formas de onda da velocidade de fluxo, sendo as marcações utilizadas para reconhecer a delimitação das diferentes curvas utilizadas na promediação. A promediação visa a diminuir o ruído e os efeitos da variação da taxa cardíaca no cálculo do índice de pulsatilidade (seção 2.4).

O próximo passo é o cálculo da frequência cardíaca com base no intervalo de tempo médio entre as 13 detecções de onda R do complexo QRS.

Em seguida, são calculados os parâmetros para a forma de onda promediada e para as formas de onda utilizadas na promediação. A partir destes valores, são calculados o desvio padrão para cada um dos parâmetros. O resultado do processamento é então apresentado para permitir a sua avaliação pelo operador juntamente com a tabela 2.1 que contém os valores empregados como valores de referência. É apresentada também, a forma de onda de fluxo promediada. Com os resultados, é disposto um novo menu com as opções de impressão do relatório ou de retorno ao menu principal.

O relatório para a impressão se constitui do formulário (contendo dados sobre o paciente) e a tela de apresentação dos resultados (figura 4.5). Ao fim da impressão, tem-se o retorno ao menu principal. Para obtenção de nova cópia dos resultados, deve-se utilizar a opção 5 do menu principal. Esta opção permite uma nova apresentação dos resultados com menu idêntico ao da apresentação dos resultados realizada ao final do processamento,

possibilitando a impressão de novo relatório.

As rotinas empregadas no processamento das formas de onda para o cálculo dos parâmetros, como já mencionado, foram baseadas no trabalho de Freire & Galil (1989). Uma breve descrição da função destas rotinas como também das rotinas para o gerenciamento das funções de teclado, vídeo e impressão, são apresentadas no apêndice I.

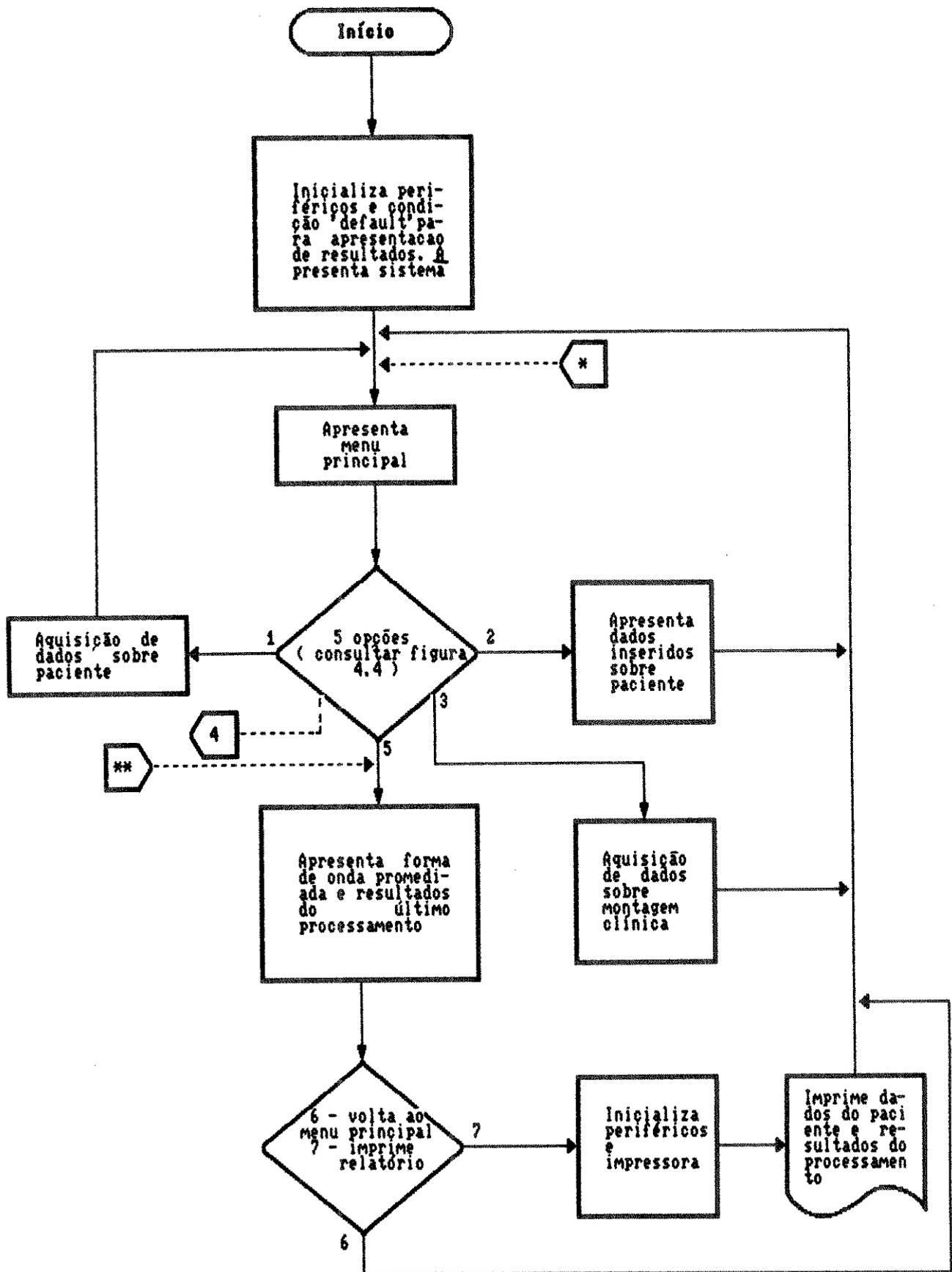


Figura 4.1 - Fluxograma da sequência de execução do "software"/1

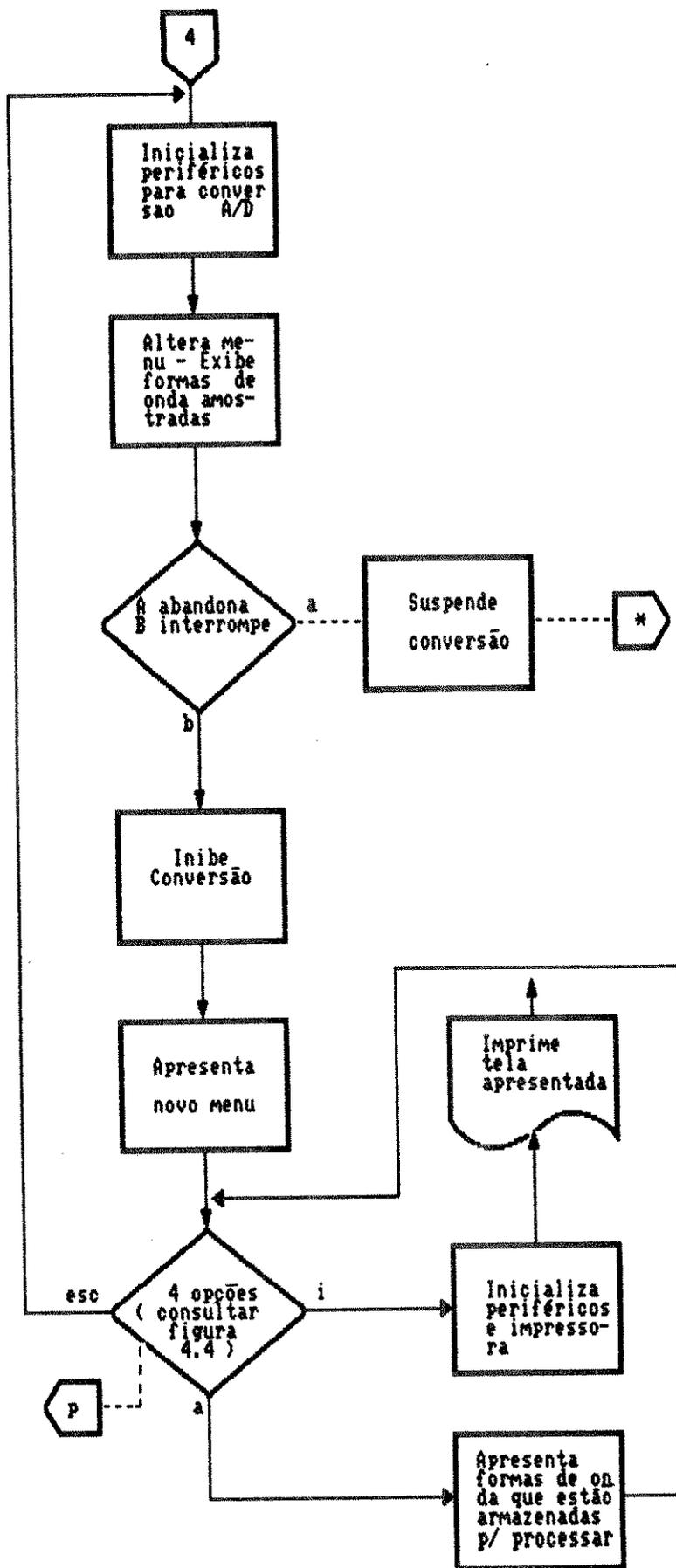


Figura 4.2 - Fluxograma da seqüência de execução do "software"/2

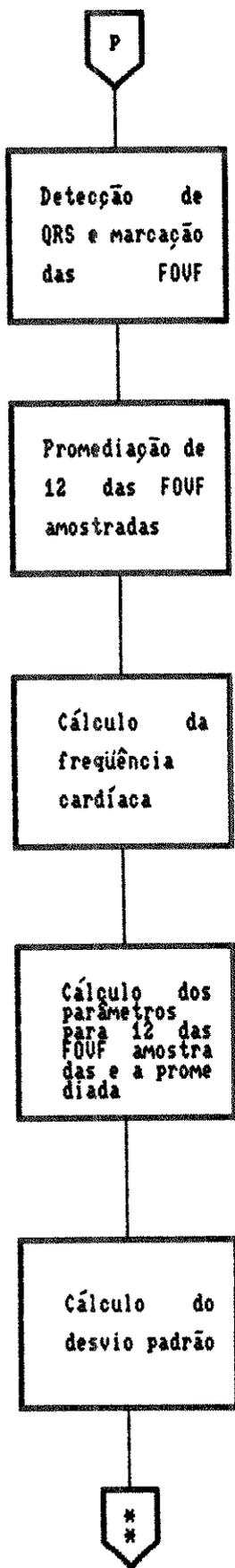


Figura 4.3 - Fluxograma da sequência de execução do "software"/3

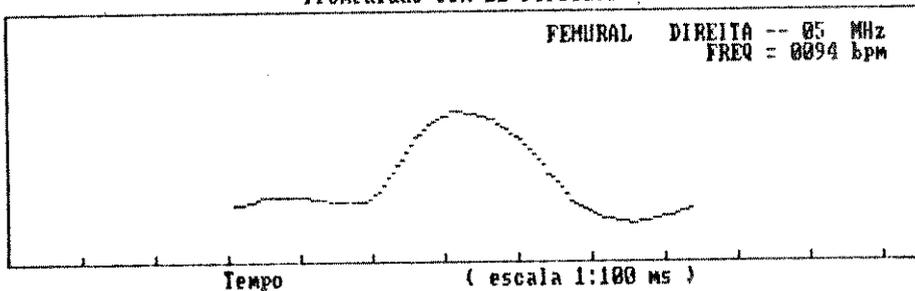
Tecla	Função Desempenhada
Menu Principal	
1	Abrir prontuário
2	Consultar prontuário
3	Caracterizar montagem clínica
4	Amostrar sinais de ECG e de fluxo
5	Apresentar resultados
Menu de Interrupção da Amostragem	
A	Apresentar formas de ondas amostradas
I	Imprimir tela apresentada
P	Processar sinais amostrados
ESC	Reinicializar a amostragem

Figura 4.4 - Quadro descritivo das opções de menu

IDENTIFICACAO

Nome: P.C.A. R.G.:
 Sexo: M Cor: B E. Civil: Data Nascim.: 29/05/61
 Natural.: Data do exame:
 Medico: Dr. Hora:
 A.P. & F.:
 Q.D.:
 E.F.: PA / Peso: 85 Kg Obs:
 H.D.:

FORMA DE ONDA DE VELOCIDADE DE FLUXO
 Promediado com 12 Periodos

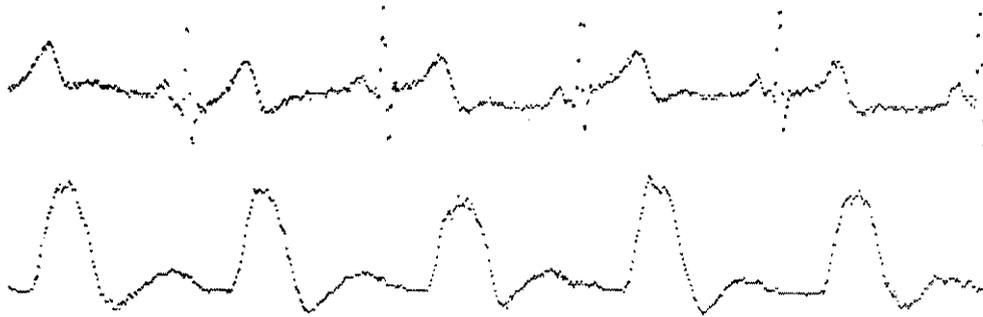


IND. PULST.	=	07.50	()	00.57	----	6.48	()	3.18
Q. AM. PROX.	=	01.26	()	00.08	----	1.32	()	0.11
T. S. F. F. S.	=	0118	()	0018	MS	95	()	17 MS
AT. EL. MEC.	=	0300	()	0012	MS	267	()	26 MS
T. M. SUBIDA	=	0237	()	0000	MS	205	()	31 MS
L. FL. SIST.	=	0181	()	0006	MS	151	()	35 MS

Figura 4.5 - Relatório impresso pelo sistema desenvolvido contendo formulário com dados do paciente inseridos via teclado e forma de onda promediada com os resultados do processamento.

Forma de Onda de Velocidade de Fluxo & ECG

01:15:22



Forma de Onda de Velocidade de Fluxo & ECG

01:15:22

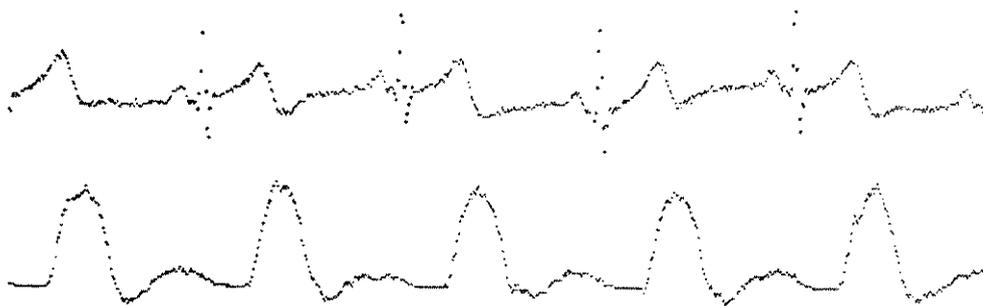


Figura 4.6 - Formas de ondas amostradas e impressas pelo sistema desenvolvido.

CAPÍTULO 5 - RESULTADOS

Os testes preliminares para a avaliação do sistema desenvolvido foram realizados com sinais gravados de ECG e da forma de onda de velocidade de fluxo da artéria femoral direita obtidos transcutaneamente de um voluntário assintomático. Os sinais foram gravados com o propósito de verificar a reprodutibilidade do processamento dos sinais pelo sistema desenvolvido.

A gravação dos sinais foi realizada a uma temperatura ambiente de 28° C. O voluntário foi disposto em decúbito dorsal para facilitar o posicionamento do transdutor de ultra-som sobre sua artéria e permitir o relaxamento de sua musculatura, minimizando a captação de eletromiograma¹ pelo amplificador de ECG. Para a captação do ECG foram empregados eletrodos de metal interfaceados com a pele por meio de pasta eletrolítica para estabilizar o contato. O equipamento utilizado para o registros dos sinais foi um gravador FM de Hewlett-Parckard modelo 3968-A. O amplificador de ECG utilizado não foi aquele apresentado na seção 3.6 devido às dificuldades de conexão deste amplificador, montado em placa de "rack", à fonte e ao próprio gravador. Utilizou-se um amplificador de ECG desenvolvido no Depto. de Eng. Biomédica da Unicamp por Alcocer & Bassani (1990). O sistema de ultra-som utilizado na aquisição da forma de onda da velocidade de fluxo foi um sistema pulsátil também desenvolvido neste mesmo departamento

¹ eletromiograma: atividade elétrica dos músculos. Apresenta uma amplitude de 0,1 a 5 mV em uma faixa de DC a 10 KHz (Webster, 1978). Portanto, tem uma faixa de frequência comum ao ECG, causando interferências. Esta atividade elétrica é mais presente quando grupos musculares estão sendo exigidos.

por Gamba & Calil (1989).

Os sinais reproduzidos pelo gravador foram então amostrados e processados pelo sistema desenvolvido. O sinal de ECG foi acoplado diretamente à placa de conversão A/D, não sendo submetido ao estágio de amplificação de ECG do sistema desenvolvido.

Os resultados obtidos pelo sistema desenvolvido para estes sinais são apresentados na figura 5.1.

Foram realizados pelo sistema desenvolvido diversos processamentos com os sinais previamente gravados, obtendo-se o mesmo resultado para um mesmo conjunto de sinais processados.

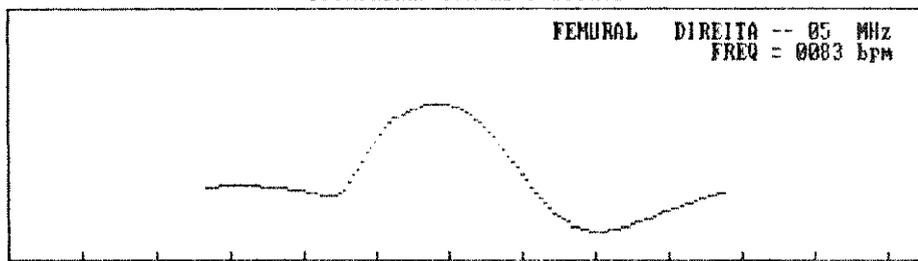
Posteriormente, realizou-se testes com sinais de ECG e forma de onda de velocidade de fluxo obtidos diretamente de voluntários assintomáticos de forma transcutânea. O procedimento empregado foi similar àquele utilizado para a gravação de sinais descrito anteriormente. No entanto, para a realização destes testes utilizou-se o amplificador de ECG descrito na seção 3.6 já como parte do sistema e um equipamento de ultra-som Doppler O.C. comercial (Imbracrios - DD702). Os testes foram realizados a uma temperatura ambiente de 20° com o acompanhamento de um especialista da área de cirurgia vascular que orientou o correto posicionamento do transdutor sobre a artéria femoral direita.

Estes testes foram realizados para 3 voluntários. O relatório obtido com cada um dos exames é apresentado nas figuras 5.2, 5.3 e 5.4.

IDENTIFICACAO

Nome: _____ R.G.: _____
 Sexo: M Cor: B E. Civil: S Data Nascim.: _____
 Natural.: _____ Data do exame: _____
 Medico: Dr. _____ Hora: 12:30
 A.P. & F.: _____
 O.D.: _____
 E.F.: PA _____ Peso: _____ Kg Obs: _____
 H.D.: _____

FORMA DE ONDA DE VELOCIDADE DE FLUXO
 Promediado com 12 Periodos



IND. PULST.	=	00.25	()	00.65	----	6.48	()	3.18
Q. AM. PROX.	=	01.33	()	00.10	----	1.32	()	0.11
T. S. F. F. S.	=	0131	()	0025	MS	95	()	17
AT. EL. MEC.	=	0300	()	0025	MS	267	()	26
T. M. SUBIDA	=	0225	()	0006	MS	205	()	31
L. FL. SIST.	=	0181	()	0031	MS	151	()	35

Figura 5.1 - Resultado do processamento de sinais gravados de artéria femoral direita de indivíduo assintomático.

IDENTIFICACAO

Nome: C.M.G.G. R.G.:
 Sexo: M Cor: B E. Civil: Data Nascim.: 16/10/63
 Natural.: Data do exame:
 Medico: Dr. Hora:
 A.P. & F.:
 Q.D.:
 E.F.: PA Peso: 62 Kg Obs:
 H.D.:

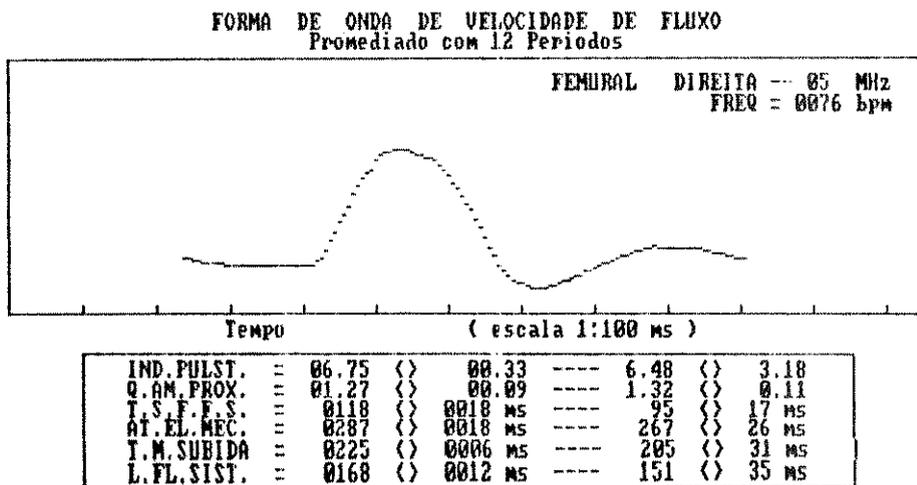
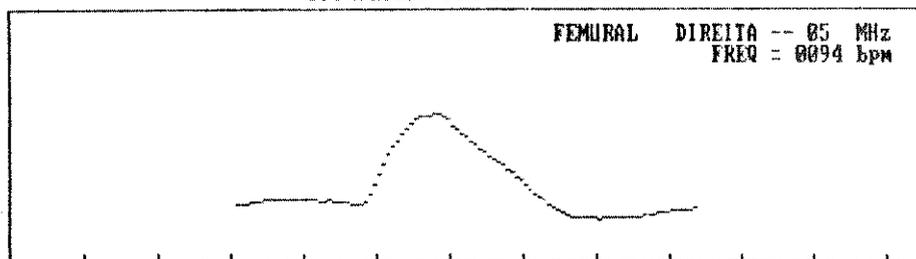


Figura 5.2 - Resultado do processamento de sinais obtidos da artéria femoral direita de indivíduo assintomático.

IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.M. R.G.:
 Sexo: M Cor: B E. Civil: Data Nascim.: 28/08/64
 Natural.: Data do exame:
 Medico: Dr. Hora:
 A.P. & F.:
 Q.D.:
 E.F.: PA Peso: 81 Kg Obs:
 H.D.:

FORMA DE ONDA DE VELOCIDADE DE FLUXO
 Promediado com 12 Periodos



Tempo (escala 1:100 ms)

IND. PULST.	=	10.50	()	00.74	----	6.48	()	3.18
Q. AM. PROX.	=	01.30	()	00.05	----	1.32	()	0.11
T. S. F. S.	=	0100	()	0012 MS	----	95	()	17 MS
AT. EL. MEC.	=	0268	()	0012 MS	----	267	()	26 MS
T. M. SUBIDA	=	0206	()	0000 MS	----	205	()	31 MS
L. FL. SIST.	=	0143	()	0012 MS	----	151	()	35 MS

Figura 5.3 - Resultado do processamento de sinais obtidos da artéria femoral direita de indivíduo assintomático.

IDENTIFICACAO

Nome: P.C.A. R.G.:
 Sexo: M Cor: B E. Civil: Data Nascim.: 29/05/61
 Natural.: Data do exame:
 Medico: Dr. Hora:
 A.P. & F.:
 Q.D.:
 E.F.: PA Peso: 85 Kg Obs:
 H.D.:

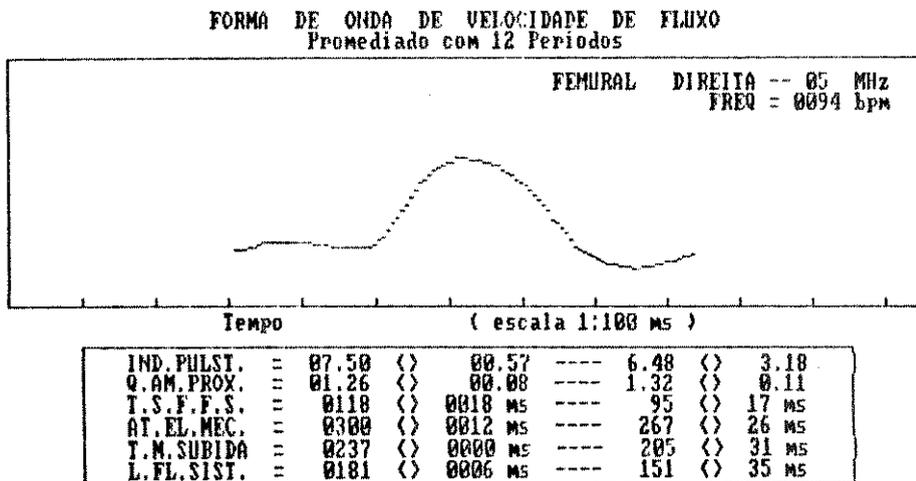


Figura 5.4 - Resultado do processamento de sinais obtidos da artéria femoral direita de indivíduo assintomático.

CAPÍTULO 6 - DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

O sistema desenvolvido, aqui apresentado, é a continuidade de uma linha de pesquisa iniciada por Freire & Calil (1989).

No trabalho por eles desenvolvido, como já mencionado (capítulo 4), foi implementado um "software" em microcomputador compatível com IBM-PC que realiza a amostragem e processamento de sinais de ECG e forma de onda de velocidade de fluxo, calculando os parâmetros descritos na seção 2.4. Ainda neste trabalho, foram realizados testes transcutâneos em indivíduos assintomáticos e testes per-operatórios, primeiro em cães e posteriormente, em um ser humano. Os resultados foram bastante promissores, no entanto, ocorreram dificuldades operacionais devido aos diversos equipamentos envolvidos (amplificador de ECG, sistema de ultra-som Doppler e o microcomputador), como também dificuldades para o seu transporte (volume e peso). Além disto, há a utilização de um microcomputador de elevado custo que se encontraria sub-utilizado caso fosse alocado na sala de cirurgia.

Com o presente trabalho, objetivou-se o projeto e montagem de um equipamento de baixo custo e de melhor operacionalidade para a amostragem e processamento dos sinais de ECG e forma de onda de velocidade de fluxo.

Assim, o amplificador de ECG descrito na seção 3.6 foi desenvolvido para integrar-se aos demais módulos do sistema em um único equipamento, melhorando sua operacionalidade. Também com este propósito, vem sendo desenvolvido neste departamento (Hermini & Calil, não publicado), um sistema de ultra-som Doppler O.C. que será adaptado ao sistema já desenvolvido, constituindo um

equipamento ainda mais compacto.

Devido as restrições financeiras envolvidas neste projeto (falta de financiamento pelos órgãos competentes), não foi possível o desenvolvimento de um console para a alocação de todo o sistema desenvolvido de modo a se obter um "lay-out" mais adequado à aplicação. A fonte de alimentação, o teclado e o vídeo constituem módulos distintos que são conectados ao restante do sistema alocado em "rack". Portanto, não se obteve a compactação desejada com o sistema desenvolvido.

Como parte do presente trabalho, foi ainda desenvolvido um circuito para o controle de "drive" de discos flexíveis, com o intuito de oferecer uma forma alternativa de armazenamento dos dados referentes ao paciente e ao processamento dos sinais. Este circuito de controle foi projetado para ser, inicialmente, conectado em "slot" de microcomputador compatível com o IBM-PC. Isto permitiu o desenvolvimento no microcomputador do "software" necessário à realização de diferentes tarefas (formatação, verificação da formatação com marcação dos setores defeituosos do disco, leitura e escrita de arquivos, gerenciamento do diretório do disco) pelo circuito de controle do "drive", sendo mais ágil que a gravação em EPROM das constantes alterações do programa em desenvolvimento. No entanto, não houve tempo hábil para realizar as alterações necessárias no "software" e "hardware" para integrá-lo ao restante do sistema desenvolvido. O "software" para o circuito de controle de "drive" foi desenvolvido para gerenciar os arquivos em padrão compatível com o DOS 2.0. Este procedimento teve como objetivo permitir que arquivos do sistema desenvolvido

fossem acessados por microcomputadores da linha PC quando o sistema estivesse sendo utilizado em novos exames. Espera-se que, futuramente, as adaptações necessárias venham a ser realizadas, provendo maiores opções ao usuário.

Foram discutidas na seção 2.1.1, limitações apontadas na literatura relativas ao emprego de sistemas de ultra-som Doppler 0.C utilizando a técnica de detecção de cruzamento de zero. Apesar destas críticas, estes sistemas vêm sendo utilizados por diversos autores (Nicolaidis et al., 1976; Rutheford et al., 1977; Schlindwein, 1982) no cálculo de parâmetros da forma de onda de velocidade de fluxo. Outros autores (Johnston et al., 1978; Woodcock et al., 1972) colocam que o cálculo de parâmetros deve ser realizado a partir da envoltória do sonograma do desvio Doppler. Para a obtenção desta envoltória Atkinson & Woodcock (1982) discutem algumas técnicas que podem ser utilizadas no processamento do desvio Doppler para a sua determinação. Sugere-se que, na continuidade desta linha de pesquisa, seja realizada a comparação entre o potencial diagnóstico do sistema desenvolvido com o emprego da forma de onda obtida com a técnica de detecção de cruzamento de zero e com o emprego da envoltória do sonograma, utilizando-se laudos arteriográficos como base comparativa.

Para a forma de onda da velocidade de fluxo obtida da carótida, Rutheford et al. (1977) propuseram o cálculo de outros cinco parâmetros para a avaliação da presença de estenoses neste vaso. O sistema desenvolvido poderá ser também utilizado na obtenção destes parâmetros, sendo necessário para isto, o desenvolvimento de rotinas específicas para esta finalidade que

deverão ser integradas ao "software" já desenvolvido.

O sistema desenvolvido poderá também ser utilizado transcutaneamente no auxílio ao diagnóstico de arteriopatias oclusivas. Será ainda útil no acompanhamento pós-cirúrgico dos pacientes.

Foi apresentada, no capítulo 2, a tabela 2.1 com os valores esperados para os parâmetros calculados a partir da forma de onda da velocidade de fluxo obtida da artéria femoral de indivíduos assintomáticos. No entanto, os dados desta tabela foram calculados com o emprego de exames transcutâneos de apenas 26 artérias femorais (direita e esquerda) de 13 indivíduos. Assim, não se dispõe de dados mais representativos destes parâmetros para a população que possam nortear uma crítica ao desempenho do sistema em questão.

Os resultados apresentados na figura 5.1 não são úteis para uma comparação com os valores apresentados na tabela 2.1, uma vez que os primeiros foram obtidos com um sistema de ultra-som Doppler pulsátil¹ enquanto os últimos, com um sistema Doppler O.C. Os resultados apresentados nas figuras 5.2, 5.3 e 5.4 por sua vez ratificam aqueles apresentados na tabela 2.1 com a exceção do parâmetro do tempo de subida da fase de fluxo sistólico (TSFFS). Para este parâmetro, encontrou-se valores superiores. Estes valores estão de acordo com a escala apresentada nos relatórios, não se devendo, portanto, a falhas na rotina que o determina. Além

¹Sistema ultra-sônico que discrimina sinais Doppler provenientes de diferentes laminas do sangue de um dado vaso examinado. A forma de onda da velocidade do fluxo obtida corresponde à velocidade média das partículas presentes na lamina investigada.

disto, deve-se observar que valores ainda superiores aos obtidos neste trabalho foram encontrados por Schlindwein (1982) para indivíduos assintomáticos cujos dados contribuíram para o cálculo da tabela 2.1. Estas observações mostram a necessidade de se realizar, na continuidade deste trabalho, uma investigação destes parâmetros para uma amostra mais representativa da população. O resultado do processamento estatístico dos parâmetros obtidos para esta amostra permitirão índices mais precisos para distinguir indivíduos assintomáticos de indivíduos portadores de doenças oclusivas. Tal procedimento deve-se estender a outros sítios arteriais dos quais não se tem conhecimento de qualquer trabalho. Com estes índices, o sistema desenvolvido poderá ser usado de forma efetiva no auxílio à avaliação médica.

Acredita-se que os objetivos deste trabalho tenham sido alcançados, provendo um equipamento que, com a continuidade das pesquisas, possa contribuir para a redução de erros técnicos durante as cirurgias de reconstrução vascular.

APÉNDICE I

Neste apêndice, é descrita a função das principais rotinas que atendem as requisições dos diversos periféricos e que realizam os cálculos dos parâmetros.

Rotinas para a interface de vídeo

INI6845 : inicializa o CI 6845 da interface de vídeo para a resolução de 640 "pixels" por linha e "200" pixels por coluna (modo gráfico de alta resolução).

LIMPTELA : preenche todos os bytes da memória de vídeo com 00h. Assim, são apagados quaisquer dados apresentados anteriormente na tela de vídeo.

CALCEND : para dispor um caractere na tela são fornecidas sua linha e sua coluna correspondente ao modo alfa-númerico (25 linhas, 80 colunas). Com estes dados, esta rotina calcula o endereço real da memória de vídeo a partir do qual os bytes que compõem o caractere deverão ser alocados.

IMPCARAC : a partir do código ASCII do caractere, esta rotina consulta uma tabela em EPROM que fornece um conjunto de 8 bytes. Estes bytes, quando devidamente alocados na memória de vídeo, constituem a representação do caractere designado pelo código ASCII. O caractere pode ser disposto no vídeo em modo normal ou reverso (conforme opção sinalizada via registrador antes de se entrar na rotina) no endereço real da memória de vídeo que é

fornecido à rotina.

IMPMSG : esta rotina se encarrega de sequenciar a rotina **IMPCARAC** para impressão de mensagens pré-estabelecidas no programa, ou impressão de dados armazenados em RAM.

PSET : fornecida a coluna e linha referentes ao modo gráfico (640 colunas, 200 linhas), esta rotina calcula o endereço real da memória de vídeo e dispõe ou apaga um "pixel". Esta última ação é tomada de acordo com o bit de um dado registrador que deverá estar em um nível ou outro antes da solicitação da rotina. Esta rotina é utilizada na apresentação de formas de onda.

DISPOE : rotina que coordena **CALCEND** e **IMPMSG** para apresentação de telas (por exemplo, os menus) a partir de tabelas gravadas em EPROM. O endereço destas tabelas deve ser fornecido através de registradores pré-estabelecidos.

PRE_IDF : rotina que busca código ASCII de caractere inserido via teclado para apresentá-lo em vídeo ou apagar o caractere anterior ("back space"). Utiliza as rotinas **CALCEND** e **IMPCARAC**. Esta rotina é utilizada durante inserção de dados sobre paciente.

Rotina para interface de teclado

ITCL : esta rotina realiza o procedimento descrito na seção 3.3. Depois de determinado o código ASCII da tecla digitada através do

emprego de tabela gravada em EPROM, armazenado em posição de memória para ser compartilhada com outras rotinas.

Rotinas utilizadas no processo de impressão

INI51_55 : programa os CI's 8251 e 8155 para procederem o envio de dados para a impressora.

IMPRIME : programa a impressora em modo alfa-numérico e envia os dados em código ASCII.

IMPGRAF : programa a impressora em modo gráfico e envia os bytes necessários para a reprodução da tela de vídeo na impressão. Os bytes dispostos na memória de vídeo correspondem a elementos de uma linha de varredura. A impressora deve receber os bytes como elementos de consecutivas colunas que constituem uma linha no modo alfa-numérico. Esta rotina realiza o procedimento de leitura da memória de vídeo e montagem dos dados para enviá-los a impressora.

Rotinas que interagem com o sistema de conversão A/D

TxAMOST : programa 8155 para fornecer, a partir de um "clock" de 1,8432 MHz a taxa de amostragem de 160 Hz.

IAD1 e IAD2 : rotinas que comandam a amostragem, a retenção e inicialização da conversão A/D dos sinais. Empregam a rotina PSET para apresentar estes dados em vídeo e apagar as próximas oito

colunas seguintes da tela para não ocorrer sobreposição das formas de onda amostradas durante a apresentação.

Rotinas para o processamento dos sinais amostrados

IDQRS : Realiza a detecção do complexo QRS das 13 primeiras formas de ondas amostradas do ECG e, a partir da detecção da onda R, processa a marcação do início do ciclo cardíaco nas formas de onda de velocidade de fluxo.

PROMEDIA : realiza a promediação com as 12 primeiras formas de onda de velocidade de fluxo.

FREQ : a partir do número médio de pontos compreendidos pelas 12 formas de onda de fluxo que são utilizadas para se obter a forma de onda promediada, calcula a frequência cardíaca.

ISUBD : identifica o início da subida da fase de fluxo sistólico.

PMAXMIN : identifica os pontos de máximo e mínimo da forma de onda de velocidade de fluxo.

VALMED : calcula o valor médio da forma de onda de velocidade de fluxo.

VMSUB : a partir do máximo valor da forma de onda de velocidade

de fluxo e do valor no início da fase de fluxo sistólico, calcula o valor médio da fase de subida do fluxo sistólico.

TSUB : a partir da posição do máximo valor da forma de onda de velocidade de fluxo e da posição inicial da fase de fluxo sistólico, calcula o tempo de subida da fase de fluxo sistólico.

LFFS : identifica os dois registros mais próximos do valor de meia subida da fase de fluxo sistólico e, a partir deles, determina a largura de fase de fluxo sistólico.

IPT : tendo os valores de máximo, mínimo e valor médio da forma de onda de velocidade de fluxo, calcula o índice de pulsatilidade.

AEM : conhecida a posição do início da forma de onda e a posição do máximo valor da fase de fluxo sistólico, é calculado o atraso eletromecânico.

TMSUB : conhecida a posição do início da forma de onda e a posição de meia subida da fase de fluxo sistólico, é calculado o tempo de meia subida.

QAP : calcula, a partir de AEM e TMSUB, o quociente de amortecimento proximal.

DESVPR : com os parâmetros já calculados para a forma de onda promediada e as formas de onda que participaram da promediação,

determina-se o desvio padrão para cada um deles.

CONVMS : os resultados a serem apresentados são calculados em termos de valores absolutos. Esta rotina converte os dados absolutos para a escala devida.

HEXASC : converte os resultados a serem apresentados na tela, que se encontram em hexadecimal, para a uma seqüência de caracteres que os representem em ASCII.

APÉNDICE II

A fonte de alimentação linear utilizada pelo sistema desenvolvido foi projetada e montada pelos técnicos do Departamento de Engenharia Biomédica-FEE/Unicamp. Assim, serão apresentadas aqui apenas as suas características, sendo que maiores informações podem ser obtidas junto a este mesmo departamento.

A fonte de alimentação fornece as tensões de +5V, -5V, -12V, +12V. As correntes máximas supridas por cada uma destas tensões encontram-se discriminadas abaixo:

- + 5V => 3 A

- - 5V => 800 mA

- + 12V => 800 mA

- - 12V => 800 mA

As correntes máximas que são supridas por esta fonte encontram-se superdimensionadas uma vez que o projeto apresentado deverá ser acrescido de outros circuitos (vide capítulo 6).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alcocer, P.C.; Bassani, J.W.M. (1990); "Sistema de Amplificação para Extração de Potenciais Tardios no Segmento ST do ECG", Anais do II Congresso Português de Engenharia Biomédica, Aveiro.

- Atkinson, P; Woodcock, J.P. (1982); "Doppler Ultrasound and Its Use In Clinical Measurements", Academic Press, London.

- Bellen, B.V. (1986); in Doppler Ultra-Som: Princípios Básicos e Aplicações Clínicas (Eds. Brum, O.; Groshar, D; Panico, M.D.B.; Salles, E.F.), pp: 7-8, Livro Médico Editora, Rio de Janeiro.

- Berkowitz, H.D. (1985); "Postoperative Screening In Peripheral Arterial Disease", in Non-Invasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease (Ed. Berstein, C.V.), pp: 632-638, C.V. Mosby Company, Third Edition.

- Bierman, E. L. (1988); "Aterosclerose e outras formas de Arteriosclerose", in Harrison-Medicina Interna (Eds. Brownwald, E.; Isselbacher, K.J.; Petersdorf, R.G.; Wilson, J.D.; Martin, J.D.; Martin, J.B.; Fauci, A.S.), pp: 942-950, Editora Guanabara, Vol.1, 11^a edição, Rio de Janeiro.

- Brewster, D.C.; LaSalle, A.J.; Robison, J.G.; Strayhorn, E.C.; Darling, R.C. (1983); "Femoropopliteal Graft Failures: Clinical Consequences and Success of Secondary Reconstructions", Arch. Surg., 118, pp: 1043-1047.

- Brody, W.R.; Meindl, J.D. (1974); "Theoretical Analysis of the

CW Doppler Ultrasonic Flowmeter", IEEE Trans. Biomed. Engng., BME-21, pp: 183-192.

- Brum, O.; Groshar, D.; Salles, E.F. (1986a); "O Exame Arterial Periférico", in Doppler Ultra-Som: Princípios Básicos e Aplicações Clínicas (Eds. Brum, O.; Groshar, D.; Panico, M.D.B.; Salles, E.F.), pp: 19-28, Livro Médico Editora, Rio de Janeiro.

- Brum, O.; Tourinho, O.B.; Fillipo, R.; Chiyoshi, F. (1986b); "Obstrução Aorto-Iliaca", in Doppler Ultra-Som: Princípios Básicos e Aplicações (Eds. Brum, O.; Groshar, D.; Panico, M.D.B.; Salles, E.F.), pp: 53-67, Livro Médico Editora, Rio de Janeiro.

- Buda, J.A.; Weber, C.J.; McAllister; Voohees Jr, A.B. (1976); "Factors Influencing Patency of Femoropopliteal Artery Bypass Grafts", Am. J. Surg., 132, pp: 8-12.

- Burr-Brown (1989); "Integrated Circuits Data Book", Vol. 33.

- Burns, P.N.; Jaffe, C.G. (1985); "Quantitative Flow Measurements With Doppler Ultrasound: Techniques, Accuracy and Limitations", Radiologic Clinics of North America, 23, pp: 641-657.

- Burton, A.C. (1977); "Fisiologia e Biofísica da Circulação", Guanabara Koogan, segunda edição, Rio de Janeiro.

- Campbell, W.B.; Fletcher, E.L.; Hands, L.J. (1986); "Assessment of the Distal Lower Limb Arteries: A Comparison of Arteriography

and Doppler Ultrasound", Ann. R. Coll. Surg. Engl., 68, pp: 37-39.

- Carlson, A.B. (1981); "Sistemas de Comunicação", McGraw Hill do Brasil, São Paulo.
- Cavallaro, A.; Sciacca V.; Alessandrini, A.; Garofalo, M.; D'Alessio, T.; Sacco, R.; Di Giuliomaria, C. (1981); "Intraoperative CW Doppler Control of Aorto-Femoral Reconstructions", in Hemodynamics of the Limbs II (Ed. Puel, P.; Bocalon, M; Enjabert, A.), pp: 389-396, Toulouse.
- Clark, J.W. (1978); "The Origin of Biopotentials", in Medical Instrumentation: Application and Design (Ed. Webster, J.G.), pp: 336-384, Hought Mifflin Company, Boston.
- Clifford, P.C.; Skidmore, R.; Bird, D.R.; Woodcock, J.P.; Baird, R.N. (1981); "The Role of Pulsatility Index in the Clinical Assessment of Lower Limb Ischaemia", J. Med. Engng. Technol., 5, pp: 237-241.
- Cobbold, R.S.C. (1974); "Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications", John Wiley & Sons.
- Coffman, J.D. (1984); "Doenças dos Vasos Periféricos", in Cecil-Tratado de Medicina Interna (Eds. Wyngharden, J.B.; Smild Jr., L.H.), pp: 318-335, Interamericana, 16^a edição.
- Coghlan, B.A.; Taylor, M.G. (1976); "Directional Doppler

Techniques for Detection of Blood Velocities", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2, pp: 181-188.

- Crawford, E.S.; Beall, A.C.; Mayer, J.H.; De Bakey, M.E. (1957); "Complications of Aortography", *Surg. Gynecol. Obstet.*, 104, pp: 129-141.

- De Weese, J.A.; Rob, C.G. (1977); "Autogenous Venous Grafts Ten Years Later", *Surgery*, 82, pp: 775-784.

- Dubin, D. (1978); "Interpretação Rápida do ECG", EPUC, 2^a edição, Rio de Janeiro.

- Evans, D.H.; Macpherson, D.S.; Bell, P.R.F. (1983); "A Comparison of Three Methods of Waveform Analysis of Ultrasonic Doppler Waveforms Recorded from the Common Femoral Artery of Patients with Vascular Disease", *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 7 a 10 de nov., pp: 112-117.

- Fish, J.P. (1986); "Doppler Methods", in *Physical Principles of Medical Ultrasonics* (Ed. Hill, C.R.), pp: 338-378, Ellis Horwood Ltd.

- Flax, S.W.; Webster, J.G.; Updike, S.J. (1973); "Pitfalls Using Doppler Ultrasound to Transduce Blood Flow", *IEEE Trans. Biomed. Engng.*, 20, pp: 306-309.

- Freire, P.C.B.; Calil, S.J. (1989); "Avaliação Computadorizada

do Fluxo Sangüíneo em Cirurgias Vasculares com Doppler de Ondas Contínuas", Tese de Mestrado, FEE/Unicamp, Campinas-SP.

- Fulton, T.J.; Hamilton, J.C.; Graham, J.C. (1983); "On-Line Analysis of the Femoral Artery Flow Velocity Waveform and Its Application in the Diagnosis of Arterial Disease", J. Biomed. Eng., 5, pp: 151-156.

- Gálvan, J.; Pallás, R. (1981), "Realimentacion Activa en Eletrocardiografia", Mundo Eletrónico, 104, pp: 51-9.

- Gamba, H.R.; Calil, S.J. (1989); "Sistema Ultra-sônico Pulsátil para a Avaliação Periférica", RBE-Caderno de Eng. Biomédica, 6, pp: 445-452.

- Golding, A.L.; Cannon J.A. (1966); "Application of Eletromagnetic Blood Flowmeter during Arterial Reconstruction", Ann. of Surg., 164, pp: 662-677.

- Gosling, R.G.; King, D.H.; Woodcock, J.P. (1969); "Transcutaneous Measurement of Arterial Blood Velocity by Ultrasound", Ultrasonics in Industry Conference Papers, pp: 16-23. Apud. Woodcock, J.P.; Gosling, R.G.; FitzGerald, D.E. (1972); "A New Non-Invasive Technique for Assessment of Superficial Femoral Artery Obstruction", Brit. J. Surg., 59, pp: 226-231.

- Gosling, R.G.; Dunbar, G.; King, D.H.; Newman, D.L.; Side, C.D.; Woodcock, J.P.; Fitzgerald, D.E.; Keates, J.S.; MacMillan, D.

(1971); "The Quantitative Analysis of Occlusive Peripheral Arterial Disease by a Non-invasive Ultrasonic Technique", *Angiology*, 22, pp: 52-55.

- Gosling, R.G.; King, D.H. (1974); "Continuous Wave Ultrasound as an alternative and Complement to X-Rays", in *Vascular Examinations* (Ed. R.S. Reneman), Amsterdam. Apud. Johnston, K.W.; Maruzzo, B.C.; Cobbold, R.S.C. (1978); "Doppler Methods for Quantitative Measurements and Localization of Peripheral Arterial Occlusive Disease by Analysis of the Blood Flow Velocity Waveform", *Ultrasound Med. Biol.*, 4, pp: 209-223.

- Gosling, R.G. (1976), "Extraction of Physiological Information from Spectrum Analysed Doppler Shifted Continuous Wave Ultrasound Signal Obtained Non-Invasively from the Arterial System", *IEEE Medical Electronics Monographs* (Eds. Hill, D.W.; Watson, B.W.), pp: 73-125, Peter Peregrinus Ltd., London.

- Guyton, A.C. (1981), "Tratado de Fisiologia Médica", Editora Guanabara, Rio de Janeiro, 6^a edição.

- Hamilton, W.A.P.; Fulton, T.J.; Gay, P.; Stevens, A.L.; Graham, J.C.; Roberts, V.C.; Cotton, L.T. (1982); "Location of Aortofemoral Disease by Measurement of Flow Velocity in the Femoral Artery Using Doppler Ultrasound", *Vascular Diagnosis and Therapy*, 3, pp: 37-46.

- Humphries, K.N.; Hames, T.K.; Smith S.W.J.; Cannon, V.A.; Chant,

A.D. (1980); "Quantitative Assessment of the Common Femoral to Popliteal Arterial Segment Using Continuous Waves Doppler Ultrasound", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 6, pp: 99-105.

- Intersil (1980); "Data Acquisition and Conversion Handbook".

- Johnston, K.W.; Taraschuk, T. (1976); "Validation of the Role of Pulsatility Index in Quantitation of the Severity of Peripheral Arterial Occlusive Disease", *Am. J. Surg.*, 131, pp: 295-297.

- Johnston, K.W.; Maruzzo, B.C.; Cobbold, R.S.C. (1978); "Doppler Methods for Quantitative Measurements and Localization of Peripheral Arterial Occlusive Disease by Analysis of the Blood Flow Velocity Waveform", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 4, pp: 209-223.

- Johnston, K.W.; Kassam, M.S. (1985); "Processing Doppler Signals and Analysis of Peripheral Arterial Waveforms: Problems and Solutions", in *Non-Invasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease* (Ed. Bernstein, C.V.), pp: 40-57, C.V. Mosby Company, Third Edition.

- Kane, G. (1980); "The CRT Controller Handbook", Osborne/McGraw-Hill, Berkeley.

- Lunt, M. J. (1975); "Accuracy and Limitations of the Ultrasonic Doppler Blood Flow Velocimeter and Zero Crossing Detector", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2, pp: 1-10.

- McDonald, D. (1974); "Blood Flow in Arteries", Edward Arnolds, London, 2nd Edition. Apud. Schlindwein, F.S. (1982); "Microcomputador para Análise de Sinais de Fluxo Sangüíneo Arterial Captados por Ultra-Som Doppler", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ.

- Nicolaides, A.W.; Gordon-Smith, I.C.; Dayandas, J.; Eastcott, H.H.G. (1976); "The Value of Doppler Blood Velocity Tracings in the Detection of Aortoiliac Disease in Patients with Intermittent Claudication", Surgery, 80, pp: 774-778.

- Orlov, V.N. (1988); "Eletrocardiography for the Practicing Physician", Mir Publishers, Moscow.

- Pereira, W.C.A.; Capriham, A.; Panerai, R.B. (1984); "Componentes Principais Aplicados ao Sinal Doppler Ultrassônico de Fluxo Sangüíneo", Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, 2, N° 1, pp: 25-44.

- Peura, R.A. (1978); "Blood Pressure and Sound", in Medical Instrumentation: Application and Design (Ed. Webster, J.G.), pp: 336-384, Hought Mifflin Company, Boston.

- Prives, M.; Lisenkov, N.; Bushkovich, V. (1985); "Anatomia Humana - III", Editorial Mir, Moscou.

- Ristow, A.V.; Cury Filho, J.; Haddad, S.E. (1986); "Avaliação Intra-Operatória das Vasculares Restaurações", in Doppler

Ultra-Som: Princípios Básicos e Aplicações Clínicas (Eds. Brum, O.; Groshar, D.; Panico, M.D.B.; Salles, E.F.), pp: 72-80, Livro Médico Editora, Rio de Janeiro.

- Rutheford, R.B.; Hiatt, W.R.; Kreutzer, E.W (1977), "The Use of Velocity Wave Form Analysis in the Diagnosis of Carotid Artery Occlusive Disease", Surgery, 82, pp: 695-702.

- Sako, Y. (1984); "Clinical Use of Blood Flowmeters", Angiology, 35, pp: 206-214.

- Schlindwein, F.S. (1982); "Microcomputador para Análise de Sinais de Fluxo Sangüíneo Arterial Captados por Ultra-Som Doppler", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ.

- Schlindwein, F.S. (1986); "Dopplerometria Computadorizada", in Doppler Ultra-Som: Princípios Básicos e Aplicações Clínicas (Eds. Brum, O.; Groshar, D.; Panico, M.D.B.; Salles, E.F.), pp: 92-101, Livro Médico Editora, Rio de Janeiro.

- Sheriff, S.B.; Baker, D.C.; Martin, T.R.P.; Lakemam, J.M. (1982); "Use of Principal Component Factor Analysis in the Detection of Carotid Artery Disease From Doppler Ultrasound", Med. & Biol. Eng. & Comp., 20, pp: 351-356.

- Sheriff, S.B.; Baker, D.C.; Martin, T.R.P.; Lakemam, J.M. (1983); "Mathematical Feature Extraction Applied to the Doppler Shifted Signal Obtained from the Common Carotid Artery", in Blood

Flow: Theory and Practice (Eds. Taylor, D.E.; Steven, A.L.), pp: 235-260, Academic Press, London.

- Skidmore, R.; Woodcock, J.P. (1980); "Physiological Interpretation of Doppler-Shift Waveforms - I", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 6, pp: 7-10.

- Strandness Jr, D.E. (1988); "Doenças Vasculares das Extremidades", in *Harrison-Medicina Interna* (Eds. Brownwald, E.; Isselbacher, K.J.; Petersdorf, R.G.; Wilson, J.D.; Martin, J.D.; Martin, J.B.; Fauci A.S.), pp: 966-971, Editora Guanabara, Vol.1, 11^a edição, Rio de Janeiro.

- Strandness Jr, D.E.; Sumner, D.S. (1976), "Applications of Ultrasound to the Study of Arteriosclerosis Obliterans", *Surgery*, 26, 187-198.

- Taylor, M.G. (1966); "An Introduction to Some Recent Developments in Arterial Haemodynamics", *Australasian Annals of Medicine*, 15, pp: 71-85.

- Tellez Fuentes, G.G. (1982); "Propriedades Estatísticas de Parâmetros Obtidos de Sinais de Fluxo Sangüíneo Arterial Medidos por Ultra-Som", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ.

- Thakor N.V.; Webster, J.G.; Tompkins, W.J. (1984); "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", *IEEE Trans. Biom. Engng.*, BME-31, N^o. 11, pp: 702-706.

- Waters, K.J.; Chamberlain, J.; McNeill, L.F. (1977); "The Significance of Aortoiliac Atherosclerosis as Assessed by Doppler Ultrasound", Am. J. Surg., 134, pp: 388-391.

- Tompkins, W.J.; Webster, J.G. (1981); "Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation", Prentice Hall, New Jersey.

- Tipler, P.A. (1978); "Física", Vol.2, Guanabara Dois, Rio de Janeiro.

- Weale, F.E. (1969); "The Hemodynamic Assessment of the Arterial Tree During Reconstructive Surgery", Am. Surg., 169, pp: 489-497.

- Webster, J.G. (1978); "Medical Instrumentation: Application and Design", Houghton Mifflin Company, Boston.

- Wells, P.N.T. (1977); "Biomedical Ultrasonics", Academic Press, London.

- Whittemore, A.D.; Clowes, A.W.; Couch, N.P.; Mannick, J.A. (1981); "Secondary Femoropopliteal Reconstruction", Am. Surg., 193, pp: 35-42.