Campus de São Carlos

“Processamento Digital do Sinal de Eletrocardiograma
para Aplicação em Experimentos de Fisiologia Cardíaca”

Autor:
Oswaldo Antonio Beraldo

Orientador:
Prof. Dr. José Carlos Pereira

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

PROCESSAMENTO DIGITAL DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA PARA APLICAÇÃO EM EXPERIMENTOS DE FIOSIOLOGIA CARDÍACA

OSWALDO ANTONIO BERALDO

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de
São Carlos, da Universidade de São Paulo, como
parte dos requisitos para obtenção do Título de
Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador : Prof. Dr. José Carlos Pereira

DEDALUS - Acervo - EESC

31100017426

São Carlos - 1997

Class.	TESE
Curr.	0790
Tombo	1067/97

Área: Engenharia Elétrica.

st 0747648

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca - EESC-USP

B482p Beraldo, Oswaldo Antonio
Processamento digital do sinal de
eletrocardiograma para aplicação em experimentos
de fisiologia cardíaca / Oswaldo Antonio Beraldo.
-- São Carlos, 1997.

Dissertação (Mestrado). -- Escola de Engenharia
de São Carlos-Universidade de São Paulo, 1997.
Área: Engenharia Elétrica
Orientador: Prof. Dr. José Carlos Pereira

1. Processamento digital. 2. Eletrocardiograma.
3. Fisiologia Cardíaca. I. Título

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dissertação defendida e aprovada em 14-3-1997
pela Comissão Julgadora:

Prof. Doutor **JOSE CARLOS PEREIRA (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **MARCELO BASÍLIO JOAQUIM**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **FRANCISCO TADEU RANTIN**
(Universidade Federal de São Carlos - UFSCar)

Prof. Dr. **GERALDO ROBERTO M COSTA**
Coordenador da Área de Engenharia Elétrica

JOSE CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Oswaldo e Lydia, por me darem os conceitos de honestidade, perseverança e coerência.
Aos meus irmãos Cecília e Luiz pela confiança que sempre depositaram em mim.
Aos meus filhos Rafael Luis e Luís Felipe.
A Márcia, pelo estímulo, ajuda e por tudo o que ela representa.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor José Carlos Pereira, pela orientação técnica e acadêmica, durante a elaboração deste trabalho, em que se ressalte a seriedade e a competência.

Ao professor Doutor Francisco Tadeu Rantin pela co-orientação na área de fisiologia.

Ao CNPq , Conselho Nacional de Pesquisa, pela bolsa concedida.

Aos professores e funcionários do setor de pós graduação.

Ao amigo João de Lucca Filho.

SUMÁRIO

<i>LISTA DE FIGURAS</i>	<i>i</i>
<i>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</i>	<i>iii</i>
<i>LISTA DE TABELAS</i>	<i>iv</i>
<i>LISTA DE SÍMBOLOS</i>	<i>v</i>
<i>RESUMO</i>	<i>vi</i>
<i>ABSTRACT</i>	<i>vii</i>

1. - O PROCESSAMENTO DIGITAL DO

<i>ELETROCARDIOGRAMA</i>	<i>1</i>
1.1 - INTRODUÇÃO	1
1.2 - CARACTERÍSTICAS DO PROCESSAMENTO DIGITAL DO ECG	6
1.3 - INSTRUMENTAÇÃO	7
1.4 - O SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE ECG	8
1.5 - AS TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DO ECG	10
1.5.1 - DETECÇÃO DO QRS	11
1.5.2 - CORREÇÃO DA LINHA DE BASE	11
1.5.3 - CLASSIFICAÇÃO DO BATIMENTO	12
1.5.4 - ESTIMATIVA DA MORFOLOGIA DO BATIMENTO	12

2. - O ESTADO DA ARTE	14
2.1. - ANÁLISE COMPUTADORIZADADA ECG	14
2.1.1 - DETECÇÃO DO QRS BASEADO EM PREDIÇÃO LINEAR	14
2.1.2 - ALGORITMOS BASEADOS EM AMPLITUDE E PRIMEIRA DERIVADA	17
2.1.3 - ALGORITMOS BASEADOS SOMENTE NA PRIMEIRA DERIVADA	19
2.1.4.- ALGORITMOS BASEADOS NA PRIMEIRA E SEGUNDA DERIVADAS	20
2.1.5. - ALGORITMOS BASEADOS EM FILTROS DIGITAIS	22
2.1.6. - ALGORITMO BASEADO NO MÉTODO DA MÁXIMA ENTROPIA (MEM)	25
2.1.7. - ALGORITMOS BASEADOS EM OUTROS MODELOS	26
2.2. - COMPRESSÃO DE DADOS NO ARMAZENAMENTO DO ECG	26

3. O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS E CONTROLE DE EXPERIMENTAÇÃO	28
3.1. - O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE ECG DE 3 CANAIS	28
3.1.1. - REQUISITOS DO SISTEMA	28
3.1.2. - DIAGRAMA DE BLOCOS	29
3.1.3. - AMPLIFICADOR DE ECG	30
3.1.4. - CONDICIONADOR DO SINAL	32

3.1.5. - INTERFACE ANALÓGICA/DIGITAL	33
3.1.6. - O MICROCOMPUTADOR	36
3.1.7. - O <i>SOFTWARE</i> DE AQUISIÇÃO DO ECG	36
3.1.7.1. - A ESTRUTURA DO PROGRAMA	37
3.1.7.2. - A ESTRUTURA DOS DADOS	38
3.2. - O SUBSISTEMA DE CONTROLE DE EXPERIMENTAÇÃO	39
3.2.1. - MODELO DE CONTROLE DE TENSÃO DE OXIGÊNIO	41
3.2.2. - MODELO DE CONTROLE DE TEMPERATURA	45
3.2.3 - MEDIDAS DE OXIGÊNIO E TEMPERATURA	46
3.2.4 - A INTERFACE DE CONTROLE	48
3.2.5. - O PROGRAMA D CONTROLE	48
 4. - O ALGORITMO DE PROCESSAMENTO PROPOSTO	 51
4.1.-DETEÇÃO DIGITAL DO QRS	51
4.1.1. - O ALGORITMO MDP	52
4.1.2. - OS ALGORITMOS USADOS PARA COMPARAÇÃO	55
4.2. - OBTENÇÃO DO VETOR ESPACIAL DO ECG	57
4.3. - CÁLCULO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA	58

5. - RESULTADOS	59
5.1 - RESULTADOS DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO	59
5.2. - PROCESSAMENTO INICIAL	60
5.3. - RESULTADOS DO ALGORITMO MAHOUEAUX	66
5.4. - RESULTADOS DO ALGORITMO AHLSTROM-TOMPKINS	68
5.5. - RESULTADOS DO ALGORITMO MDP	70
5.6. - RESULTADOS COMPARATIVOS	73
6. - CONCLUSÃO	75
6.1. - GERAIS	75
6.2. - ESPECÍFICAS	76
7. - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - O eletrocardiograma escalar padrão

Figura 2 - Seqüência de processamento do ECG

Figura 3 - Sistema de 3 canais para aquisição do ECG

Figura 4 - Diagrama esquemático do amplificador de ECG

Figura 5 - Condicionador do sinal amplificado do ECG

Figura 6 - Interface analógico/digital

Figura 7 - Diagrama de temporização da interface

Figura 8 - Diagrama de fluxo de dados do programa de aquisição e processamento

Figura 9 - Sistema de experimentação com condições controladas

Figura 10 - Modelo de controle de O₂

Figura 11 - DFD do software de controle de experimentação

Figura 12 - Triângulo de Einthoven

Figura 13 - Aspectos da tela do sistema

Figura 14 - Aspectos da tela do sistema

Figura 15 - Aplicação do filtro média móvel de 3 pontos

Figura 16 - Aplicação do filtro média móvel de 5 pontos

Figura 17 - Aplicação do filtro média móvel de 7 pontos

Figura 18 - Aplicação do filtro média móvel de 9 pontos

Figura 19 - Aplicação do filtro média móvel de 11 pontos

Figura 20 - Algoritmo de Mahoudeaux para o sinal sem filtragem

Figura 21 - Algoritmo de Mahoudeaux para o sinal filtrado

Figura 22 - Algoritmo de Tompkins sem filtragem

Figura 23 - Algoritmo de Tompkins após filtragem

Figura 24 - Algoritmo MDP (ordem 4) sobre um sinal sem filtragem

Figura 25 - Algoritmo MDP (ordem 3) sobre um sinal filtrado

Figura 26 - Trecho ruidoso do ECG processado pelo MDP

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CMR - Rejeição de modo comum.

COR - Curva de características operacionais.

DCT - Transformada discreta de co-seno.

DFD - Diagrama de fluxo de dados.

DI, DII, DIII - As três derivações principais do ECG.

ECG - Eletrocardiograma.

EEC - Eletroencefalograma.

FN - Falsa negativa.

FP - Falsa positiva.

IVD - Intervalo válido para detecção.

K-L - Transformada de Karhunen-Loève.

MEM - Método da máxima entropia.

MDP - Multiplicação por diferença passada.

PID - Proporcional, integrativo e derivativo.

PVC - Contração ventricular prematura.

PWM - Modulação por largura de pulso.

QRS - Complexo de ondas do ECG que denota o início da contração do ventrículo esquerdo.

TDV - Taxa de detecção verdadeira.

TFD - Taxa de falsa detecção.

TFN - Taxa de falsa negativa.

TFP - Taxa de falsa positiva.

WT - Transformada Wavelet.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- As 3 derivações principais do ECG.

Tabela 2- Valores típicos de amplitude e duração do ECG.

Tabela 3 - Convenções adotadas sobre os eletrodos de ECG

Tabela 4 - Relação entre temperatura e valores de tensão e digital.

Tabela 5 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 2

Tabela 6 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 3

Tabela 7 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 4

Tabela 8 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 5

Tabela 9 - Resumo das tabelas 5,6,7 e 8.

Tabela 10 - Comparação numérica entre os 3 algoritmos.

Tabela 11 - Comparação usando sinais filtrados para eliminação do ruído.

LISTA DE SÍMBOLOS

δ, T_s - Intervalos de amostragem.

$\Phi(LA)$ - potencial do braço esquerdo.

$\Phi(RA)$ - potencial do braço direito.

$\Phi(LL)$ - potencial da perna esquerda.

A_v - Ganho em modo diferencial.

A_{vc} - Ganho em modo comum.

F - Frequência.

H - Indica que o número está na base hexadecimal.

m_n - Saída do controlador PID.

N - Ordem da transformação.

PO_2 - Pressão de dissolução de oxigênio em água.

T - Temperatura.

VD - Valor digital.

$X(n), Y(n), X(i), Y(i)$ - Sequências de pontos amostrados de um sinal.

RESUMO

Neste trabalho é descrito um sistema para aquisição e processamento do sinal de eletrocardiograma (ECG) para uso em experimentos de fisiologia cardíaca adaptativa de animais aquáticos (peixes). A aplicação imediata destina-se ao Laboratório de Zoofisiologia e Bioquímica Comparativa do Departamento de Ciências Fisiológicas da Universidade Federal de São Carlos. Um algoritmo de processamento do sinal de ECG é proposto, implementado e comparado com outros dois algoritmos, descritos na literatura especializada, tendo demonstrado ótimo desempenho. Um sistema de controle de experimentação, onde as condições do meio como temperatura e pressão de oxigênio, são mantidas constantes, também foi implementado.

Palavras Chaves: Processamento Digital, Eletrocardiograma, Fisiologia Cardíaca.

ABSTRACT

In this work a system for signal acquisition and digital processing of the electrocardiogram (ECG) for adaptive cardiac physiology of fishes is described.

The instrumentation has been developed to be used in the “Laboratório de Zoofisiologia e Bioquímica do Departamento de Ciências Fisiológicas da Universidade Federal de São Carlos”. A new algorithm for signal processing of ECG is proposed, implemented and compares favourable with two others described in the literature.

Also, a control system to keep constant the temperature and pressure has been designed.

Key words: Digital Processing, Electrocardiogram, Cardiac Physiology.

1.- O PROCESSAMENTO DIGITAL DO ELETROCARDIOGRAMA

1.1 - INTRODUÇÃO

Na eletrocardiografia (ECG), na eletroencefalografia (EEG), bem como em outros fenômenos bio-elétricos, os sinais elétricos de interesse são gerados no interior do corpo. Por esta razão o ECG contém informações para diagnóstico, já que reflete o comportamento biológico do coração[1]. Faremos a seguir um breve comentário, a respeito da fisiologia cardíaca, para mostrar a origem do sinal bio-elétricos de ECG.

O coração é composto basicamente de um músculo especializado (o músculo cardíaco). Dentro desta especialização desenvolveram-se outras que dão origem às paredes das câmaras, válvulas, nodos marca-passo, feixes de condução de sinal, etc. Cada célula do coração é envolta por uma membrana que separa o espaço intracelular do meio externo. Para uma célula típica, é usada energia metabólica para criar um ambiente interno rico em potássio mas pobre em sódio, comparado com a composição extra-celular, alta em sódio e baixa em potássio. Devido a este gradiente um potencial elétrico ocorre através da membrana, a qual possui internamente algo em torno de 90 mV negativos em relação ao exterior. Quando uma célula é estimulada (pela passagem de uma corrente elétrica que momentaneamente aumenta o potencial através da membrana), as propriedades da membrana provocam uma mudança cíclica, e durante este tempo, torna-se permeável ao sódio. Uma grande corrente de sódio para dentro resulta da difusão e do gradiente elétrico e, logo após isto ocorre a contração da célula muscular. Este influxo constitui a geração de uma corrente elétrica e, durante este transiente, a célula comporta-

se essencialmente como um dipolo elétrico. Este transiente inicial é responsável pela ativação das células adjacentes e transporta esta frente de despolarizações celulares. Quando da recuperação da célula, através de energia metabólica, o potencial de ação da célula termina e ela está pronta para ser estimulada novamente. O potencial de membrana normalmente estável, comporta-se de forma diferente em alguns conjuntos de células dentro do conjunto de músculos do coração : estas células, presentes por exemplo no nodo sino-atrial ou nodo marca-passo, possuem um potencial de membrana instável, são células auto-excitatórias e desencadeiam o disparo das outras células, determinando o ritmo cardíaco[2].

Os sinais elétricos gerados no coração podem ser captados em qualquer parte do corpo, já que este é um meio condutor. Se o potencial elétrico medido entre os braços direito e esquerdo forem amplificados podemos fazer um registro do somatório de todas as ondas, propagadas das diversas regiões do coração, durante a evolução do ciclo cardíaco. A este registro damos o nome de eletrocardiograma. Cada trecho de um ciclo do eletrocardiograma, que corresponde a um evento elétrico específico de uma determinada região do músculo cardíaco e ao mesmo tempo a uma atividade mecânica correspondente, foi classificado de acordo com a ocorrência de uma determinada onda e é dividido basicamente em onda P, complexo QRS, onda T e ocasionalmente onda U. Obviamente, os registros não são efetuados apenas entre os braços. São conhecidas atualmente 12 derivações principais ou formas de medida de acordo com o ponto de contato dos eletrodos com o corpo, sendo que com duas ou mais derivações podemos fazer um

registro espacial da atividade elétrica do coração: é a chamada vetorcardiografia. A tabela 1 mostra as convenções das 3 derivações principais.

Derivação	Diferença de Potencial
D _I	$\phi(LA) - \phi(RA)$
D _{II}	$\phi(LL) - \phi(RA)$
D _{III}	$\phi(LL) - \phi(RA)$

TABELA (1) As 3 derivações principais do ECG.

Onde $\Phi(LA)$ = potencial do braço esquerdo

$\Phi(RA)$ = potencial do braço direito

$\Phi(LL)$ = potencial da perna esquerda

Os potenciais são medidos diferencialmente, onde o eletrodo conectado à perna direita é tomado como referência (GND).

A função do coração entretanto, é de bombear sangue. A atividade elétrica é importante somente por que inicia a contração muscular. Caminhos de condução anormais do sinal elétrico no coração, ou velocidades de propagação anormais, muito baixas ou muito altas se refletem em alterações no ECG, bem como disfunções que diminuem o poder de contração dos músculos cardíacos. Problemas de condução de sinal produzem freqüentemente fibrilação atrial (dessincronização das contrações entre as células do átrio) ou taquicardia/bradicardia (aumento/diminuição da freqüência cardíaca), enquanto que a diminuição do poder de contração dos músculos pode provocar uma diminuição da irrigação sangüínea de algumas porções do próprio coração, resultando em áreas

necrosadas, que serão posteriormente substituídas por tecido fibroso, não contrátil (infarto do miocárdio).

Vemos na figura seguinte o que chamamos de eletrocardiograma escalar padrão[1], com as respectivas denominações das ondas, intervalos e segmentos. Nos registros usuais de ECG são utilizadas bases de tempo (velocidade do papel) e amplitude padronizadas de 25 mm/s, na qual cada divisão de 5mm do papel corresponde a 0,2 s. A amplificação é ajustada de modo que tenhamos 0,1 mV/mm. Picos do ECG geralmente estão abaixo dos 5mV.

FIGURA (1) O eletrocardiograma escalar padrão.

Cada onda ou intervalo do registro corresponde a um evento elétrico:

- P - Despolarização dos átrios esquerdo e direito desencadeado pelo nodo S-A
- PR - Atraso de condução provocado pelo nodo A-V
- QRS - Despolarização dos ventrículos
- ST - Período refratário
- T - Recuperação dos ventrículos

Valores típicos de amplitude e duração podem ser vistos abaixo:

evento	valores
Intervalo P-R	0,12 - 0,20 s
Complexo QRS	0,07 - 0,10 s
Amplitude P	<0,25 mV
Duração P	<0,11 s
Amplitude R	<2,7 mV
Amplitude T	<0,8 mV

TABELA (2) Valores típicos de amplitude e duração do ECG.

Uma grande quantidade de informações pode ser obtida do registro do ECG. é um método passivo e não invasivo de investigação e, apesar de conhecido a quase um século, é de fundamental importância para procedimentos clínicos. Dia após dia novas descobertas mostram a versatilidade e a importância deste registro simples e direto[3] .

A análise tradicional do ECG é feita via de regra por inspeção visual e parte usualmente da identificação do complexo QRS, que determina o início da contração ventricular esquerda. Para análise de longos períodos de ECG entretanto, torna-se difícil e cansativa a análise visual, e este foi o motivo que levou a cabo pesquisas no sentido de se analisar através de um sistema computadorizado, determinadas ocorrências passíveis de serem detectadas por um algoritmo computacional.

1.2 - CARACTERÍSTICAS DO PROCESSAMENTO DIGITAL DO ECG

Tradicionalmente, o sinal de ECG é captado, amplificado, filtrado e registrado em papel através de instrumentos galvanométricos de bobina móvel. Atualmente, sistemas computadorizados de aquisição e tratamento do ECG, vem sendo usados largamente na moderna prática clínica. Estes sistemas são capazes de processar longos períodos de gravação em um curto intervalo de tempo. Neste processo, o sinal de ECG é obtido de maneira análoga, através de eletrodos de contato, amplificado, filtrado analogicamente e amostrados a taxas que variam de 250 a 500 Hz[3] e armazenados de forma digital em um meio magnético como fita ou disco.

Uma vez que trata-se de um sinal periódico classificado como pseudo-aleatório[4], podemos lançar mão de ferramentas matemáticas de análise frequencial ou, o que é mais comum, produzir algoritmos especialistas, fundados na base de conhecimento humana, que façam a interpretação no domínio temporal.

Um algoritmo de análise prático consiste basicamente em procurar eventos com uma determinada característica morfológica do sinal. Para isto os métodos mais usados fazem uso das transformações não lineares como cálculo de derivadas e integrais discretas, imposições, testes condicionais consecutivos e outras técnicas de reconhecimento de padrões, que veremos no decorrer deste trabalho.

O algoritmo deve entretanto, ser robusto ou seja, ser imune aos distúrbios técnicos de obtenção do sinal como ruído e os chamados artefatos (captação de um sinal espúrio indesejado e de difícil identificação). O desempenho e a robustez destes algoritmos impõem o limite crítico do desempenho do sistema como um todo[5].

1.3 - INSTRUMENTAÇÃO

A parte essencial de um sistema de aquisição do sinal de ECG consiste em um amplificador diferencial com alta impedância de entrada. A entrada do amplificador deve ter acoplamento AC para os eletrodos com frequência de corte inferior igual a 0.05 Hz, ou acoplamento DC com recurso de eliminação do nível DC presente devido à diferença de impedância dos eletrodos, que causa desvios da linha de base.

Um dos problemas mais comuns no registro do ECG é a interferência da linha de 60 Hz que costuma ser maior que o próprio sinal de interesse. O recurso mais comum a ser utilizado é o uso de amplificadores diferenciais para instrumentação com alta relação de rejeição ao modo comum, CMR (da ordem de 1000:1 entre 45 a 65 Hz)[1]. O outro grande obstáculo para se obter sinais de boa qualidade é o fenômeno de desvio de linha de base, que pode ocorrer devido a influência de miogramas (sinais musculares indesejados) ou eletrodos mau conectados. Para resolver este problema, uma rede RC pode ser introduzida no acoplamento de entrada do amplificador, com a finalidade de bloquear a componente DC do sinal. Uma constante de tempo de 3s mantém a fidelidade da forma de onda do ECG[1].

O sinal deve ainda ser filtrado para eliminação das componentes de alta frequência. Uma filtragem inadequada pode produzir distorções na forma de onda tanto em amplitude como nos intervalos padrões do sinal, dentro do ciclo. Estudos na característica do ECG têm mostrado que erros na amplitude das ondas Q, R e S menores

que 0.1 mV, requerem frequências de corte superiores a 100 Hz, enquanto que erros nos intervalos resultam satisfatórios com frequências de corte na ordem dos 60 a 80 Hz.

Os amplificadores de ECG fornecem na sua saída um sinal da ordem de 100 mV. Alguns modelos possuem um seletor para escolha de qual derivação deve ser registrada, outros fornecem simultaneamente 3 ou mais derivações.

Para o processamento são usadas interfaces de aquisição multicanal que realizam a digitalização do ECG. Enfim os programas de tratamento de sinal processam o ECG, de acordo com a finalidade do estudo em questão, e emitem os relatórios de resultados.

1.4 - O SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE ECG

Um sistema para aquisição e processamento de sinal de ECG para 3 canais simultâneos, usados para as derivações DI, DII e DIII, pode ser implementado utilizando-se 3 amplificadores e 3 conversores A/D funcionando em paralelo. A estrutura do algoritmo de conversão consiste em iniciar as conversões, esperar até que todas as 3 estejam completas, adquirir os 3 dados e aguardar o próximo instante para nova conversão. Desde que estejamos utilizando um conversor A/D cujo tempo de conversão seja substancialmente menor que o intervalo de amostragem, podemos considerar que ao final do processo teremos um sinal de 3 fases discretizado na amplitude e no tempo, ou seja um sinal digital.

Se quisermos armazenar em memória os vetores dos sinais, a quantidade de "bytes" necessária pode ser dada pela expressão :

$$N \text{ de Bytes} = N_c \times R_a \times t$$

onde N_c = quantidade de canais

R_a = taxa de amostragem

t = tempo em segundos

Por exemplo, a uma taxa de 250 amostras por segundo em 3 canais, quantizadas em 8 bits, para 1 minuto teremos :

$$N \text{ de Bytes} = 45\,000 \text{ bytes ou } \sim 44 \text{ Kb !}$$

É fácil concluir que os dados deverão ser armazenados em disco a intervalos regulares. Durante este processo de gravação a aquisição fica interrompida caso estejamos usando uma interface controlada pelo computador. Se quisermos continuar a aquisição enquanto ocorre a gravação, teremos que usar uma interface com possibilidade de assumir o controle da memória (DMA), e que possua controle de aquisição interno.

Os sistemas de processamento podem ser divididos em 2 tipos :

Tempo real - quando os dados são tratados simultaneamente com a aquisição. Neste caso são usados computadores dedicados, de alta velocidade ou componentes VLSI dedicados. Seu uso encontra aplicação no monitoramento de pacientes em UTIs.

Processamento posterior - quando uma grande quantidade de dados é armazenada para ser processada no final do processo de aquisição. Seu uso é bastante freqüente nos sistemas tipo Holter, usados para processar em torno de 24 horas de ECG e identificar um evento cuja ocorrência não é freqüente ao longo do tempo.

1.5 - AS TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DO ECG

Considerando as circunstâncias desfavoráveis em que são efetuados os registros de ECG e considerando a grande quantidade de informação contida neste registro, que é muito maior do que a simples informação de frequência ou arritmia, é fácil entender porque o processamento computadorizado do ECG têm merecido especial atenção nos últimos anos. Um computador pode realizar operações de tratamento como "limpeza" do sinal dos ruídos e artefatos e tornar possível medidas cuja acuracidade dificilmente seria conseguida com processamento analógico.

As referências mais antigas, que a literatura faz a respeito de sistemas de processamento, coincidem com o surgimento dos computadores digitais na década de 60 e até 1970 vários sistemas são descritos [6,7].

FIGURA (2) Seqüência de processamento de ECG.

Além dos tratamentos de eliminação de ruídos, ou filtragem, que utiliza métodos não especificamente desenvolvidos para esta área, de acordo com a figura acima vemos

que os algoritmos de processamento podem ser divididos em 4 grupos fundamentais, que podem estar todos ou em parte presentes em um sistema[3].

Vale lembrar também, que muitas das técnicas de compressão de sinais usuais são empregadas na tentativa de redução de espaço para armazenagem deste registro.

1.5.1 - DETECÇÃO DO QRS

A demanda por detetores do complexo QRS é grande, já que um grande número de distúrbios são analisados neste trecho do ECG. Falsas detecções são facilmente provocadas por ondas P e T de amplitude muito grande. Quando é usado um sistema multicanal, a possibilidade de erro diminui pois os artefatos geralmente aparecem de maneira diferente em cada canal.

A estrutura de um detetor geralmente consiste de um pré-processamento que, via de regra, é um filtro passa-banda centrado em 15 ou 20 Hz e uma largura de faixa de 5 a 10 Hz, mais uma regra de decisão baseada em algum tipo de transformação do sinal. algumas das informações que podem ser conseguidas, imediatamente à saída deste detetor são: frequência cardíaca e arritmia.

Estes fatos justificam a ênfase deste trabalho no que concerne à implementação de um detetor de ECG robusto.

1.5.2 - CORREÇÃO DA LINHA DE BASE

As variações da linha de base ocorrem devido à respiração e aos movimentos do corpo. As correções da linha de base pode ser feita em diferentes pontos da análise : 1) antes da detecção do complexo QRS; 2) antes da classificação do batimento; 3) depois da classificação do batimento. Normalmente é feita por meio de filtros lineares[9,10].

1.5.3 - CLASSIFICAÇÃO DO BATIMENTO

A classificação da morfologia é feita normalmente por meio de técnicas de correlação que fornece bons resultados se o sinal não for ruidoso. A classificação do batimento é, em essência, distinguir um batimento entre duas categorias : morfologia dominante ou aberrante[11]. Enquanto uma morfologia dominante será usada para o estabelecimento de um padrão de morfologia, a aberrante será usada para investigações futuras de alguma espécie ou usada para detecção de arritmia.

1.5.4 - ESTIMATIVA DA MORFOLOGIA DO BATIMENTO

Tendo executado os passos anteriores, resta ainda estimar qual a morfologia dominante em uma seqüência amostrada de ECG. Os algoritmos para este propósito dividem-se em duas categorias: 1) algoritmos para processamento em bloco e 2) algoritmos para processamento recursivo. Enquanto o processamento em bloco utiliza uma quantidade fixa de amostras (ex. 10 segundos) para implementar o estimador, no processamento recursivo o estimador é atualizado a cada novo ciclo, adicionando-se uma certa fração da diferença entre a última estimativa e o novo ciclo à última estimativa[12].

Nos capítulos subseqüentes, todas estas fases serão analisadas com mais detalhes.

No capítulo 2 apresentamos uma revisão bibliográfica onde são comentadas as estruturas de implementação dos algoritmos, para cada fase do processamento. Esta revisão será feita em ordem cronológica.

No capítulo 3 será apresentado o sistema de 3 canais, implementado para obtenção dos dados, para aplicação à que se destina o trabalho: fisiologia cardio-respiratória de peixes. Neste mesmo capítulo é apresentado um subsistema de controle automático do experimento, desenvolvido para dar suporte ao sistema, no sentido de manter as condições ambientais de temperatura e pressão de oxigênio dissolvido, no tanque de experimentação.

No capítulo 4 apresentamos a proposição e o desenvolvimento do algoritmo de processamento do sinal de ECG para o uso em questão.

O capítulo 5 mostra os resultados da aplicação do algoritmo, analisados em conjunto com um profissional da área de fisiologia cardíaca (análise visual), e apresentados em forma de tabelas e gráficos .

Os comentários e conclusões, acerca do método proposto e dos resultados obtidos, estão no capítulo 6.

2. - O ESTADO DA ARTE

A seguir são apresentadas as técnicas propostas ou desenvolvidas para tratamento do sinal de ECG. Esta revisão foi feita em ordem cronológica e relata cada um dos aspectos comentados no capítulo anterior.

2.1. - ANÁLISE COMPUTADORIZADADA DO ECG

O primeiro passo a ser tomado no processamento digital do ECG inicia pela detecção do complexo QRS. Assim, **Sheffield e outros [6]** desenvolveram um sistema de aquisição e processamento levando-se em conta a amplitude do sinal para detecção do QRS que se apresenta com um nível de sinal normalmente maior que as outras ondas. Usaram este sistema para monitorar frequência cardíaca em pacientes sujeitos ao exercício físico. Os resultados foram satisfatórios desde que a relação sinal/ruído fosse alta. Este trabalho têm apenas valor histórico, não sendo representativo em termos de aplicabilidade.

2.1.1 - DETECÇÃO DO QRS BASEADO EM PREDIÇÃO LINEAR

Lin e Chang [4] usaram a técnica de predição linear, normalmente usada para processamento da voz. Baseando-se no fato de que existem algumas significativas propriedades indicando que o ECG, após o processamento com o algoritmo de predição linear de Durbin, possui características importantes no sinal de erro residual, demonstraram que a ordem do preditor não precisa ser maior que 2 para rápida detecção de arritmia.

A estrutura deste conceito começa por assumir que uma seqüência de pontos amostrados de um ECG $s(i)$ pode ser aproximada por uma outra seqüência $\hat{s}(i)$ a qual é determinada por um único conjunto de coeficientes do preditor e P amostras passadas $s(i)$. Isto é:

$$\hat{s}(i) = -\sum_{k=1}^P a(k) * s(i-k) \quad (1)$$

Onde $a(k)$ é o K-ésimo coeficiente linear preditivo (LPC).

A diferença entre a seqüência real e a seqüência preditiva é normalmente chamada de sinal de erro residual (RES) $e(i)$,

$$e(i) = s(i) - \hat{s}(i) \quad (2)$$

$$= s(i) - \hat{s}(i) = \sum_{k=1}^P a(k) * S(i-k) \quad (3)$$

A seqüência preditiva $s(i)$, de acordo com a teoria de sistemas lineares, é a saída de um filtro de P-ésima ordem em resposta a um impulso finito cuja função de transferência é dada por :

$$P(z) = \sum_{k=1}^P a(k) Z^{-k} \quad (4)$$

E $E(z)$ pode ser vista como sinal de erro residual de um sistema cuja função de transferência é obtida de (2) pela transformada z :

$$E(z) = S(z) - \sum_{k=1}^P a(k) * Z^{-k} * S(z) \quad (5)$$

$$= (1 - \sum_{k=1}^P a(k) * Z^{-k}) * S(z) \quad (6)$$

Entre os métodos para se encontrar os coeficientes preditivos $a(i)$ o mais eficiente é conhecido como procedimento recursivo de Durbin.

Através da aplicação de um "Threshold" adaptativo ao sinal de erro é possível gerar um trem de pulsos na ocorrência do complexo QRS. O processo foi usado para se estudar a ocorrência de contração ventricular prematura (PVC), um tipo de arritmia, com sensibilidade de 92 por cento de detecção.

2.1.2 - ALGORITMOS BASEADOS EM AMPLITUDE E PRIMEIRA DERIVADA

Moriet e Mahoudeax [13] utilizaram um limiar de amplitude "threshold" que é calculado como uma fração do maior valor na sequência de pontos amostrados

$$\text{Limiar de amplitude} = 0.3 \max [X(n)]$$

A primeira derivada $Y(n)$ é calculada para cada ponto de $X(n)$ de modo que

$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1) \quad (7)$$

Um possível candidato a QRS ocorre quando 3 pontos consecutivos, no vetor de primeira derivada, têm uma inclinação que excede o limiar de amplitude tomado como positivo, e é seguido nos próximos 100 mS por dois pontos consecutivos excedendo o limiar de amplitude, tomado como valor negativo (inclinação descendente).

Uma adaptação do esquema de detecção analógico foi desenvolvido por **Fraden e Newman [14]**. O valor do limiar é calculado como uma fração do valor de pico do ECG.

$$\text{Limiar de amplitude} = 0.4 \max [X(n)]$$

O conjunto de pontos é então retificado :

$$Y0[n] = X(n) \text{ se } X[n] \geq 0$$

$$Y0[n] = -X[n] \text{ se } X[n] < 0$$

O ECG retificado é então passado por um grampeador de nível:

$$Y1(n) = Y0(n) \text{ se } Y0(n) \geq \text{Limiar de amplitude}$$

$$Y1(n) = \text{Limiar de amplitude se } Y0(n) < \text{Limiar de amplitude}$$

A primeira derivada é calculada para cada ponto do ECG retificado e grampeado

$$Y2(n) = Y1(n+1) - Y1(n-1) \quad (8)$$

Um possível candidato a QRS ocorre quando um ponto em $Y2(n)$ excede um limite constante fixo:

$$Y2(i) > 0.7$$

Gustafson [15] começa calculando a derivada primeira para cada ponto do vetor de pontos de ECG:

$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1) \quad (9)$$

No vetor das derivadas são procurados pontos que excedam uma constante de limiar:

$$Y(i) \geq 0.15$$

Os três próximos valores de derivadas $Y(i+1)$, $Y(i+2)$ e $Y(i+3)$ devem também exceder 0.15. Se as condições acima forem satisfeitas o ponto i pode ser considerado um candidato a QRS se os próximos 2 pontos amostrados possuírem produtos de inclinação e amplitude positivos :

$$Y(i+1) X(i+1) \text{ e } Y(i+2) X(i+2) > 0$$

2.1.3 - ALGORITMOS BASEADOS SOMENTE NA PRIMEIRA DERIVADA

No algoritmo de **Menard [16]** A derivada primeira é calculada para cada ponto do ECG usando a fórmula:

$$Y(i) = -2X(n-2) - X(n-1) + X(n+1) + 2X(n+2) \quad (10)$$

Um limiar de inclinação é calculado como uma fração da máxima inclinação do vetor de primeira derivada:

$$\text{Limiar de inclinação} = 0.70 \max [Y(n)].$$

O vetor de primeira derivada foi percorrido para encontrar pontos que excedam o limiar de inclinação. O primeiro ponto em que isso ocorre é classificado como um candidato a QRS.

Trabalhando no mesmo esquema, um algoritmo desenvolvido originalmente por **Holsinger [17]**, têm sido usado na atualidade com modificações. É calculada a derivada primeira da seqüência:

$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1)$$

Este vetor é então percorrido até que seja encontrado um ponto que exceda o limiar de inclinação:

$$Y(i) > 0.45$$

Um candidato a QRS ocorre se um outro ponto nas próximas 3 amostras também exceda o limiar:

$$Y(i+1) > 0.45, \text{ ou}$$

$$Y(i+2) > 0.45, \text{ ou}$$

$$Y(i+3) > 0.45.$$

2.1.4.- ALGORITMOS BASEADOS NA PRIMEIRA E SEGUNDA DERIVADAS

O processo apresentado por Balda [18], começa por calcular o valor absoluto da primeira e segunda derivada:

$$Y0(n) = \text{ABS}[X(n+1) - X(n-1)]$$

$$Y1(n) = \text{ABS}[X(n+2) - 2X(n) + X(n-2)]$$

Estes dois vetores são escalonados e então somados:

$$Y2(n) = 1.3Y0(n) + 1.1Y1(n) \quad (11)$$

Este vetor é percorrido até que um limiar seja alcançado ou ultrapassado:

$$Y2(i) \geq 1.0$$

Quando isto ocorre, os próximos oito pontos são comparados ao limiar. Se seis ou mais pontos destes oito atingem ou excedem o limiar, o critério de identificação de um QRS é estabelecido.

Ahlstrom e Tompkins[19] desenvolveram também um algoritmo baseado na primeira e segunda derivadas, no qual a primeira derivada retificada é calculada:

$$Y0(n) = \text{ABS}[X(n + 1) - X(n - 1)]$$

A primeira derivada retificada é então suavizada:

$$Y1(n) = [Y0(n - 1) + 2Y0(n) + Y0(n + 1)] / 4$$

A segunda derivada retificada é calculada:

$$Y2(n) = \text{ABS}[X(n + 2] - 2X(n) + X(n - 2)]$$

A primeira derivada, retificada e suavizada é então somada à segunda derivada retificada:

$$Y3(n) = Y1(n) + Y2(n)$$

O valor máximo desta sequência é determinado e normalizado para servir como um limiar primário e secundário:

$$\text{Limiar primário} = 0.8 \max[Y3(n)]$$

$$\text{Limiar secundário} = 0.1 \max[Y3(n)]$$

A sequência $Y3(n)$ é então percorrida até que seja encontrado um ponto que excede o limiar primário, que será classificado como um possível candidato a QRS. Para que seja confirmado, os próximos seis pontos consecutivos devem ser todos iguais ou maiores que o limiar secundário:

$$Y3(i) \geq \text{limiar primário, e}$$

$$Y3(i + 1), Y3(i + 2), \dots, Y3(i + 6) > \text{Limiar secundário}$$

2.1.5. - ALGORITMOS BASEADOS EM FILTROS DIGITAIS

Usando esta filosofia de construção de ferramentas de análise, temos o algoritmo proposto por **Engelese e Zeelenberg[20]**, no qual o ECG é passado através de um filtro rejeita faixa centrado em 62,5 Hz :

$$Y0(n) = X(n) - X(n-4) \quad (12)$$

O sinal filtrado é então passado através de um filtro digital passa-baixa

$$Y1(n) = Y0(n) + 4Y0(n - 1) + 6Y0(n - 2) + 4Y0(n - 3) + Y0(n - 4) \quad (13)$$

Dois valores de limiar são usados, iguais em magnitude mas opostos em polaridade. A saída do filtro é então percorrida até que um ponto com magnitude maior

que o limiar positivo é encontrado. Este ponto é tomado como inicial de uma região de 160 mS. O número de cruzamentos alternados de limiar é usado para classificar o cruzamento inicial como sendo um desvio da linha de base, um candidato a QRS ou ruído:

Se $Y1(i) > 21,0$ então o início da região = i .

Se nenhum outro limiar foi cruzado dentro da região de 160 mS, a ocorrência é classificada como desvio da linha de base. Senão 3 condições serão testadas:

Condição 1 : Se $Y1(i + j) < -21,0$	$0 < j < 40$
Condição 2 : Se $Y1(i + j) < -21,0$	$0 < j < 40$ e
$Y1(i + k) > 21,0$	$j < k < 40$
Condição 3 : se $Y1(i + j) < 21,0$	$0 < j < 40$ e
$Y1(i + k) > 21,0$	$j < k < 40$ e
$Y1(i + 1) < -21,0$	$k < 1 < 40$

Se qualquer uma das condições anteriores se aplicam, a ocorrência é classificada como QRS. Se um limiar adicional é cruzado, então será classificada como ruído. Fim do algoritmo.

Okada[21] faz num primeiro estágio, uma suavização do sinal usando um filtro média móvel de 3 pontos:

$$Y0(n) = [X(n-1) + 2X(n) + X(n+1)] / 4 \quad (14)$$

resultado é aplicado a um filtro passa baixa:

$$Y1(n) = [1 / (2m + 1)] \sum_{k=n-m}^{n+m} Y0(k) \quad (15)$$

A diferença entre a saída e a entrada do filtro passa baixa é elevada ao quadrado:

$$Y2(n) = (Y0(n) - Y1(n))^2$$

E então é filtrado:

$$Y3(n) = Y2(n) \left\{ \sum_{k=n-m}^{n+m} Y2(k) \right\}^2 \quad (16)$$

Uma quarta seqüência é formada usando a formula:

$$Y4(n) = Y3(n) \text{ se } [(Y0(n) - Y0(n - m))] \text{ ou}$$

$$[(Y0(n) - Y0(n + m))] > 0$$

$$Y4(n) = 0 \quad \text{caso outra condição ocorra}$$

O valor máximo desta seqüência é determinado e normalizado para definir um limiar:

$$\text{Limiar} = 0.125 \max [Y4(n)]$$

Um possível candidato a QRS ocorre quando um ponto em $Y4(n)$ excede o limiar.

Okada sugere que m seja igual a 4 para bons resultados. Se m aumenta, a eficiência melhora às custas de maior esforço computacional.

2.1.6. - ALGORITMO BASEADO NO MÉTODO DA MÁXIMA ENTROPIA

Schels e outros [23] usam análise frequencial baseada em um modelo auto-regressivo (AR), técnica de cálculo de potência espectral para uma sequência finita de amostras reais. Para obter os M parâmetros AR estimados $a(M,m)$, $1 < m < M$, de N amostras de dados, a soma dos quadrados dos erros de predição são minimizados. Simultaneamente, o parâmetro de recursividade do algoritmo de Levinson-Durbin deve ser satisfeito. O espectro do MEM dos dados amostrados pode ser estimado por um conjunto de parâmetros AR $a(M,m)$.

$$MEM(f) = \frac{P_m}{\left| 1 + \left[\sum a(M,m) * \exp(-i * 2 * \pi * f * m * \delta) \right] \right|^2} \quad (17)$$

onde,

MEM(f) : densidade de potência espectral

P_m : erro de predição ou potência de ruído branco

F : frequência

δ : Intervalo de amostragem

M : ordem do processo, m: $m = 1, \dots, M$

$a(M,m)$: parâmetros AR.

Para efeito de análise, o MEM retorna um fator de normalidade (NF), que será usado para classificar o batimento como normal ou aberrante. O processo presta-se para classificar mas não para determinar qual a anormalidade, que deverá ser feita visualmente.

2.1.7. - ALGORITMOS BASEADOS EM OUTROS MODELOS

Murthy e Prasad [24] propõe um sistema teórico para delineação do ECG em suas harmônicas componentes. A transformada discreta de co-seno (DCT) é aproximada por uma função com dois pólos e dois zeros.

Trahanias [25] faz a detecção do QRS baseada em morfologia matemática, pela aplicação de um operador morfológico simples. Este operador funciona como um extrator de picos e vales, e é controlado pelo contorno do elemento estrutural.

Zheng e Tai[28] usam a transformada de Wavelet para detecção dos pontos característicos do ECG. Usando o aspecto multiescala das WT's, o complexo QRS pode ser distinguido das ondas P ou T, ruído, desvio da linha de base e artefatos.

2.2. - COMPRESSÃO DE DADOS NO ARMAZENAMENTO DO ECG

Como vimos anteriormente, a quantidade de dados para gravação de curtos intervalos de tempo é alta. Para 24 horas de gravação contínua está em torno de 30 MBytes.

Embora não represente uma técnica para o processamento do ECG, no sentido de se obter informações do sinal, citaremos alguns trabalhos importantes nesta linha de pesquisa.

Deste modo, **Jalaleddine e outros[22]** fazem um apanhado seguido de comparação entre as técnicas : modulação por código de pulso diferencial, AZTEC, CORTEZ, Fan e SAPA. Estes métodos incluem transformada de Fourier, Walsh e K-L.

Cetin, Köimen e Aydin[26] apresentam um sistema multicanal para compressão de ECG. Uma transformada linear é primeiramente aplicada ao sinal (foram usadas Karhunen-Loève e DCT). O resultado, no domínio transformado é então comprimido, usando vários esquemas de compressão, incluindo técnicas de compressão no domínio transformado.

Finalmente, **Philips[29]** apresenta um método que leva em conta a identificação das ondas antes da compressão. O método é menos sensível a erros no QRS e ainda remove o ruído branco do sinal.

3. O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS E CONTROLE DE EXPERIMENTAÇÃO

Com o objetivo de construir um sistema completo de aquisição e controle de experimentação, foram desenvolvidos circuitos que executam as funções de amplificação e digitalização do sinal de ECG, para a aplicação inicialmente proposta: fisiologia cardio-respiratória de peixes. Alguns eventos anômalos, no ECG, de interesse podem ser conseguidos se o animal for colocado sob condições críticas de hipóxia (baixo índice de oxigenação). Para que isto ocorra, necessitamos de um sistema que controle as condições do meio como tensão de O₂ e temperatura. Um sistema deste tipo foi desenvolvido e será descrito neste capítulo.

3.1. - O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE ECG DE 3 CANAIS

Descreveremos o sistema de digitalização do sinal de ECG para computadores padrão IBM PC-AT. O nosso sistema foi instalado em um computador com microprocessador Intel-80486.

3.1.1. - REQUISITOS DO SISTEMA

Para obtenção de um sinal digital de ECG de 3 canais necessitamos de um sistema mínimo:

- a) 3 Amplificadores de instrumentação para ECG;
- b) Taxa de amostragem de 250 Hz;
- c) 3 canais analógicos simultâneos;

- d) Intervalo de amostragem fixo;
- e) Quantização em 8 bits;

3.1.2. - DIAGRAMA DE BLOCOS

O diagrama de blocos do sistema pode ser visto abaixo:

FIGURA (3) Sistema de 3 canais para aquisição do ECG

As denominações dos terminais de entrada seguem a padronização usada para os registradores comerciais de ECG, que possuem 5 bornes ou conectores de entrada (o terminal C não foi usado), ligados aos eletrodos captadores, e estão designados na tabela que segue.

Denominação do Terminal de Entrada	Local de Colocação do Eletrodo no Paciente
L A (<i>Left Arm</i>)	Braço Esquerdo
R A (<i>Right Arm</i>)	Braço Direito
L L (<i>Left Leg</i>)	Perna Esquerda
R L (<i>Right Leg</i>)	Perna Direita
C (<i>Eletrodo explorador</i>)	Alguns pontos específicos sobre o tórax

TABELA (3) Convenções adotadas sobre os eletrodos de ECG

Os animais usados para o experimento de fisiologia, descrito neste trabalho, são peixes que logicamente não têm pernas ou braços e sim equivalentes evolutivos. Os eletrodos utilizados são colocados como na convenção usada para mamíferos usando os correspondentes pontos. Em animais aquáticos, os eletrodos são implantados cirurgicamente em pontos que já foram pré definidos para obtenção do ECG.

Os trabalhos de fisiologia usando peixes, entretanto, mantêm as denominações do eletrodos como na tabela 2.

3.1.3. - AMPLIFICADOR DE ECG

Os amplificadores usados foram implementados de acordo com a configuração diferencial clássica para instrumentação, escolhida pela alta rejeição de modo comum, alto ganho e ao mesmo tempo simplicidade e baixo custo. 3 amplificadores foram usados, alimentados por uma fonte simétrica de 12 V e 500 mA de capacidade de fornecimento de corrente. O diagrama esquemático pode ser visto na figura 4.

FIGURA (4) Diagrama esquemático do amplificador de ECG.

O circuito foi ensaiado de acordo com os procedimentos descritos abaixo:

a) Sinal de entrada diferencial senoidal (1 mV) com frequências entre 5 e 300 Hz.

Resultado: A amplitude de saída manteve-se constante em 197 mV.

b) Sinal quadrado diferencial de 1 mV com frequências entre 5 e 300 Hz.

Resultado: Nenhuma deformação do sinal foi observada.

c) Sinal senoidal de 20 mV, 60 Hz comum às duas entradas.

Resultado: Amplitude do sinal de saída de 4.7 mV.

Com estes dados temos as seguintes características básicas do amplificador usado:

Ganho em modo diferencial $A_v = 197$, linear para a faixa ensaiada.

Ganho em modo comum $A_{vc} = 0,235$.

Taxa de rejeição de modo comum em 60 Hz CMR = 838:1.

3.1.4. - CONDICIONADOR DO SINAL

Para que possamos fazer a conversão precisamos de um pré tratamento analógico, no sinal amplificado, no sentido de:

a) eliminação do nível DC, que pode ocasionalmente aparecer devido à diferença de impedância entre os eletrodos;

b) introdução de um nível DC constante de 2.5 V para que a saída varie entre 0 e 5 V (requisito para o conversor A/D);

c) introdução de um ganho extra de 20 vezes para melhorar a resolução do sinal digital, já que os conversores usados trabalham na faixa de 0-5V

d) filtragem do sinal através de um circuito passa-baixa com frequência de corte de 100Hz.

e) introdução de um controle de ganho para adequação ao nível de ECG fornecido pelos eletrodos.

Todas estas funções são cumpridas pelo circuito da figura 5.

FIGURA (5) Condicionador do sinal amplificado de ECG

3.1.5. - INTERFACE ANALÓGICO/DIGITAL

Este circuito cumpre a função de comunicação dos módulos analógicos com o computador digital, transformando um sinal de ECG contínuo em uma sequência de amostras discretas no tempo e na amplitude.

De acordo com os requisitos exigidos pelo sistema desejado, foi desenvolvido o circuito da figura 6, compatível com o padrão de sinais existentes no conector de expansão de um microcomputador padrão PC-AT. Foi usado o endereço base 300H destinado a este tipo de protótipo de comunicação de entrada/saída (I/O).

A interface é composta basicamente do decodificador de endereços, portas de entrada e saída e 3 conversores A/D de 8 bits.

FIGURA (6) Interface analógico/digital.

No circuito vemos o primeiro estágio do decodificador de endereços composto pelos inversores e pela porta NAND de 8 entradas. Desta forma temos 8 sinais de habilitação disponíveis, de 300H até 307H, sendo que apenas 5 serão usados, 4 para entrada e 1 para saída de dados ou sinais de controle da interface. Os componentes 74LS138 e as portas OU combinam os sinais do decodificador de endereços com os sinais de escrita ou leitura de I/O, vindos do computador (-IOW e -IOR), para produzir os sinais de habilitação no momento em que o microprocessador fizer referência aos endereços usados. O CI 74LS374, usado como trava de dados, define o canal dos conversores (ADC 0808) a ser usado, através dos bits D0, D1, D2 e habilita os conversores a aceitar este endereço através dos bits D3, D4 e D5. Esta trava (74LS374) é habilitada pelo endereço 304H. O componente 74LS244 lê, através do endereço 303H, os sinais EOC (*end of conversion*) fornecidos pelos conversores informando que uma nova tripla de valores está disponível para leitura, através dos bits D0, D1 e D2. O bit D4 lê um sinal de clock (250 Hz) que irá sincronizar o momento de início do próximo pedido de conversão. O oscilador de clock fornece um sinal de aproximadamente 100 KHz para os conversores A/D. O oscilador de amostragem fornece um sinal de 250 Hz que irá determinar a frequência de amostragem do sinal, este sinal entra nos conversores A/D no pino designado por SC (*start conversion*). Finalmente, os endereços 300H, 301H e 302H tiram as saídas de dados, dos conversores (ADC 0808), do estado de alta impedância, conectando-as ao barramento de dados do computador, momento em que são lidas 3 amostras simultâneas do sinal. Note-se que cada conversor disponibiliza 8 canais, sendo que apenas o canal 0 é usado.

O diagrama de temporização da interface é mostrado na figura 7.

FIGURA (7) Diagrama de temporização da interface.

Este diagrama mostra como o sinal amostrado será sincronizado com a frequência de amostragem.

3.1.6. - O MICROCOMPUTADOR

A unidade de processamento do sistema é um microcomputador, padrão IBM-PC AT 80486 com os periféricos padrão.

3.1.7. - O SOFTWARE DE AQUISIÇÃO DO ECG

Para operacionabilidade do sistema de aquisição de dados foi desenvolvido um programa que facilita as operações de aquisição em tempo real e armazenamento do sinal. Trabalhando em plataforma gráfica, o sinal é apresentado na tela ao mesmo tempo em que ocorre a aquisição. O

programa apresenta ainda facilidades para visualização de etapas intermediárias do processamento.

3.1.7.1. - A ESTRUTURA DO PROGRAMA

A figura 8 representa o diagrama de fluxo de dados do software de aquisição do sinal de ECG. Vemos que possui dois módulos básicos : aquisição ou reprodução de um sinal pré gravado. No modo reprodução, temos a possibilidade de aplicação das rotinas de processamento, feito portanto, a posteriori.

FIGURA (8) Diagrama de fluxo de dados do programa de aquisição e processamento

3.1.7.2. - A ESTRUTURA DOS DADOS

Os arquivos que irão conter as amostras do sinal de ECG são do tipo arquivo tipado definido em linguagem pascal como:

```
Type ECG = Record  
  
        D1 : integer;  
  
        D2 : integer;  
  
        D3 : integer;  
  
    end;  
  
Type VetorECG = Array[1..4096] of ECG;  
  
Type Arquivo  = File of VetorECG;
```

Os campos do registro ECG, apesar de conterem dados que poderiam ser armazenados em uma variável tipo Byte, foram considerados como inteiro para facilidade de processamento futuro.

Cada posição do arquivo conterá portanto, um vetor de 4096 registros de 3 campos.

A utilização de um arquivo deste tipo, em detrimento das facilidades encontradas na manipulação do tipo pré definido "Text", é plenamente justificada pela alta taxa de transferência para disco, verificada nesta estrutura.

3.2. - O SUB-SISTEMA DE CONTROLE DE EXPERIMENTAÇÃO

Como já foi dito, os dados experimentais para o desenvolvimento deste trabalho, foram obtidos de animais aquáticos, mais especificamente, peixes. O sistema que descreveremos a seguir foi desenvolvido para controlar as condições ambientais em que se realizarão os registros de ECG, já que determinados eventos deverão ser provocados, alterando-se estas condições.

Na figura 9 vemos a representação diagramática do processo com a instrumentação instalada.

FIGURA (9) Sistema de experimentação com condições controladas.

A necessidade de oxigênio dos animais aquáticos é obtida pela passagem de água pelas brânquias. Durante este processo, a tensão de O_2 decresce gradativamente à medida que a circulação sanguínea transporta este oxigênio até os tecidos, de modo que à saída das brânquias a água torna-se mais pobre em O_2 e rica em CO_2 (Hughes, 1973; Wood e Lenfant, 1979). Em situações de hipóxia ambiental pode haver redução dos níveis de O_2 que chegam aos tecidos, como é comum por exemplo, em ambientes aquáticos tropicais.

Alguns dos parâmetros respiratórios que auxiliam e ajudam a avaliar e compreender a eficiência dos organismos aquáticos são: consumo de O_2 (VO_2) ou taxa metabólica, medida em $mlO_2 \cdot Kg \cdot h^{-1}$, ventilação branquial (VG) medida em $H_2O \cdot Kg^{-1} \cdot min^{-1}$ volume respiratório (V_t) medido em $ml H_2O Kg bat op.$ e extração ou EO_2 dada em porcentagem. Em conjunto com estes dados, é de grande importância o acompanhamento do comportamento cardíaco do animal.

Para realização dos experimentos, o peixe é colocado em um respirômetro que é constituído de um tubo de PVC rígido de diâmetro compatível com o tamanho do animal, com a finalidade de imobilização. Este tubo fica imerso no tanque de experimentação e possui orifícios para passagem dos catéteres e fios dos eletrodos, quando da avaliação da atividade cardíaca. Deste modo é possível a monitoração contínua dos parâmetros biológicos, de acordo com o protocolo experimental determinado. O fluxo de água através do respirômetro pode ser mantido constante através de um sistema gravimétrico envolvendo uma bomba elétrica de água, de modo que se possa trabalhar em regime de fluxo fechado, o que facilita o controle e promove a economia de gás N_2 .

As condições ambientais a serem controladas, ou simuladas, são temperatura e tensão de oxigênio dissolvido na água. O controle de temperatura é feito atuando-se sobre o aquecedor

elétrico. A concentração de O_2 na água é controlada, desde o valor máximo de saturação (em torno de 140 mmHg a 20 C), até valores próximos de zero, borbulhando-se N_2 , o que faz com que a capacidade de retenção de O_2 pela água diminua. Via de regra o controle é bastante crítico quando efetuado de maneira manual por um operador, que atua abrindo ou fechando a válvula do cilindro de N_2 à medida que lê o valor no medidor de tensão de oxigênio.

O primeiro respirômetro operado por computador foi utilizado para elucidar aspectos do ciclo respiratório de *Oreochromis niloticus* (Ross & McKinney); neste trabalho, porém o computador era usado para aquisição de dados, apenas.

3.2.1. - MODELO DE CONTROLE DE TENSÃO DE OXIGÊNIO

A figura abaixo representa o sistema de controle de O_2 dissolvido:

FIGURA (10) Modelo de controle de O_2

$G_p(S)$ representa a função de transferência dos sistema em malha aberta e $G_c(S)$ o controlador PID implementado:

$$G_c(S) = M(S) / E(S) = K_c (1 + 1/T_i S + T_d S) \quad (18)$$

Onde

K_c = constante proporcional

T_i = tempo integral

T_d = tempo derivativo

Devemos prover as necessárias filtragens para eliminar o termo derivativo em altas frequências, sem o que este controlador não pode ser implementado em um computador digital. Esta filtragem foi feita por um circuito analógico (rede RC) na entrada do medidor com constante de tempo igual a 1s .

No domínio do tempo, a equação 18 pode se escrita como

$$m(t) = K_c \cdot T_d \frac{de(t)}{dt} + K_c \cdot e(t) + \frac{K_c \cdot \int e(t) dt}{T_i} \quad (19)$$

onde $e(t)$ é o erro entre o *set-point* e a saída do sistema.

Se a equação 19 for passada à forma discreta, usando equação de diferença finita de primeira ordem, temos:

$$m_n = Kc \left[Td \left(\frac{e_n - e_{n-1}}{\Delta t} \right) + e_n + \frac{1}{Ti} \sum_0^n e_k \Delta t \right] \quad (20)$$

se introduzirmos novos parâmetros:

$$Kp = Kc \quad (21)$$

$$Ki = Kc Ts / Ti \quad (22)$$

$$Kd = Kc Td / Ts \quad (23)$$

onde $Ts = \Delta t$ = intervalo de amostragem.

Obtemos o algoritmo PID na forma:

$$\begin{aligned} S_n &= S_{n-1} + e_n \\ m_n &= Kp \cdot e_n + Ki \cdot S_n + Kd(e_n - e_{n-1}) \end{aligned} \quad (24)$$

onde

S_n = soma dos erros

m_n = saída do controlador PID

O cálculo dos parâmetros PID foi feito pelo método de Ziegler-Nicchhols (Ziegler & Nicchhols, 1942), já que não temos $Gp(S)$, e está sumarizado abaixo :

Foi efetuada uma entrada degrau (abrindo-se a válvula do cilindro de N2) medindo-se a concentração de O2 continuamente. Os parâmetros obtidos da curva foram:

$$L = 17 \text{ s}$$

$$Tp = 2000 \text{ s}$$

$$R = \text{tg } \alpha = 0,065$$

Escolhemos $T_s = 0,3L = 5,1s$ (intervalo de amostragem)

Obs. Este tempo também foi usado para definir o período PWM da válvula de N2. O motivo desta escolha é simples: Sincronização da tomada de dados com a atualização de cada ciclo PWM de controle.

deste modo

$$K_p = 1,2 / R(L+T_s) = 0,83 \quad (25)$$

$$K_i = 0,6T_s / R(L+T_s/2)^2 = 0,12 \quad (26)$$

$$K_d = 0,5 / RT_s = 1,50 \quad (27)$$

O algoritmo final, já com os parâmetros calculados fica então:

$$S_n = S_{n-1} + e_n$$

$$m_n = 0,8 \cdot e_n + 0,12s_n + 1,5(e_n - e_{n-1}) \quad (28)$$

3.2.2. - MODELO DE CONTROLE DE TEMPERATURA

Para modelar o sistema tanque/aquecedor o mesmo método foi utilizado. Neste caso porém, partimos do intervalo de amostragem, previamente definido como 5,1 s, para sincronização das rotinas de controle em tempo de execução. O tanque de experimentação possui um volume de 70 litros de água e o aquecedor é um elemento resistivo com potência de 1000 W e tensão de 220 V. O sensor de temperatura é um termistor de 5 K a 25 C e inércia térmica desprezível para a aplicação em questão.

O aquecedor foi ligado produzindo uma entrada degrau e a evolução da temperatura foi medida em relação ao tempo. Seguindo os mesmos procedimentos da modelagem anterior, obtivemos os valores abaixo para o controlador PID da temperatura:

$$K_p = 1,0$$

$$K_i = 0,048$$

$$K_d = 4,90$$

e o algoritmo de controle ficou:

$$\begin{aligned} S_n &= S_{n-1} + e_n \\ m_n &= e_n + 0,0482s_n + 4,9(e_n - e_{n-1}) \end{aligned} \quad (29)$$

3.2.3. - MEDIDAS DE OXIGÊNIO E TEMPERATURA

Para obtenção da temperatura da água, como já foi dito, foi usado como sensor um termistor (NTC) com resistência de 5 K a 25 C. O termistor foi encapsulado em um tubo de alumínio de 7mm de diâmetro e 10mm de comprimento, vedado com resina epóxi e preenchido com pasta condutora térmica de silicone. O circuito de polarização consta simplesmente de um resistor fixo de 5 K formando um divisor resistivo para uma fonte de 5V. Na tabela que segue estão as relações entre temperatura, valor em tensão e valor convertido pela interface A/D.

Temperatura (C)	Tensão (V)	Valor Digital (0-255)
7,0	3,71	190
22,4	2,87	147
26,5	2,64	135
31,0	2,38	122
36,0	2,13	109
39,8	1,93	99
45,3	1,66	85
50,0	1,44	74
50,5	1,42	73
53,5	1,33	68
58,5	1,15	59
66,3	0,92	47
74,3	0,73	37
75,8	0,70	36
88,0	0,49	25

TABELA (4) Relação entre temperatura e valores de tensão e digital.

A conversão em 8 bits nos dá 256 níveis de quantização, o que resulta em uma resolução em tensão de aproximadamente 19,5 mV ou em temperatura, na faixa ensaiada, de 0,32 C. Uma forma de aumentarmos a precisão da leitura é fazermos um grande número de leituras e

calcularmos o valor médio. No sistema em questão, realizamos 100 leituras para obtermos o valor médio.

A curva temperatura/tensão não tem comportamento linear. O ajuste que mais se mostrou eficiente foi o exponencial e resultou em:

$$T = 111,408307 \cdot e^{-0,010651VD} \quad (30)$$

onde T é temperatura medida e VD é o valor digital convertido.

Para obtenção da tensão de oxigênio dissolvido, foi usado um analisador FAC mod 204, que utiliza o princípio eletroquímico de Clark .

O instrumento possui um painel que informa o valor da tensão de oxigênio (PO_2) digitalmente através de um mostrador de 3 e 1/2 dígitos. Disponibiliza também uma saída analógica na faixa de 0-100 mV que foi amplificada 30 vezes, através de um amplificador operacional, para aumento da resolução da conversão A/D. Deste modo temos um sinal que varia entre 0 e 3 V. O fato de não termos usado um ganho de 50, como seria mais lógico, justifica-se porque durante a fase de calibração do aparelho, podem ocorrer sobrepassagens do nível de 100 mV o que poderia danificar a entrada do conversor A/D.

Como este instrumento já possui linearização interna, a equação de ajuste é linear:

$$PO_2 = 0,9150 VD \quad (31)$$

3.2.4. - A INTERFACE DE CONTROLE

A interface de controle possui dois módulos básicos: um de aquisição dos valores de temperatura e tensão de O_2 e outro que implementa a saída PWM para atuação nos elementos de controladores, ou seja reles do aquecedor elétrico e da válvula solenóide do gás N_2 .

A aquisição de dados é feita baseada em uma placa, inserida no conector de expansão do computador, cujo elemento fundamental é o circuito integrado dedicado ADC0808 que efetua as leituras de temperatura e tensão de oxigênio.

3.2.5. - O PROGRAMA DE CONTROLE

O diagrama de fluxo de dados (DFD) do sistema de controle implementado pode ser visto na figura 11.

FIGURA (11) DFD do software de controle de experimentação

O algoritmo do laço de controle identificado no DFD como Controlar Sistema ficou:

Iniciar //PID//	
SO ← 0; ST ← 0;	//inicialização das variáveis
KPO ← KKPO; KPT ← KKPT;	// atribuição às variáveis
KIO ← KKIO; KIT ← KKIT;	// do
KDO ← KKDO; KDT ← KKDT;	// PID
ENOPASS ← (SetPointO2 - LerSaídaO2);	// inicialização dos
ENTPASS ← (SetPointTemp - LerSaídaTemp);	// erros anteriores
Repita	
Espera(Ts);	// intervalo de amostragem
ENO ← (SetPointO2 - LerSaídaO2);	// cálculo do erro atual
SO ← SO + ENO;	// soma dos erros
mnO ← KPO * ENO + KIO * SO + KDO * (ENO - ENOPASS);	// cálculo da saída do PID
AtuaO2(mnO);	// envia sinal de controle
ENOPASS ← ENO;	// erro passado recebe erro atual
ENT ← (SetPointTemp - LerSaídaTemp);	// cálculo do erro atual
ST ← ST + ENT;	// soma dos erros
mnTemp ← KPT * ENT + KIT * ST + KDT * (ENT - ENTPASS);	// cálculo da saída PID
AtuaTemp(mnTemp);	// envia sinal de controle
ENTPASS ← ENT;	// erro passado recebe erro atual
Até Interromper;	// ação externa
DesligarControle;	
fim //PID//	

onde :

SO Soma dos erros desde o início do controle da malha oxigênio

ST Soma dos erros desde o início do experimento da malha

temperatura

KPO Constante proporcional da malha oxigênio

KKPO Valor de KPO fornecido ao algoritmo

KPT Constante proporcional da malha temperatura

KKPT Valor de KPT fornecido ao algoritmo

KIO Constante integral da malha oxigênio

KKIO Valor de KIO fornecido ao algoritmo

KIT	Constante integral da malha temperatura
KKIT	Valor de KIT fornecido ao algoritmo
KDO	Constante derivativa da malha oxigênio
KKDO	Valor de KDO fornecido ao algoritmo
KDT	Constante derivativa da malha temperatura
KKDT	Valor de KDT fornecido ao algoritmo
ENOPASS	Erro anterior da malha oxigênio
ENTPASS	Erro anterior da malha temperatura
ENO	Erro atual da malha oxigênio
ENT	Erro atual da malha temperatura

4. - O ALGORITMO DE PROCESSAMENTO PROPOSTO

O objetivo principal deste capítulo é estabelecer algumas regras de tratamento do sinal de ECG, no que concerne à aplicação a que se destina, e o desenvolvimento dos estudos leva em conta as características (normais ou eventuais) do ECG que são importantes para o estudo da fisiologia cardio-respiratória de peixes. A extração de um parâmetro importante, o vetor espacial em 3 derivações, será também estudado. A obtenção destas características bem como o vetorcardiograma partem usualmente da detecção do complexo QRS para, a partir daí iniciar a classificação do batimento de acordo com a morfologia encontrada, como veremos no decorrer desta discussão.

4.1. - DETECÇÃO DIGITAL DO QRS

Uma grande quantidade de algoritmos foram desenvolvidos para detectar a ocorrência do complexo **QRS** no eletrocardiograma. O algoritmo que estamos propondo, emprega transformações não lineares derivadas da multiplicação por diferenças passadas, que passaremos a chamar ora em diante pela sigla **MDP** (*multiplicação por diferenças passadas*). O algoritmo será avaliado com os dados colhidos pelo sistema descrito no capítulo anterior, e faremos comparações com dois outros algoritmos clássicos publicados por **Mahoudeaux [13]**, baseado na amplitude e primeira derivada, e **Ahlstron e Tompkins [19]**, baseado na primeira e segunda derivadas.

A proposta básica é caracterizar uma regra de transformações não lineares no algoritmo de detecção. Esta tarefa entretanto, é dificultada pela infinidade de formas possíveis de operações não lineares, e pela falta de uma ferramenta matemática para análise de uma operação não linear no domínio do tempo, a análise clássica de Fourier, por exemplo, é limitada aos sistemas lineares invariantes no tempo. Logo, para avaliação do algoritmo iremos fazer as comparações descritas acima.

4.1.1. - O ALGORITMO MDP

Sejam $u(n)$ uma sequência de amostras do sinal de ECG e
 $x(n)$ a derivada de primeira ordem no instante n

$$x(n) = u(n) - u(n-1) \quad (20)$$

Definimos a transformação não linear de ordem N como:

$$y(n) = \prod_{k=0}^{N-1} x(n-k) \quad (21)$$

Além disso, vamos impor uma condição de consistência do sinal ou seja, $y(n)$ será forçado a ser zero se as diferenças passadas não estão em conformidade com relação ao sinal, isto é se não tem o mesmo sinal :

$$y(n) = 0 \quad \text{se } ([x(n-k)] * [x(n-(k+1))]) < 0, \quad k = 0, 1, \dots, N-2 \quad (22)$$

Como pode ser visto no Capítulo 2, todos os detetores de QRS, que operam no domínio do tempo, implementam ao final do estágio de decisão, uma operação de comparação do ECG processado com um limiar (*threshold*) e que, quando ultrapassado, contribui com o conjunto de regras usadas pelo detetor, para decidir pela indicação ou não da ocorrência de um *QRS*.

Todos os detetores implementam também um período refratário de latência, que é o período imediatamente posterior à detecção do *QRS*, no qual não pode ocorrer outra detecção, mesmo que o limiar seja ultrapassado. Esta condição é imposta pela própria fisiologia cardíaca, que possui o período refratário do músculo cardíaco.

O fluxograma conceitual do detetor, implementado pelo algoritmo MDP, pode ser descrito como:

1) Iniciar o processo a partir de uma sequência de ECG amostrada em 8 bits à taxa de 250 amostras/s.

2) Processar o sinal baseado na transformação não linear descrita em (21).

3) Decrementar pela metade um limiar adaptativo com decaimento no tempo, desde que este decremento não provoque um nível de limiar menor que o ruído médio. Isto será feito por 100 mS começando pelo fim do último período refratário.

4) Verificar se o ECG processado ultrapassa o limiar adaptativo. Se isto ocorrer e não estivermos no período refratário, então marca a ocorrência de um *QRS* e inicia um período refratário (100 mS).

5) Fora do período refratário, a média geométrica do sinal processado é calculada e usada como uma medida do ruído no ECG no intervalo *R-R*. Este valor médio é então usado como nível médio de ruído.

6) Ao fim do período refratário, ajustar o limiar adaptativo para o máximo valor de ECG processado durante o período refratário.

A implementação do cálculo da transformação não linear de ordem N foi escrita conforme o algoritmo que segue:

Início	// comentário //
Declarações	
u, x, y : vetor;	
n, k, N : inteiro;	
Inicializar N ;	// ordem da transformação //
para $n = 2$ até CS faça	// CS = Número de amostras //
$x[n] \leftarrow u[n] - u[n-1]$;	
para $n = 0$ até $(n-2)$ faça	
se $(u[n-k] * (u[n-(k+1)]))$ então $y[n] \leftarrow 0$ senão	
faça	
para $n = 4$ até CS faça	
$y[n] := 1$;	
para $k = 0$ até $(n-1)$ faça	
$y[n] \leftarrow \text{módulo}(y[n] * x[n-k])$;	
Fim	

O algoritmo MDP de detecção do *QRS*, foi escrito conforme o algoritmo abaixo:

```
Início
max ← 0;
enquanto n < 4096 faça
    período de latência ← 0; período refratário ← 0;
    repita
        se y[n] > max então max ← y[n];
        inc(período refratário); inc(n);
        se (y[n] > limiar) então
            qrs ← qrs + 1;
            detectou ← verdadeiro;
        se (limiar > ruído) e (período refratário > 100mS) então limiar ← limiar / 2;
        período refratário ← 0;
    até que detectou = verdadeiro;
    limiar ← max;
    max ← 0;
    detectou ← falso; período refratário ← 0; período de latência ← 0; ruído ← 0;
    repita
        ruído ← sqrt(ruído * y[n]);
        incrementa(período de latência); inc(n);
    até que período de latência > 100mS;

fim.
```

A ordem (N) da transformação, acreditamos que seja dependente da frequência de amostragem. Não faremos investigações, neste trabalho a este respeito, faremos apenas a escolha de N ótimo para a taxa de amostragem usada, via experimentação, partindo do valor $N=4$.

O sinal de ECG usado, adquirido pelo sistema descrito no capítulo 3, está disponível em 3 canais. Entretanto não iremos fazer comparações entre canais para o algoritmo de detecção do complexo *QRS*, ou seja a correlação entre canais não será explorada para aumentar a robustez do algoritmo.

4.1.2. - OS ALGORITMOS USADOS PARA COMPARAÇÃO

Os algoritmos Mahoudeaux e Ahlstron-Tompkins foram descritos conceitualmente no capítulo 2. As implementações dos 2 detectores (Mahoudeaux e Ahlstron-Tompkins) são vistas em forma de algoritmo nos quadros que seguem.

Mahoudeaux :

Início

```
limiar ← 0;
para n = 1 até CS faça
    se  $0,3 \cdot u[n] > \text{limiar}$  então
        limiar ←  $0,3 \cdot u[n]$ ;
para n = 1 até CS faça
     $y[n] \leftarrow u[n+1] - u[n-1]$ ;
n ← 3;
repita
    se (  $y[n]$  e  $y[n-1]$  e  $y[n-2]$  )  $> 0,5$  então
        Intervalo ← n;
        InicioIntervalo ← Intervalo;
        repita
            se (  $y[n+1]$  e  $y[n]$  )  $< -0,3$  então
                Ocorreu ← Verdadeiro;
                para k = InicioIntervalo até n faça
                    se  $y[k] < \text{limiar}$  então
                        Ocorreu ← falso;
                n ← n+1;
            até (n - InicioIntervalo) = 100mS;
            se ocorreu = verdadeiro então
                QRS ← QRS + 1;
        senão
            n ← n+1;
    até n = CS;
fim.
```

Ahlstrom-Tompkins :

```

Início
  para n = 3 até CS faça
     $y0[n] \leftarrow \text{ABS}(u[n+1] - u[n-1])$ ;
  para n = 3 até CS faça
     $Y1[n] \leftarrow (y0[n-1] + 2*y0[n] + y0[n+1]) / 4$ ;
  para n = 3 até CS faça
     $y2[n] \leftarrow \text{ABS}(u[n+2] - 2*u[n] + u[n-2])$ ;
  para n = 3 até CS faça
     $y3[n] \leftarrow y1[n] + y2[n]$ ;
  limiar1  $\leftarrow 0$ ; limiar2  $\leftarrow 0$ ;
  para n = 3 até CS faça
    se limiar1  $< 0,8 * y3[n]$  então
      limiar1  $\leftarrow 0,8 * y3[n]$ ;
    se limiar2  $< 0,1 * y3[n]$  então
      limiar2  $\leftarrow 0,1 * y3[n]$ ;
  para n = 3 até CS faça
    condição  $\leftarrow$  verdadeira;
    para k = (n+1) até (n+6) faça
      se  $y3[k] < \text{limiar2}$  então
        condição  $\leftarrow$  falsa;
    Se (  $y3[n] > \text{limiar1}$  e condição = verdadeira ) então
      QRS  $\leftarrow$  QRS + 1;

fim.

```

Para análise da eficiência foram estabelecidos alguns critérios:

- 1) A sequência será marcada para determinar as ocorrências do *QRS*.
- 2) Será determinado um intervalo, contendo o *QRS*, para cada ocorrência que será chamado de intervalo válido para detecção (IVD).
- 3) Se o algoritmo não apontar um *QRS* dentro de um IVD será declarado uma falsa negativa detecção (FN). Se o algoritmo apontar um *QRS* fora de um IVD uma falsa positiva detecção será declarada (FP). Definimos ainda a taxa de falsa negativa (TFN) e a taxa de falsa positiva (TFP), dadas em porcentagem do total de *QRS* efetivos.

Estes procedimentos irão gerar os parâmetros de comparação entre os 3 algoritmos, usados para os gráficos e tabelas de comparação.

Trechos ruidosos do ECG também serão usados para uma análise comparativa de imunidade ao ruído.

No caso do MDP, para a definição da ordem ótima da transformação (*N ótimo*), a "curva das características operacionais de recepção" (COR) definida por **Pahlm e Sörnmo**[8] será estabelecida plotando-se a taxa de detecção verdadeira (TDV) contra a taxa de falsa detecção (TFD) onde $TDV = (1 - TFN)$ e TFD é dada pela TFP. No nosso caso, valor de *N* será o parâmetro variável ao longo de cada curva. O ponto de ótimo desempenho deverá ser procurado onde a curva mais se aproximar de $TDV=1$ e $TFD=0$.

4.2. - OBTENÇÃO DO VETOR ESPACIAL DO ECG

A vetorcardiografia consiste em produzir um afigura de Lissajous entre duas derivações básicas. Para cada instante do ECG, um vetor ligando a origem à figura, representa a direção de deslocamento da frente de despolarizações do músculo cardíaco.

A representação diagramática é conhecida como Triângulo de Einthoven e pode ser vista na figura 12.

FIGURA (12) Triângulo de Einthoven

É fácil concluir que quanto maior forem as amplitudes dos sinais, maior será a precisão do cálculo trigonométrico para determinação do ângulo do vetor. Por isto o ponto escolhido é justamente na ocorrência do QRS.

Uma vez que o algoritmo MDP identifica a ocorrência do complexo QRS o cálculo do vetor fica facilitado e seu traçado fica por conta das rotinas gráficas de computação.

4.2 - CÁLCULO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

O Cálculo da frequência cardíaca é imediato. A taxa de amostragem é conhecida, logo a distância entre dois complexos QRS determina o período cardíaco, recíproco da frequência instantânea.

5. - RESULTADOS

5.1 - RESULTADOS DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO.

O programa de aquisição e tratamento do sinal eletrocardiográfico inicializa apresentando as tres derivações básicas discutidas, e fica neste modo de visualização até que opte por gravar estes sinais ou visualizar arquivos previamente gravados. O aspecto da tela inicial é mostrado abaixo, com e sem a opção de divisões na tela.

FIGURAS (13 acima) e 14 abaixo)- Aspectos da tela do sistema.

O sinal mostrado é o eletrocardiograma de um *Piaractus mesopotamicus* (Pacu) com 735g. O procedimento de preparação consta da anestesia do animal para implantação dos eletrodos. Estes estão situados na parte ventral sendo que os equivalentes LA e RA estão implantados na altura do coração próximos às nadadeiras esquerda e direita respectivamente. O eletrodo equivalente ao LL fica na parte ventral próximo à cauda. O eletrodo de referência RL é constituído de uma placa de metal imersa a água do tanque de experimentação. A cirurgia é feita sob efeito de anestesia geral e as suturas por onde saem os fios é fechada com adesivo à base de cianoacrilato. Este procedimento de implantação de eletrodos para obtenção de ECG de animais aquáticos é usado largamente nos procedimentos experimentais de fisiologia cardio-respiratória de animais aquáticos. O animal é colocado no tanque de experimentação, dentro do respirômetro descrito no capítulo anterior. Os fios são passados através de orifícios até a parte externa do tanque.

sinal apresentado no início da recuperação da anestesia apresenta-se totalmente bizarro, não servindo para nenhuma forma de avaliação. Após de 12 a 24 horas, o animal recupera-se do *stress*, o efeito das drogas anestésicas é superado e o sinal apresenta-se como na figura anterior.

Via de regra, o sinal apresenta-se ruidoso, em vista da grande quantidade de equipamentos e fiação de 60Hz presentes no ambiente de experimentação.

5.2.- PROCESSAMENTO INICIAL.

Em vista da presença de ruído, aplicamos um filtro média móvel, opção presente no programa de aquisição, que pode ser aplicado com o número de pontos (n) variando de 3 a 11 pontos.

Nas figuras seguintes vemos um sinal mostrado nas figuras 13 e 14 e as respectivas filtragens para $n = 1, 2, 3, 4, 5$ onde n é o número de pontos, como no exemplo abaixo ($n = 3$, filtro de 5 pontos):

$$y(i) = [x(i-2) + 2x(i-1) + 4x(i) + 2x(i+1) + x(i+2)] / 10$$

FIGURA (15) Aplicação do filtro média móvel de 3 pontos.

FIGURA (16) Aplicação do filtro média móvel de 5 pontos.

FIGURA (17) Aplicação do filtro média móvel de 7 pontos

FIGURA (18) Aplicação do filtro média móvel de 9 pontos

FIGURA (19) Aplicação do filtro média móvel de 11 pontos

A aplicação de um filtro média móvel sobre um sinal de ECG, apesar de produzir um suavamento no sinal, facilita a identificação visual das formas de onda mais importantes, para análise visual.

Como veremos adiante, o algoritmo Tompkins têm comportamento anômalo na presença de ruído, de modo que a aplicação deste filtro como pré processamento seria uma sugestão de modificação deste algoritmo, no sentido de melhorar seu desempenho geral.

5.3. - RESULTADOS DO ALGORITMO MAHOUEAUX.

O programa implementado como no algoritmo do capítulo 4 usa a derivação DI para gerar uma nova sequência, que será usada para os critérios de decisão, e classificação de uma onda como sendo ou não um complexo QRS. As figuras seguintes mostram o resultado deste processamento, inicialmente para o sinal como foi adquirido e para o sinal com aplicação do filtro média móvel com 5 pontos.

Nesta figura, os sinais presentes nos tres campos da tela, de cima para baixo são:

- Sinal Original da derivação DI
- Transformação imposta pelo algoritmo ($y[n]$)
- Marcação dos pontos onde houve a detecção

FIGURA (20) Algoritmo de Mahoudeaux para o sinal sem filtragem

FIGURA (21) Algoritmo de Mahoudeaux para o sinal filtrado.

5.4. - RESULTADOS DO ALGORITMO AHLSTROM-TOMPKINS.

Como no algoritmo anterior, o programa usa a derivação DI para produzir uma sequência usada para os critérios de decisão. Do mesmo modo foi feita a aplicação do algoritmo para sinal puro e filtrado digitalmente.

Novamente as ondas que aparecem nos campos da tela, de cima para baixo são:

- a) Sinal de ECG da derivação DI
- b) Transformação imposta ($y_3[n]$)
- c) Marcação dos pontos onde houve detecção

As figuras seguintes mostram estes resultados.

FIGURA (22) Algoritmo de Tompkins sem filtragem.

FIGURA (23) Algoritmo de Tompkins após filtragem

5.5. - RESULTADOS DO ALGORITMO MDP.

Os resultados obtidos referem-se também a sinais puros e filtrados, a ordem da transformação foi mantida constante = 4. A ordem da transformação está definida no capítulo anterior.

Os campos das telas mostram de cima para baixo:

a) sinal de ECG

b) Limiar adaptativo / detecção

c) Transformação imposta pelo algoritmo

Note que cada vez que o limiar adaptativo retorna a um nível mais alto, foi detectado um complexo QRS

As figuras seguintes mostram estes resultados.

FIGURA (24) Algoritmo MDP (ordem 4) sobre um sinal sem filtragem

FIGURA (25) Algoritmo MDP (ordem 4) sobre um sinal filtrado.

A definição da ordem da transformação ótima para o algoritmo MDP foi baseada na curva de características operacionais (COR), feita a partir de 3 registros de ECG, mostrados nas tabelas abaixo:

Registro	Duração(s)	QRS Ocorridos	FP	FN	TFN(%)	TFP(%)
1	58	58	1	0		
2	61	62	0	0		
3	40	40	0	0		
Totais	159	160	1	0	0	0,625

TABELA 5 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 2

Registro	Duração(min)	QRS Ocorridos	FP	FN	TFN(%)	TFP(%)
1	58	58	0	0		
2	61	62	0	0		
3	40	40	0	0		
Totais	159	160	0	0	0	0

TABELA 6 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 3

Registro	Duração(min)	QRS Ocorridos	FP	FN	TFN(%)	TFP(%)
1	58	58	2	0		
2	61	62	0	0		
3	40	40	1	0		
Totais	159	160	3	0	0	1,875

TABELA 7 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 4

Registro	Duração(min)	QRS Ocorridos	FP	FN	TFN(%)	TFP(%)
1	58	58	2	0		
2	61	62	4	0		
3	40	40	0	1		
Totais	159	160	6	1	0,625	3,75

TABELA 8 - Resultado do algoritmo MDP, ordem 5

Resumimos estes resultados na tabela 9.

Ordem	TDV(100-TFN)	TFD(TFP)
2	100	0,625
3	100	0
4	100	1,875
5	99,375	3,75

TABELA 9- Resumo das tabelas 5,6,7 e 8.

A análise da tabela 9 é conclusiva para decidir que a ordem ótima para o MDP é $N=3$, e será usada daqui para frente para comparação com os outros dois algoritmos.

5.6. - RESULTADOS COMPARATIVOS

De acordo com os critérios estabelecidos no capítulo anterior para análise dos resultados, as seqüências foram marcadas para determinação visual da ocorrência de um complexo QRS, bem como os intervalos, contendo o QRS que foram chamados de intervalos válidos para detecção (IVD).

A tabela 10 utiliza as 3 seqüências usadas anteriormente para estabelecer comparações entre os 3 algoritmos. As seqüências não sofreram qualquer tipo de processamento prévio.

Registro	QRS ocorridos	Detecção pelo MDP	Detecção pelo Mahoudeaux	Detecção pelo Tompkins
1	58	58	58	73
2	62	63	62	75
3	40	40	40	47

TABELA 10 - Comparação numérica entre os 3 algoritmos.

Os dados seguintes referem-se aos mesmos 3 arquivos de dados, processados pelo filtro digital média móvel de 5 pontos e então processados pelos algoritmos.

Registro	QRS ocorridos	Detecção pelo MDP	Detecção pelo Mahoudeaux	Detecção pelo Tompkins
1	58	59	58	80
2	62	62	62	84
3	40	50	42	52

TABELA 11 - Comparação usando sinais filtrados para eliminação do ruído.

Finalmente, na figura 25, apresentamos um trecho ruidoso do ECG mostrando a eficiência do algoritmo proposto.

FIGURA (26) Trecho ruidoso do ECG processado pelo MDP

6 - CONCLUSÃO

6.1 - GERAIS

A análise computadorizada do eletrocardiograma abre uma gama de possibilidades no estudo do processamento digital de sinais discretos. Pelo levantamento bibliográfico que fizemos, observamos que o tema está longe de ser esgotado. A grande quantidade de ferramentas matemáticas que nos últimos tempos têm sido estendidas para o domínio discreto, oferecem a possibilidade de aplicabilidade e pesquisa de seus resultados. Notamos que de acordo com a época em que aparecem os artigos, estão relacionados com a ferramenta em evidência no momento como é o caso da Transformada de Wavelet, predição linear, entre outras.

2- O desenvolvimento de sistemas para aquisição e processamento dos sinais elétricos cardíacos, bem como outros sinais bioelétricos clássicos, não demanda elevada tecnologia ou custos de desenvolvimento. O grande filão não está no equipamento e sim nas técnicas de processamento que por não serem determinísticas, dependem da criatividade e do bom senso do projetista. Podemos definir o profissional que atua nesta área como um engenheiro de sistemas atuando na interface entre o fisiologista e o técnico de sistema computacional, no desenvolvimento de sistemas especialistas e de apoio à decisão.

Concluimos enfim, ser esta uma área da pesquisa aplicada que pouco tem sido abordada no nosso país, apesar de sua grande importância.

6.2 - ESPECÍFICAS

A aplicação de um filtro tipo média ao sinal produz relevantes melhoras na relação sinal ruído e não provoca grandes deformações desde que sua ordem não seja alta (maior que 5 pontos).

O algoritmo proposto por Mahoudeaux é útil para se determinar a frequência cardíaca, já que a detecção não ocorre exatamente no ponto onde ele ocorreu. Parece ser bastante imune ao ruído apresentando inclusive piora de desempenho após filtragem (Tabela 8). Seu custo computacional é baixo já que envolve apenas um cálculo de derivada

O algoritmo de Tompkins além de possuir um elevado custo computacional, não podendo ser implementado em sistemas de tempo real, produz resultados pouco confiáveis, com detecção em torno de 75% apresentando uma elevada taxa de falsa positiva detecção.

O algoritmo MDP desenvolvido, demonstrou melhor desempenho quando a ordem da transformação foi igual a 3. (Tabela 7). Do mesmo modo que o algoritmo Mahoudeaux degrada seu desempenho se o sinal for filtrado, acreditamos que o fato seja devido à consistência de sinal imposta (ver proposição do algoritmo).

Concluimos finalmente estar contribuindo positivamente para o desenvolvimento de uma área da ciência que promove diretamente o bem estar humano.

7. - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Plonsey, R. *"Electrocardiography and Biopotentials"*.

Electronics Engineer's Handbook, MacGraw-Hill, Cap.8, sec.26, pp. 7-42, 1988.

- [2] Geddes, L.A. and Backer, L.E. *"Criteria for the Faithful reproduction of an Event"*.

Principles of Applied Bionedical Instrumentation, Ed.By L.A. Geddes and L.E. Backer, John Wiley and Sons, Inc.,New York,pp 446-453, 1968.

- [3] Pahlm, O. and Sörnmo, L. *"Data Processing of Exercise ECG's"*.

IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. BME 34, No. 2, pp. 158-165
February 1987.

- [4] Lin, K.P. and Chang, W.H. *"QRS Feature Extraction Using Linear Prediction"*.

IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 36, No. 10, pp. 1050-1055
October 1989.

- [5] Thomas, L.J., Clark, K.W., Mead, C.N., Ripley, K.L. and Oliver Jr., G.C.

"Automated Cardiac Dysrhythmia Analysis".
Proc. IEEE, vol 67, pp. 1322-1337, 1979.

- [6] Sheffield, J.T., Holt, J.H., Lester, F.M., Conroy, D.V., Reeves, T.J. *"On Line analysis of the exercise electrocardiogram"*

Circulation, vol 40,pp 935-944, 1969.

- [7] Jonson, B., Werner, O., Jansson, L., Johansson, L., Olsson, G. and Westling, H.

"A System for Computer-assisted ECG Recording at Rest and Exercise"

Scandinavian Journal of Clinical and Laboratorial Investigation. Vol 36, suppl.
145, pp.7-21, 1976.

- [8] Pahlm, O. and Sörnmo, L. *"Software QRS Detection in Ambulatory Monitoring - A review"*

Medical and Biological Engineering Computation., Vol 22,pp289-297, 1984.

- [9] Tayler, D. and Vincent, R. *"Signal Distortion in the Electrocardiogram due to Inadequate Phase Reponse"*.

IEEE Transactions on Medical and Biomedical Engineering., Vol BME-30, pp 352- 356, 1983.

[10] **Mäkivirta, K., Estola, P., Saramäki, T., Järvinen, K.** *"Exercise ECG Preprocessor with a High-performance Digital Filter"*. in

Proceedings of XIV International Conference of Medical and Biological Engineering. Finlandia, 1985.

[11] **Falk, K.J., Angelhed, J.E., Bjurö, T.I.** *"Real-Time Processing of Multi-lead Exercise Electrocardiogram"*.

Medical Progress and Technology. Vol. 8, pp.159-174, 1981.

[12] **Mortara, D.** *"Digital Filters for ECG signals"*.

Computating Cardiology., pp511-514, 1977.

[13] **Mahoudeaux, P.M.** *"Simple Microprocessor-Based System fo On-Line ECG Analysis"*.

Medical and Biological Engineering Computation., Vol.19, pp 497-500, 1981.

[14] **Fraden, J. and Neuman, M.R.** *"QRS Wave Detection"*

Medical and Biological Engineering Computation., Vol.18, pp 125-132, 1980.

[15] **Gustafson, D.** *"Automated VCG Interpretation studies using Signal Analysis Techniques"*.

R-1044 Charles Stark Draper Laboratory. Cambridge, MA, 1977.

[16] **Menard, A.** *"Dual Microprocessor Systeem for Cardiovascular data acquisition, Processing and Recording"*. in

Proceedings IEEE of International Conference of Industrial Electronics Instruments., pp.197-205, 1981.

[17] **Holsinger, W.P.** *"A QRS preprocessor Based on Digital Differentiation"*

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-18, pp. 212-217, 1971.

[18] **Balda, R.A.** *"The HP ECG Analysis Program"*.

- Trends in Computer-Processed Electrocardiograms. J.H. vanBemmel and J.L. Willems, Editores. Holanda, pp. 197-205, 1977.
- [19] **Ahlstrom, M.L. and Tompkins, W.J.** *"Automated High-Speed analysis of Holter tapes with microcomputers"*
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-30, pp. 651,657, 1983.
- [20] **Engelse, W.A.H. and Zeelenberg** *"A single Scan algorithm for QRS detection and Feature Extraction"*.
IEEE Computing Cardiology. Long Beach: IEEE Computer Society, pp. 37-42, 1979.
- [21] **Okada, M.** *"A digital Filter for the QRS Complex Detection"*.
IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.BME-26, pp.700-703, 1979.
- [22] **Jalaleddine, S.M.S., Hutchens, C.G., Strattan, R.D. and Coberly, W.A.** *"ECG Data Compression Techniques - A Unified Approach"*
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 4 Abril, 1990.
- [23] **Schels, H.F., Haberl, R., Jilge, G., Steinbigler, P. and Steinbeck, G.** *"Frequency Analisis of the Electrocardiogram with Maximum Entropy Method for Identification of Patients with Sustained Ventricular Tachycardia"*.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 38, No 9, Setembro 1991.
- [24] **Murthy, I.S.N. and Prasad, G.S.S.D.** *"Analysis of ECG From Pole-Zero Models"*.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, No 7, Julho 1992.
- [25] **Trahanias, P.E.** *"An Approach to QRS Complex Detection Using Mathematical Morphology"*.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 40, No 2, Fevereiro 1993.
- [26] **Cetin, A.E., Köymen, H. and Aydin, M.C.** *"Multichannel ECG data Compression by Multirate Signal Processing and Transform Domain Coding Techniques"*.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 40, No 5, Maio 1993.

- [27] **Suppappola, S. and Sun, Y.** *"Nonlinear Transforms of ECG Signals for Digital QRS Detection: A Quantitative Analysis"*.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 41, No 4, Fevereiro 1994.
- [28] **Li, C., Zheng, C., Tai, C.** *"Detection of ECG Characteristic Point Using Wavelet Transforms"*.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 42, No 1, Janeiro 1995.
- [29] **Philips, W.** *"ECG Data Compression with Time-Warped Polynomials"*.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 40, No 11, Novembro 1993.