

ALGORÍTMO PARA DETECÇÃO E DELIMITAÇÃO
DE COMPLEXOS QRS EM TEMPO-REAL, UTILIZANDO DUAS DERIVAÇÕES DE ECG

W.C.A. Pereira¹, F.S. Schindwein², C.E.G. de Lima³

RESUMO -- Foi implementado num microcomputador desenvolvido pelo Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, um detector/delimitador de Complexos QRS em tempo-real que utiliza duas derivações do eletrocardiograma (ECG). Ambas as derivações são comparadas entre si pelo algoritmo e é gerada uma "detecção resultante". A técnica de detecção para cada canal de ECG é baseada em compressão de dados, identificação de morfologias triangulares com cálculo de um "fator de qualidade" para as mesmas e sua consequente concatenação para a formação do QRS. A avaliação do algoritmo é feita automaticamente pelo próprio microcomputador, utilizando-se um banco de dados de ECG do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1980), e permite que se observe tanto o desempenho do "detector resultante" como o de cada um dos outros dois canais. Numa primeira avaliação, o desempenho do algoritmo para a derivação de melhor relação sinal/ruído no DATABASE, foi o seguinte: 0,63% de falsos negativos (FN) e 0,52% de falsos positivos (FP). Esse resultado é comparável ao obtido por outros grupos de pesquisadores para detectores de canal único. Para o "detector resultante" os resultados obtidos são de 0,27% de falsos negativos e 5,44% de falsos positivos. A percentagem de FN é plenamente satisfatória. A de FP no entanto, ainda é elevada. São discutidas as vantagens potenciais de um detector/delimitador baseado em duas derivações, bem como as melhorias que estão em fase de implementação no algoritmo.

INTRODUÇÃO

O mecanismo de contração do miocárdio tem estreita relação com a propagação do estímulo elétrico no coração. O eletrocardiograma (ECG) é o registro gráfico dessa atividade elétrica cardíaca e foi pela primeira vez obtido por Einthoven no princípio do século.

O ECG apresenta-se como uma seqüência de deflexões da linha de base no registro gráfico, em determinada ordem, forma e duração. Essas deflexões se repetem segundo uma frequência natural, quasi-estável. A modificação na forma e/ou padrão temporal do ECG constitui uma arritmia cardíaca. As arritmias são indicativas de anomalias funcionais do coração.

A ocorrência de quadros clínicos de emergência normalmente é precedida de alguns tipos de arritmias. Em particular, as extra-sístoles ventriculares (PVC) são, frequentemente, precursoras de arritmias mais complexas, incompatíveis com a vida.

¹ M.Sc. do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, C.P. 68510 - 21945 - Rio de Janeiro, RJ.

² Professor Assistente do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.

³ M.Sc. em Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.

///Trabalho recebido em 30/06/86 e aceito em 04/08/86///

A observação precoce, seguida da adoção de medidas de controle intensivo das arritmias reduz o risco de morte súbita, especialmente em pacientes infartados. (Hubelbank e Feldman, 1978; Schluter, 1981). A constatação desses fatos disseminou a prática da monitoração contínua do ECG em pacientes de risco como um meio eficaz de se detectar arritmias, cuja evolução possa levá-lós à morte.

A monitoração visual, feita por um observador treinado diante de uma tela, é a forma mais difundida de detecção de arritmias, devido à eficiência do cérebro humano no reconhecimento de padrões. Entretanto ela traz o grave inconveniente de ser tarefa fatigante e monótona, levando à queda significativa da atenção do observador com o passar do tempo. Por esse motivo tem-se constatado uma crescente demanda de equipamentos eletrônicos de monitoração que, embora não reprodusam a flexibilidade humana em reconhecimento de padrões e formas, são imunes à fadiga e têm-se mostrado úteis como uma ferramenta auxiliar.

Embora os monitores de arritmias tenham evoluído consideravelmente nos últimos anos e, nos países desenvolvidos, já existam vários fabricantes (Health Devices, Aug-1985), os poucos instrumentos comerciais disponíveis no Brasil só detectam e alarmam a ocorrência de taquicardia, bradicardia e ausência prolongada de sinal. Uma boa parte desses monitores, devido ao excessivo número de falsos positivos (alarmando portanto, indevidamente) têm seus alarmes desligados nas unidades coronarianas. A técnica normalmente utilizada nesses monitores baseia-se na detecção de Complexos QRS (a forma de onda do ECG que se refere à despolarização ventricular) e na medição dos intervalos R-R (distância entre dois complexos QRS consecutivos). Sua implementação é feita por meio de circuitos eletrônicos analógicos (filtros, amplificadores e detectores de nível) e contadores digitais.

Em anos recentes começou a ser investigada a potencialidade da monitoração de arritmias em tempo-real, utilizando computadores dedicados, com todo o processamento sendo efetuado a nível digital, inclusive a detecção de Complexos QRS. Alguns trabalhos já publicados nessa área (Engelse e Zeeleberg, 1979, Nolle, 1972; Schluter, 1981; Pan e Tompkins, 1985) mostram a viabilidade técnica e econômica da utilização de algoritmos de computação para esse fim. O emprego de técnicas digitais tem melhorado o desempenho dos detectores de arritmias, aumentando o número de detecções corretas, melhorando a delimitação dos Complexos QRS e abrangendo um número maior de arritmias (Schluter, 1981; Olivier et alii, 1971; Yanowitz, 1974; Shah, 1977).

Um monitor de arritmias baseado em computador normalmente envolve as seguintes etapas básicas:

- Aquisição de sinal: captação do ECG, filtragem analógica e conversão analógico-digital (A/D).
- Detecção/delimitação de Complexos QRS.
- Classificação dos Complexos e dos padrões de ritmo.
- Exibição de sinal e/ou informação: obtenção do ECG em tela de fósforo ou registrador de papel, relatórios impressos, alarmes visuais e/ou sonoros, etc.

A etapa de detecção/delimitação de Complexos QRS é de grande importância, pois dela depende fortemente a etapa posterior de classificação e identificação do padrão de ritmo.

Esse trabalho apresenta os primeiros resultados do uso de um detector/deli

mitador de Complexos QRS em um microcomputador. O algoritmo baseia-se na técnica de Schluter (1981), estendida para o uso de duas derivações simultâneas de ECG (Schlindwein, Pereira e Lima, 1984).

SISTEMA DE IMPLEMENTAÇÃO E AVALIAÇÃO

O equipamento utilizado na implementação e avaliação do detector/delimitador de Complexos QRS consta basicamente de (fig. 1):

- Microcomputador para processamento de sinais biológicos desenvolvido no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ (micro EB), baseado no microprocessador 8085A-INTEL, com 16 Kbytes de RAM e 18 Kbytes de EPROM, interfaces para aquisição e exibição de sinais analógicos em tempo-real (Schlindwein, Caprihan e Gandra, 1983), comunicações seriais no padrão RS232C e interfaces para terminal de vídeo e impressora.
- Microcomputador SDE-45 (Empresa Brasileira de Computadores-EBC), baseado no microprocessador Z80, com 64 Kbytes de memória, sistema operacional CP/M. Possui ainda interface de comunicação serial RS232C.
- Gravador HP-3964 (Hewlett Packard) com 4 canais FM.
- Banco de dados de ECG desenvolvido pelo Massachusetts Institute of Technology (MIT-BIH - ARRHYTHMIA DATABASE - 1980), composto por 12 fitas magnéticas gravadas em 4 trilhas. As duas primeiras contêm duas derivações analógicas de ECG. As outras duas trilhas contêm informações digitais de tempo de ocorrência dos Complexos QRS, ritmo cardíaco e classificação de cada batimento, além de uma base de tempo. Cada fita contém os registros relativos a 4 pacientes. Cada registro possui 30 minutos.

Devido à sua complexidade, a implementação do algoritmo está estruturada em módulos. Cada um destes é desenvolvido em diagrama de blocos e codificado na linguagem Assembly do Microprocessador 8085A (INTEL). Os módulos são editados, compilados e reunidos para constituir o programa executável, no ambiente CP/M do SDE-45. A seguir o programa objeto é transferido para o micro EB, via interface serial, onde é testado, tendo como entradas os sinais do banco de dados. A detecção/delimitação dos Complexos QRS pode ser acompanhada visualmente através do monitor XYZ. As informações digitais do "DATABASE" (trilhas 3 e 4) são usadas para se proceder a avaliação do desempenho do detector, que será detalhada em item posterior.

Sempre que se quiser testar uma modificação no algoritmo, precisa-se repetir a execução dos passos acima.

TÉCNICA DE DETECÇÃO E DELIMITAÇÃO DOS COMPLEXOS QRS

O processo de detecção e delimitação tem como base o algoritmo desenvolvido por Schluter (1981) e é idêntico para os dois canais de ECG. Sendo assim, será descrito o algoritmo relativo a um canal apenas e, posteriormente, a técnica de aceitação/recusa definitiva dos eventos detectados, levando em consideração o tratamento dado em ambos os canais a cada um desses eventos.

O algoritmo está dividido em estágios, de forma que cada etapa do processamento passa para a seguinte um volume menor de informações, sob a forma de um conjunto de parâmetros significativos. Ao chegar ao estágio final é tomada a decisão sobre a aceitação do evento como um Complexo QRS válido ou não. Maiores detalhes desse processamento são explicados a seguir.

Amostragem

O ECG lido da fita do "DATABASE" passa por um filtro analógico passa-faixa Butterworth de segunda ordem, com banda passante de 0,5Hz e 40 Hz.

A seguir ocorre a amostragem a uma taxa de 240Hz, por interrupção, e o ponto amostrado passa por um filtro digital rejeita faixa (NOTCH) de 60Hz. Esse ponto é exibido no monitor XYZ do micro EB e colocado num armazenador circular de 1 Kbyte. A amostragem gerada por interrupção permite o processamento em tempo real.

Compressão dos Dados

O primeiro estágio do algoritmo é a compressão de dados utilizando a técnica de Interpolação de Ordem Zero (ZOI) proposta por Cox et alii (1969). A compressão ZOI reduz o sinal amostrado a uma seqüência de patamares de duração e amplitude variadas (Fig. 2 - a). O sinal comprimido é colocado em outro armazenador circular de 1 Kbyte, pois é a partir dele que o processamento prosseguirá. A taxa de compressão do sinal é ajustada através de um limiar adaptativo para que o número médio de patamares por unidade de tempo esteja dentro de certa faixa.

Identificação de Declividades

A identificação de declividades no sinal consiste na procura, a partir do sinal comprimido, de uma seqüência de patamares curtos consecutivos cujas amplitudes sejam progressivamente maiores ou menores. Uma seqüência de apenas 2 patamares que atendam às exigências acima já é suficiente para que seja estabelecida uma declividade (Fig. 2).

Os pontos de início e fim de cada declividade com suas respectivas amplitudes são guardados num armazenador circular de 256 bytes chamado SEGBUFF (Fig. 2-b).

Identificação de Eventos Triangulares

Nesse estágio o algoritmo pesquisa no SEGBUFF a existência de declividades que estejam próximas o suficiente para definir um evento triangular (Fig. 3). São aceitas como próximas declividades que estejam a uma distância máxima entre si de 8 amostras. Esse valor foi obtido empiricamente pelo método de tentativa e erro. Cada par de declividades que define um evento triangular é colocado num armazenador circular de eventos candidatos a componentes de Complexos QRS. Este armazenador é chamado RWBUFF e possui 256 bytes (Fig. 3).

Para cada evento triangular identificado é calculado um Fator de Qualidade (chamado RQUAL), que definirá que tipo de processamento deve ser aplicado ao mesmo.

O RQUAL é um valor obtido a partir do produto de dois outros. O primeiro fator depende da duração do evento e, a princípio, foi usada a função proposta por Schluter (1981). Posteriormente essa função foi modificada para a forma apresentada na figura 4a, por ter-se mostrado mais eficiente. O segundo fator é função da amplitude do evento e obedece a função da figura 4b.

Tratamento dos Eventos Triangulares

O valor do Fator de Qualidade de cada evento triangular é comparado com a média dos 8 últimos Fatores de Qualidade e, a partir dessa comparação, dividido em 3 classes:

- A) Eventos com $RQUAL < \frac{1}{8} \text{ MÉDIA}$
- B) Eventos com $RQUAL > \frac{6}{8} \text{ MÉDIA}$
- C) Eventos com $\frac{1}{8} \text{ MÉDIA} \leq RQUAL \leq \frac{6}{8} \text{ MÉDIA}$

Os eventos que estão na classe A são sumariamente desconsiderados como pertencentes a algum Complexo QRS e retirados do RWBUFF. Nenhum processamento posterior incide sobre eles (Figura 5).

Os eventos que pertencem à classe B são imediatamente aceitos como pertencentes a um Complexo QRS e são chamados de eventos "R" ou ondas "R" (Figura 5). Cada evento "R" detectado sofre ainda um processamento posterior, com o objetivo de se saber se o Complexo QRS em formação (ao qual pertence a onda "R" recém-detectada) possui apenas um evento triangular ou se outros eventos triangulares anteriores e/ou posteriores ao mesmo existem. Após a definição do número de eventos que fazem parte do Complexo recém-formado, o início do primeiro desses eventos é tomado como sendo o ponto inicial do QRS e o fim do último evento é tomado como ponto final. Esses pontos de início e fim são assinalados no monitor XYZ de forma que pode-se observar visualmente a detecção de cada Complexo QRS com suas respectivas delimitações.

Os eventos que pertencem à classe C (Figura 5) são considerados candidatos a fazer parte de um QRS, dependendo, sua aceitação, de testes adicionais quanto à sua duração e ao contexto temporal do ECG em questão. Os eventos pertencentes a essa classe são denominados eventos "X" ou ondas "X".

Os eventos "X" que não passam em algum dos testes adicionais são rejeitados e retirados do RWBUFF, da mesma forma que os eventos da classe A. Aqueles que passam em todos os testes adicionais são aceitos, como pertencentes ao Complexo em formação e recebem o mesmo tratamento dos eventos da classe B.

Somente os Fatores de Qualidade das ondas "R" e das ondas "X" aceitas contribuem para a média de Fatores de Qualidade que serve como referência para a separação dos eventos triangulares nas 3 classes descritas acima. Essa média é feita com os 8 últimos eventos triangulares aceitos, ocorridos no sinal analisado.

O processamento visando a delimitação dos Complexos QRS é feito utilizando informações do armazenador de eventos triangulares (RWBUFF).

Levando-se em consideração a diversidade de morfologias dos Complexos QRS, estabeleceu-se que um mesmo QRS poderá conter até 5 eventos triangulares.

CRIAÇÃO DE DETECTOR RESULTANTE

Cada um dos 2 canais de ECG é analisado independentemente pelo algoritmo. Para cada um deles é criado um armazenador circular que é preenchido com o instante de ocorrência da amostra central de cada Complexo detectado. Esses armazenadores são chamados PDET0 e PDET1, respectivamente, para a 1ª e 2ª derivações de ECG, podendo guardar até 32 valores, cada. O tempo de ocorrência da amostra central é a média aritmética dos tempos de ocorrência de início e fim do QRS, segundo a delimitação feita pelo próprio algoritmo.

As detecções realizadas nas duas derivações do paciente são submetidas à análise crítica por um outro algoritmo, o qual compara os achados das duas derivações e gera uma "detecção resultante". Um armazenador circular de detecções resultantes, chamado PDETS, é criado a partir das informações contidas em

PDET0 e PDET1. O armazenador PDETS resulta da análise de duas situações básicas (Figura 6):

- a) Ocorrência de detecção "simultânea" de um evento nas duas derivações.
- b) Ocorrência de detecção em apenas uma das derivações.

No primeiro caso o tempo de ocorrência do evento na 1ª derivação é simplesmente transferido para o armazenador de detecções resultantes (PDETS), sendo assim aceito como um Complexo QRS válido. Vale aqui ressaltar que o tempo de ocorrência da 1ª derivação teve preferência porque no "MIT-DATABASE" ele apresenta melhor relação sinal/ruído. Entretanto, numa implementação definitiva o próprio algoritmo terá condições de conferir qual dos canais é menos ruidoso e optar por este.

No segundo caso, o evento detectado em apenas uma das derivações só será aceito como um QRS real se o Fator de Qualidade do melhor triângulo (FQUAL) que o compõe for maior que metade da média dos 8 melhores triângulos ocorridos nos 8 últimos QRS aceitos (Cada um dos 8 últimos Complexos aceitos contribui com seu melhor triângulo). Se o evento detectado não passa nesse teste, ele é considerado um falso positivo e seu tempo de ocorrência não irá para o PDETS.

AVALIAÇÃO DO ALGORÍTMO

A terceira trilha do "DATABASE" possui informação sobre o tempo de ocorrência e a classificação de cada batimento, registradas por cardiologistas. Essas informações são utilizadas como padrão para se determinar quando o algoritmo apresenta detecções corretas, falsos negativos e falsos positivos.

O algoritmo de avaliação é o encarregado de conferir o resultado da detecção com as informações dos cardiologistas. Ele está implementado em linguagem assembly e é executado logo após a detecção. Foi criado um armazenador circular, chamado BCARD, com capacidade para 16 batimentos, para guardar as informações lidas da terceira trilha da fita.

Para avaliar as detecções realizadas sobre o ECG da primeira derivação de um paciente, o algoritmo compara o tempo de ocorrência do ponto médio do QRS com o tempo de ocorrência do evento detectado pelo algoritmo (Figura 7). Dessa comparação resultam três caminhos a seguir:

- a) Se ambos os tempos de ocorrência NÃO diferem em mais de 100ms, o avaliador considera que o evento detectado é realmente um Complexo QRS.
- b) Se o evento detectado ocorreu mais de 100ms ANTES do QRS registrado na fita, o avaliador considera que houve a detecção de um evento que NÃO é um QRS e, portanto, acusa a existência de um FALSO POSITIVO.
- c) Se o evento detectado ocorreu mais de 100ms APÓS o QRS registrado na fita, o avaliador considera que NÃO houve a detecção de um QRS real anterior e acusa a existência de um FALSO NEGATIVO.

Para avaliar as detecções efetuadas na outra derivação de ECG da fita e no "detector resultante", o algoritmo avaliador procede da mesma forma.

Como não é feita a classificação dos batimentos detectados, a avaliação somente considera o tempo de ocorrência dos eventos. A classificação contida na fita é utilizada para se saber que tipo de batimento o algoritmo detectou ou

não. Os diferentes tipos de batimentos foram enquadrados em 3 classes, para simplificação da avaliação:

- batimentos normais
- extra-sístoles ventriculares
- extra-sístoles supra-ventriculares

Devido à falta de um referencial que permita avaliar a delimitação com precisão, a mesma é feita apenas visualmente.

RESULTADOS

Foram processados os 30 minutos de sinal de 47 pacientes e 20 minutos do paciente nº 207 do MIT-DATABASE, num total de 108.931 batimentos para cada uma das duas derivações do ECC.

O paciente nº 207 do "DATABASE" foi analisado com a exclusão de seu período de "flutter" ventricular, pois a morfologia do sinal mascara o resultado da performance do algoritmo. Esse procedimento é adotado por outros autores (Schluter, 1981; Pan e Tompkins, 1985; Lima, 1986).

Ao final do sinal relativo a cada paciente o micro EB imprime automaticamente uma tabela como a seguinte:

MIT223	30:00	DETØ	DET1	DETS
	CARD	2607		
	FPOS	0001	0007	0007
	CNOR	2Ø58	2034	2059
	CPVC	0470	0453	0473
	SVPB	0073	0072	0073
	NNOR	0001	0025	0000
	NPVC	0003	0020	0000
	NSVP	0000	0001	0000

TABELA 1: Exemplo do resultado da avaliação de um paciente (nº 223) após 30 minutos de sinal. Essa tabela é impressa automaticamente, ao término do processamento.

DETØ, DET1 - Resultados do detector que processa a 1ª e 2ª derivação, respectivamente.

DETS - Resultado do "detector resultante".

CARD - Nº total de batimentos anotados pelo cardiologista.

FPOS - Nº total de falsos positivos.

CNOR, CPVC, SVPB - Detecções corretas referentes, respectivamente, a batimentos normais, extra-sístoles ventriculares e supra-ventriculares.

NNOR, NPVC, NSVP - Falsos negativos referentes, respectivamente, a batimentos normais, extra-sístoles ventriculares e supra-ventriculares.

Somando-se todas as 48 tabelas, obtém-se o resultado global:

	DETØ	DET1	DETS
FPOS	565	6.124	5.922
NORM	98.865	95.874	99.040
CPVC	6.744	6.740	6.960
SVPB	2.633	2.587	2.635
NNOR	369	3.360	194
NPVC	282	286	66
NSVP	38	84	36

TABELA 2: Resultado geral da avaliação dos 48 pacientes do "MIT-DATABASE".

O total de batimentos analisados por cada canal é mostrado no quadro a seguir:

NORMAIS	99.234
PVC	7.026
SVPB	2.671
TOTAL GERAL	108.931

TABELA 3. Total de batimentos analisados por cada canal.

PVC - extra-sístoles ventriculares (Premature Ventricular Contraction)
SVPB - extra-sístoles supra-ventriculares (Supra-Ventricular Premature Beat).

Utilizando as duas tabelas anteriores pode-se obter a percentagem de falsos positivos (FP) e falsos negativos (FN) para cada canal:

		DETØ	DET1	DETS
FN NORMAIS =	$\frac{\text{NORMAIS PERDIDOS}}{\text{TOTAL NORMAIS}}$	0,37%	3,39%	0,20%
FN PVC =	$\frac{\text{PVC's PERDIDOS}}{\text{TOTAL PVC's}}$	4,01%	4,07%	0,94%
FN SVPB =	$\frac{\text{SVPB's PERDIDOS}}{\text{TOTAL SVPB's}}$	1,42%	3,15%	1,35%
FN =	$\frac{\text{TOTAL DE FALSOS NEG}}{\text{TOTAL DE BATIMENTOS}}$	0,63%	3,42%	0,27%
FP =	$\frac{\text{FALSOS POSITIVOS}}{\text{TOTAL DE BATIMENTOS}}$	0,52%	5,62%	5,44%

TABELA 4. Percentagens de falsos positivos e falsos negativos para os 3 canais. Análise dos 48 pacientes.

DETØ , DET1 → resultados do 1º e 2º canais de ECG, respectivamente.
DETS → resultados obtidos com o "detector resultante".

Observando-se a tabela anterior, vê-se que todas as percentagens em DETØ são menores que as de DET1. Isso se deve à baixa relação sinal/ruído frequentemente existente na 2ª derivação de ECG do "DATABASE".

A percentagem de falsos negativos em DETS é menor que as de DET \emptyset e DET1 em todos os casos. Já o mesmo não acontece com a percentagem de falsos positivos.

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Os resultados de falsos positivos (0,52%) e falsos negativos (0,63%) obtidos nas detecções relativas à primeira derivação de ECG do "DATABASE"(canal 1) já são bastante satisfatórios pois, estão dentro dos melhores resultados obtidos por outros pesquisadores (Mead et alli, 1979; Schluter, 1981; Pan e Tompkins, 1985; Lima, 1986). O algoritmo, portanto, já tem qualidade suficiente para fazer parte de um monitor de arritmias de canal único. Uma única melhoria poderia ser conveniente: tornar o algoritmo um pouco menos dependente da amplitude do sinal de entrada.

São várias as vantagens potenciais de se utilizar dois canais simultâneos de ECG. Dentre elas pode-se citar:

- A possibilidade de se detectar a ocorrência de eventos cardíacos importantes que apareçam praticamente isoelétricos em uma das derivações, pois na outra derivação tais eventos aparecem com maior amplitude e podem ser identificados.
- Redução dos efeitos dos ruídos das mais variadas fontes (musculares, elétricos, p.ex.) que provocam excessivos falsos positivos e consequentes falsos alarmes para os profissionais que trabalham em unidades coronarianas. O algoritmo sempre pode se basear no canal de melhor relação sinal/ruído.
- Permite manter a monitoração do paciente mesmo que haja problemas com o eletrodo de uma das derivações (fio, partido, má colocação, mal contato, etc).
- Permite ao especialista fazer o diagnóstico e o acompanhamento do paciente baseado em duas observações e não apenas em uma.

A geração do terceiro canal (ou "detector resultante") baseado na comparação entre os dois primeiros mostrou-se vantajosa para reduzir a ocorrência de falsos negativos, tanto para batimentos normais, como para extra-sístoles ventriculares e supra-ventriculares. A percentagem de falsos negativos com respeito ao total de batimentos (0,27%) comprova esse fato. A percentagem de falsos positivos (5,44%) está elevada e precisa ser melhorada.

O "MIT-DATABASE" apresenta uma boa relação sinal/ruído em seu 1º canal de ECG e uma má qualidade de sinal em seu 2º canal. Isso pode ser visto comparando-se todos os resultados obtidos para esses dois canais (tab.4). Da forma como está implementada a criação do 3º canal, os ruídos existentes no 2º canal do "DATABASE" ainda influenciam bastante no aparecimento dos falsos positivos daquele canal. Várias soluções vêm sendo testadas para contornar esse problema. Algumas delas são:

- Utilização de testes quanto ao contexto temporal dos sinais dos 2 canais de ECG, para criação do 3º canal.
- No tratamento das detecções simultâneas em ambos os canais, fazer testes adicionais quanto ao fator de qualidade dos eventos (e não simplesmente aceitá-los).
- Avaliação do ajuste da taxa de compressão ZOI dos sinais, para tornar o algoritmo mais independente do ganho.

- Durante a execução, o próprio algoritmo avalia a relação sinal/ruído dos 2 canais de ECG e suspende a comparação entre eles, sempre que esta relação exceder um certo limiar em um dos dois canais. O resultado do 3º canal passa a ser a cópia do resultado do melhor canal.

Como foi dito anteriormente, não há maneira precisa de se avaliar a delimitação dos Complexos QRS. A observação visual feita com o auxílio do monitor XYZ permite concluir que, em geral, ela é satisfatória.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da FINEP e do CNPq.

REFERÊNCIAS

1. COX Jr., J.R.; FOZZARD, H.A.; NOLLE, F.M.; OLIVIER, C.G. (1969), "Some Data Transformations Useful in Electrocardiography". Computers in Biomedical Research, Volume 3, pp. 181-206.
2. ENGELSE, W.A.H. e ZEELBERG, C. (1979), "A Single Scan Algorithm for QRS Detection and Feature Extraction". Computers in Cardiology, pp. 37-42.
3. HEALTH DEVICES (1985), published by ICRI, Volume 14, número 10, pp. 287-315.
4. HUBELBANK, M. e FELDMAN, C.L. (1978), "A 60X Computer-Based Holter Tape Processing System". Medical Instrumentation, Volume 12, pp. 324-326.
5. LIMA, C.E.G. (1986), "Aperfeiçoamento e Avaliação de um Algoritmo para Detecção e Delimitação, em Tempo-Real, de Complexos QRS". Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.
6. MEAD, C.N.; CLARK, K.W.; POTTER, S.S.; MOORES, S.M.; THOMAS Jr., L.J. (1979), "Development and Evaluation of a New QRS Detector/Delineator". Biomedical Computer Laboratory; Washington University School of Medicine, Monograph nº 374, St. Louis, MO.
7. MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1980), "Tape Directory and Format Specifications". Massachusetts Institute of Technology, Division of Health Sciences and Technology.
8. NOLLE, F.M. (1972), "Argus, A Clinical Computer System for Monitoring Electrocardiographic Rhythms". D.Sc. Dissertation, Washington University, St. Lois, MO.
9. OLIVIER, C.G.; NOLLE, F.M.; WOLFF, G.A.; COX Jr., J.R.; AMBOS, H.D. (1971), "Detection of Premature Ventricular Contractions with a Clinical System for Monitoring Electrocardiographic Rhythms". Computers in Biomedical Research, Volume 4, pp. 523-541.
10. PAN, J e TOMPKINS, W.J. (1985), "A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 32, número 3, pp. 230-236.
11. SCHLINDWEIN, F.S.; PEREIRA, W.C.A. e LIMA, C.E.G. (1984), "Desenvolvimento de um Algoritmo para Detecção de Complexos QRS para Holter Inteligente". Relatório Técnico COPPETEC ET-19034, projeto de consultoria à DIXTAL Tecnologia Ind. Com. Ltda.

12. SCHLINDWEIN, F.S.; CAPRIHAN, A.; GANDRA, S.T. (1983), " Sistema de Aquisição e Exibição de Sinais Biológicos para Microcomputadores", Caderno de Engenharia Biomédica, Revista Brasileira de Engenharia, Volume 1, número 2, pp. 45-56.
13. SCHLUTER, P.S. (1981), "The Design and Evaluation of Bedside Cardiac Arrhythmia Monitor", Ph.D. Dissertation, Massachusetts Institute of Technology.
14. SHAH, P.M.; ARNOLD, J.M.; HABERERN, N.A.; BLISS, D.I.; Mc CLEALLAND, K.M.; CLARKE, W.B. (1977), "Automatic Real Time Arrhythmia Monitoring in the Intensive Care Unit". The American Journal of cardiology, Volume 39, pp. 701-708.
15. YANOWITZ, F.; KINIAS, P.; RAWLING, D.; FOZZARD. H.A. (1974), "Accuracy of a Continuous Real-Time ECG Dysrhythmia Monitoring System" Circulation, Volume 50, pp. 65-72.

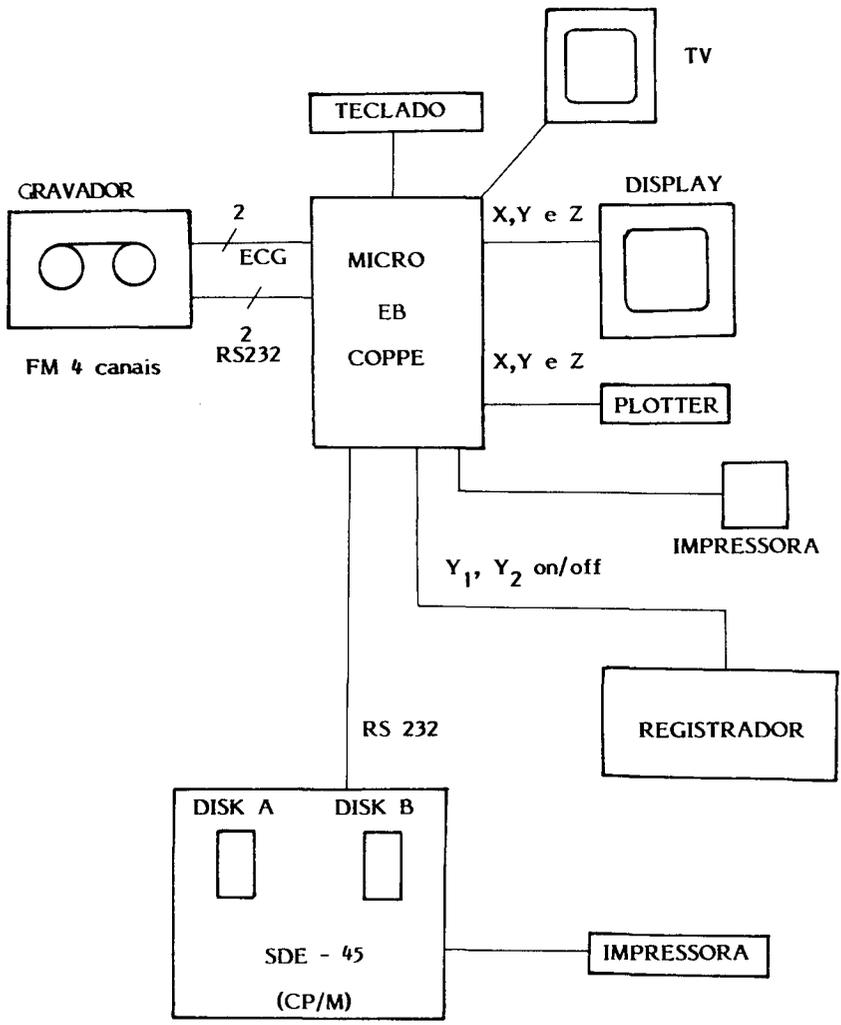
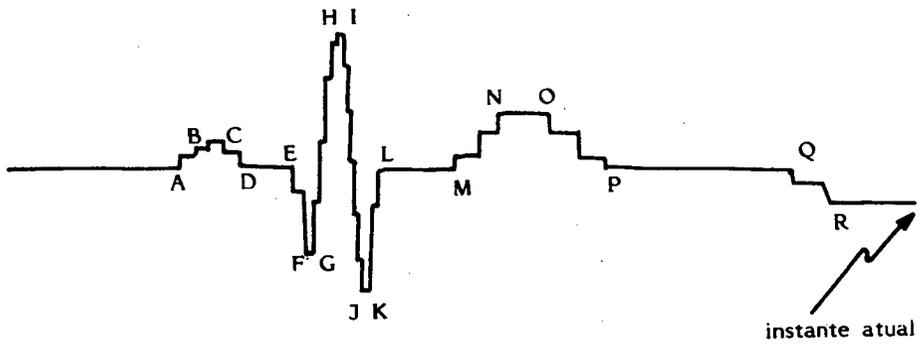
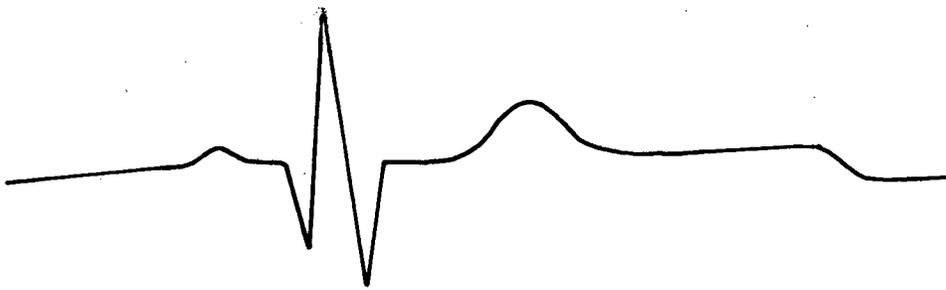
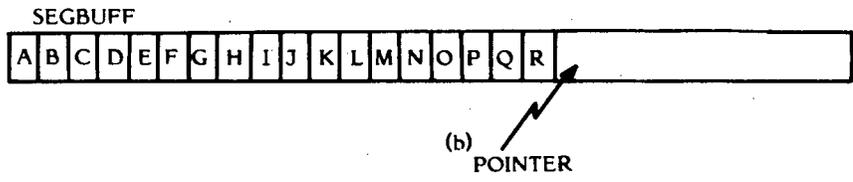


Figura 1. Sistema básico de implementação/avaliação



(a)



(b) PTR

Figura 2. a) A compressão ZOI reduz o sinal amostrado a uma seqüência de patamares de duração e amplitudes variadas.
 b) Uma seqüência de, no mínimo, 2 patamares curtos e consecutivos com a mesma tendência define uma DECLIVIDADE (P.ex. os segmentos AB, GH e QR). Os pontos de início e fim de cada DECLIVIDADE, com suas respectivas amplitudes são guardados no armazenador circular SEGBUFF.

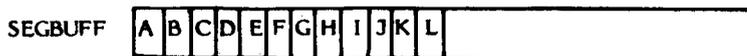
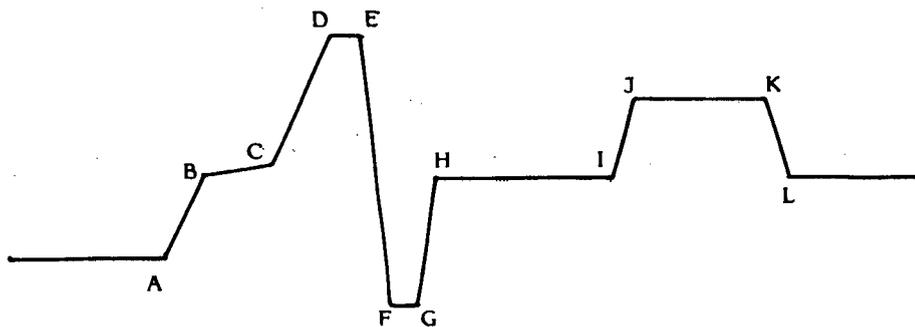


Figura 3. Identificação de eventos triangulares.

O algoritmo pesquisa no SEGBUFF a existência de declividades que estejam próximas o suficiente para definir um evento triangular.

Os segmentos CDEF e EFGH, P.ex., são eventos triangulares, e por isso são inscritos no RWBUFF.

Já o segmento AB não pertence a nenhum evento triangular.

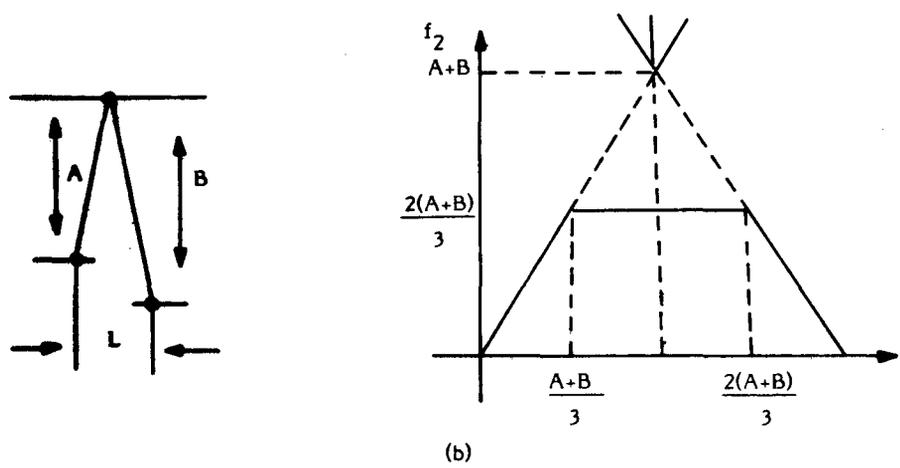
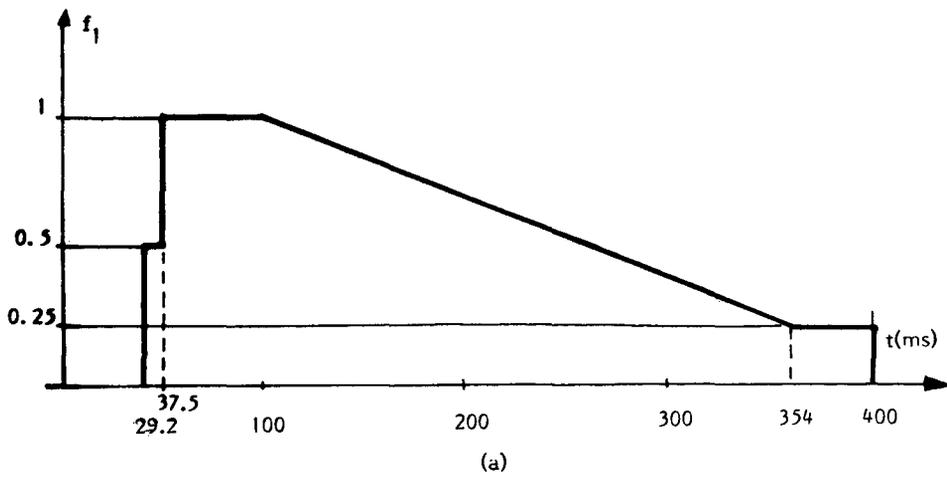


Figura 4. O Cálculo do fator de qualidade: $RQUAL = f_1 * f_2$ favorece eventos cujas larguras estão entre 30 e 100ms para os quais haja similaridade de amplitudes de subida e descida. Note que em f_2 a amplitude total $(A+B)$ é considerada.

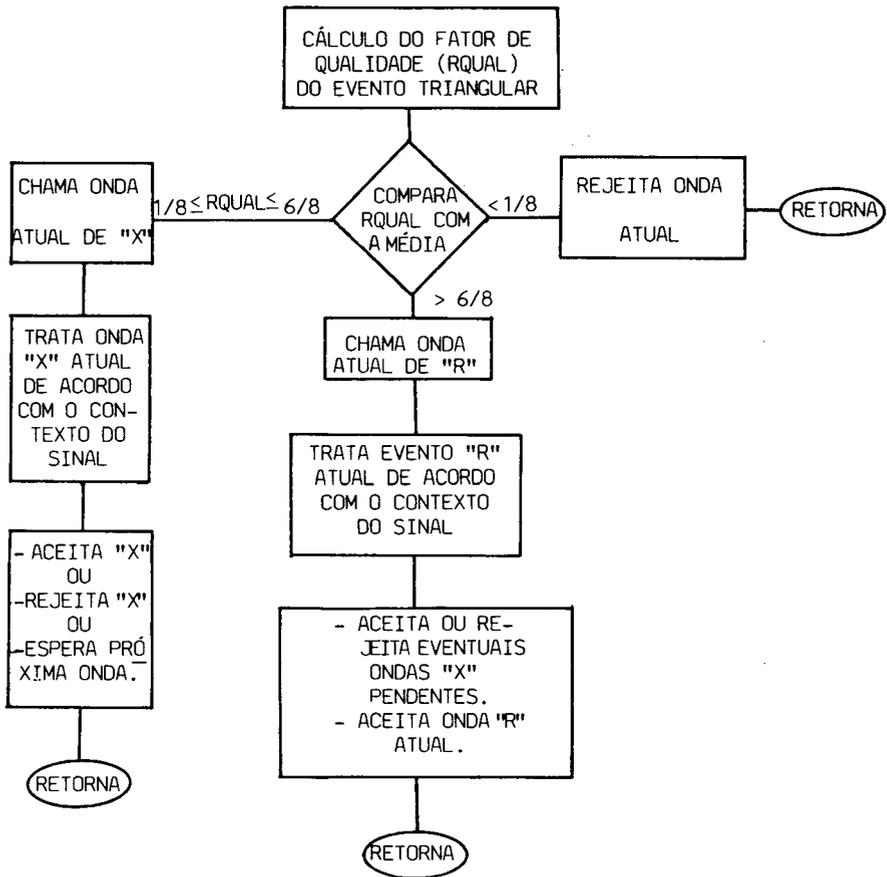
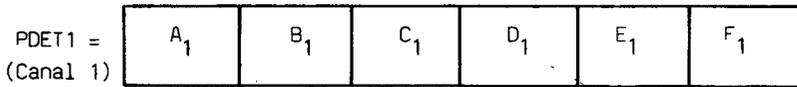
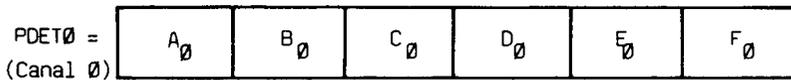
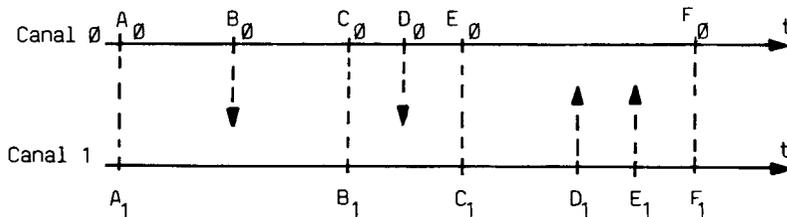


Figura 5. Os eventos triangulares são divididos em 3 classes, segundo o valor do seu Fator de Qualidade. A partir daí esses eventos sofrem um processamento de acordo com a classe a que pertencem, para sua concatenação e a delimitação do Complexo QRS.



TEMPOS DE OCORRÊNCIA DA AMOSTRA CENTRAL DO QRS:



- Onde:
- FQUAL B₀ > $\overline{\text{FQUAL}}/2$ CANAL 0 → Houve FN no Canal 1
 - FQUAL D₀ < $\overline{\text{FQUAL}}/2$ CANAL 0 → Houve FP no Canal 0
 - FQUAL D₁ > $\overline{\text{FQUAL}}/2$ CANAL 1 → Houve FN no Canal 0
 - FQUAL E₁ < $\overline{\text{FQUAL}}/2$ CANAL 1 → Houve FP no Canal 1

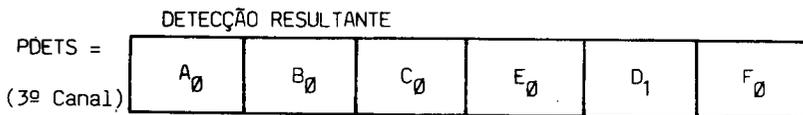


Figura 6. Exemplo da criação do "DETECTOR RESULTANTE". As detecções realizadas nas duas derivações do paciente são comparadas pelo algoritmo que gera então, uma "detecção resultante"

- PDET₀ → armazenador circular para as detecções da 1ª derivação (Canal 0)
- PDET1 → armazenador circular para as detecções da 2ª derivação (Canal 1)
- PDETS → armazenador circular para as detecções resultantes (3º Canal)

A_i, B_i, C_i... → tempo de ocorrência da amostra Central do QRS.
 FQUAL → Fator de Qualidade do melhor triângulo que compõe o QRS.
 $\overline{\text{FQUAL}}$ → Média dos 8 últimos FQUAL.
 FN → Falso negativo
 FP → Falso positivo

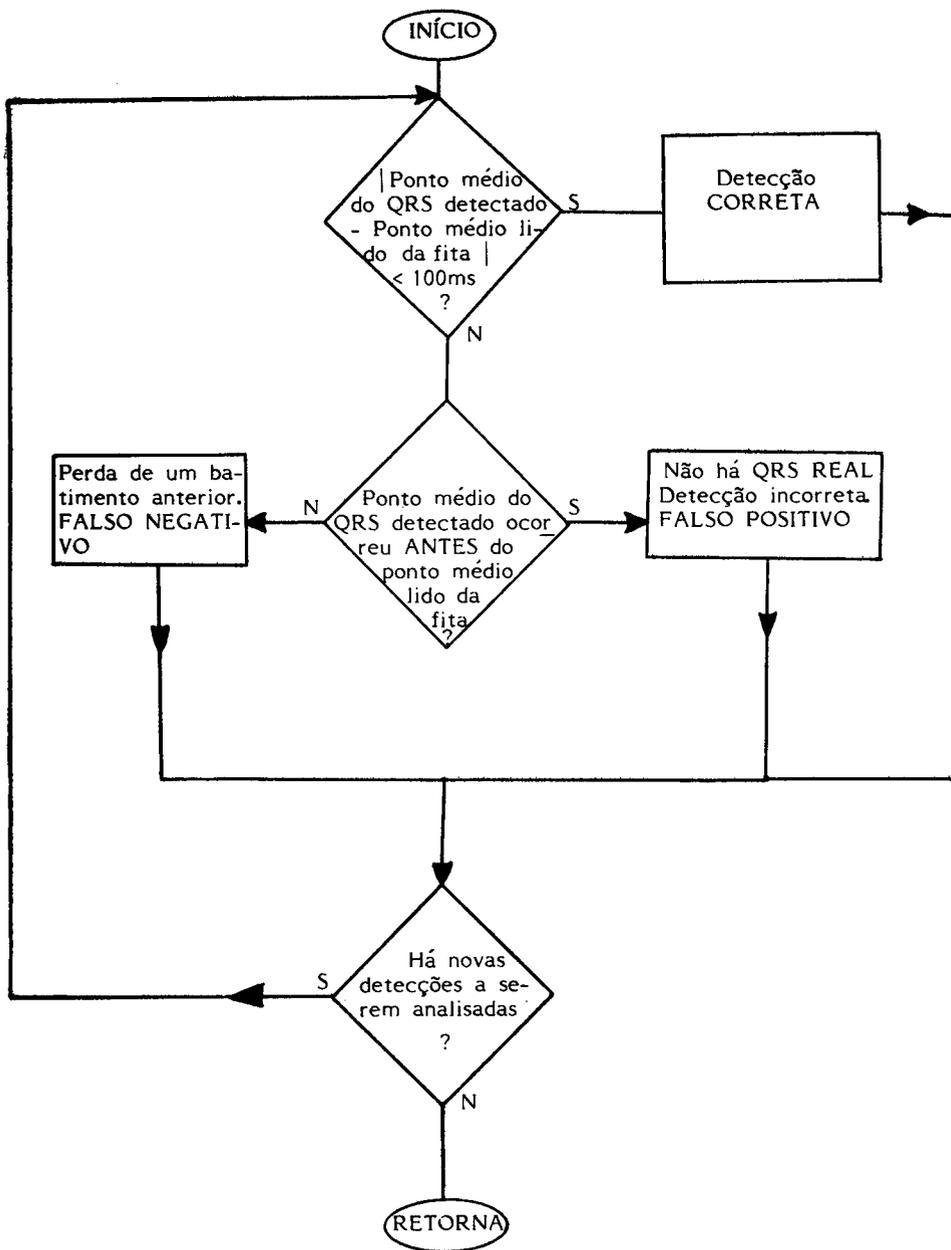


Figura 7. Fluxograma do algoritmo avaliador do desempenho das detecções dos Complexos QRS.

"A REAL TIME ALGORITHM FOR DETECTION/DELINEATION OF QRS
COMPLEXES USING TWO SIMULTANEOUS ECG LEADS"

ABSTRACT-- A two lead real time algorithm for detection and delineation of QRS complexes was implemented in a microcomputer developed by the Biomedical Engineering Program from COPPE/UFRJ. Both leads are compared with each other by the algorithm and a "final detection" is generated. The detection technique for each ECG lead is based on data compression, identification of triangular morphologies and concatenation of them to form the QRS complex. The evaluation of the algorithm is also done by the microcomputer using the MIT-BIH Arrhythmia Database (1980). The performance of the detector for the best lead alone (best signal/noise ratio) resulted in 0,63% of false negatives (FN) and 0,52% of false positives (FP), which is close to the results of other groups in the world. For the "final detector" the percentages were 0,27% of FN and 5,44% of FP. The FN result is fully satisfactory and the FP result indicates that the algorithm needs an improvement. It is discussed the potential advantages of a two lead QRS detector as well as the modifications currently being implemented.