

## ALGORITMO PARA DETECÇÃO DE QRS EM MICROCOMPUTADORES

Lima, C.E.G.<sup>1</sup>, Gandra, S.T.<sup>2</sup>, Caprihan, A.<sup>3</sup>, Nobre, F.<sup>4</sup>, Schlindwein, F.<sup>5</sup>

RESUMO -- Um algoritmo para a detecção e delimitação de complexos QRS usando uma única derivação de eletrocardiograma foi desenvolvido e implementado em microcomputador. O sistema, num primeiro estágio, procura efetuar a detecção do QRS e num segundo procede à correção de possíveis falhas na delimitação ou de eventuais perdas de complexos. O programa foi desenvolvido em linguagem Assembler usando um conjunto de arquivos de ECG contendo vários tipos de arritmias. A avaliação do algoritmo foi realizada com registros de 21 pacientes (50000 complexos QRS), obtendo-se 0,42% de falsos-negativos e 0,11% de falsos-positivos. As características e limitações do algoritmo são discutidas.

INTRODUÇÃO

A grande variedade de algoritmos existentes, para monitoração de arritmias cardíacas (Engelse e Zeelenberg, 1979, Thakor e Webster, 1981, Nygard e Hulting, 1979) comprova a extrema dificuldade para se definir um método que consiga analisar a ampla faixa de ECG normalmente encontrada. Essa análise depende da identificação e delimitação adequadas dos complexos QRS, que por sua vez irão influir diretamente na confiabilidade dos sistemas de classificação. As principais fontes causadoras de erros são a perda de complexos e/ou a obtenção de parâmetros incorretos por efeito de ruído presente no sinal de entrada.

No presente trabalho, pretende-se apresentar um algoritmo para detecção de QRS que possui como características principais: a monitoração do nível de ruído, para reduzir a geração de falsos complexos; e a busca retrospectiva para a detecção de complexos perdidos devido a reduções de amplitude do sinal de entrada ou morfologias atípicas.

O algoritmo proposto foi elaborado a partir de um sistema originalmente descrito por Engelse e Zeelenberg (1979) e foi implementado em microcomputador para operação em Tempo Real.

---

<sup>1</sup> Mestrando do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - C.P. 68.510 - 21.944 - Rio de Janeiro - RJ

<sup>2</sup> CENPES/PETROBRÁS - Ilha Universitária - 21.944 - Rio de Janeiro - RJ

<sup>3</sup> Lovelace Medical Center - Clinical Research Division - 5400 Gibson Boulevard SE - Albuquerque - New Mexico - 87.108 - U.S.A.

<sup>4</sup> Professor Adjunto, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - C.P.68.510 21.944 - Rio de Janeiro - RJ

<sup>5</sup> Professor Assistente, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - C.P. 68.510 - 21.944 - Rio de Janeiro - RJ

## MATERIAIS E MÉTODOS

### a) Equipamento

O sistema utilizado para o desenvolvimento, implementação e avaliação do algoritmo consiste de um microcomputador projetado no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, com 14 kbytes de memória temporária (RAM), 18 kbytes de memória permanente (EPROM), interface para aquisição e registro gráfico de sinais (8 conversores A/D e 3 D/A) e interface de comunicação serial para ligação ao microcomputador SDE-42 da EBC (Empresa Brasileira de Computadores). A avaliação do algoritmo foi realizada usando-se o banco de dados desenvolvido no Massachusetts Institute of Technology (MIT-BIH, 1980) que contém anotações quanto ao ritmo do sinal e morfologia de cada batimento efetuadas por dois cardiologistas.

### b) Filtragem

O sinal de ECG passa por um filtro analógico de 2ª ordem com banda passante de 0,5 a 40Hz, e é discretizado a uma frequência de 240 amostras por segundo. Passa por um sistema de filtros digitais para eliminação de ruídos, em especial, a interferência da rede elétrica (60 Hz); e obtenção da primeira derivada do sinal que é utilizada pelo algoritmo de detecção. O sistema consiste de um filtro passa-baixa e de um filtro derivativo.

O filtro passa-baixa tem a seguinte fórmula de recorrência (Gandra, 1982):

$$y_i = \frac{x_i + x_{i-2}}{2} \quad |1|$$

o que resulta em uma resposta em frequência (Oppenheim, Shafer, 1975):

$$|H(w)| = |\cos wT| \quad |2|$$

O filtro derivativo é de primeira ordem com frequência central em 16,3 Hz. Sua fórmula de recorrência é:

$$ADER = x_{i+2} - x_{i-2} + x_{i-4} - x_{i-6} - 2x_{i-8} + x_{i-10} \quad |3|$$

e a resposta em frequência (Oppenheim e Shafer, 1975) é:

$$|H(w)| = |(2 + 2 \cos 2wT) (2 \sin 3wT)| \quad |4|$$

A figura 1 mostra as respostas em frequência dos dois filtros. Pode-se observar que a frequência central do filtro derivativo está localizada em 16,3Hz e as interferências devido a 60Hz são eliminadas.

### c) Descrição do algoritmo

O algoritmo de detecção de QRS é um algoritmo dois passos. O primeiro busca e efetua a detecção dos complexos QRS, baseando-se na primeira derivada do sinal. Possui também um procedimento para detecção de ruídos e para comunicação, ao segundo passo do algoritmo, de uma possível perda de QRS. O segundo passo é voltado para a correção da marcação de início e fim do QRS, procura das prováveis perdas de QRS indicadas pelo primeiro passo e cálculo dos parâmetros: in-

intervalo RR, intervalo RR esperado, largura e altura do QRS.

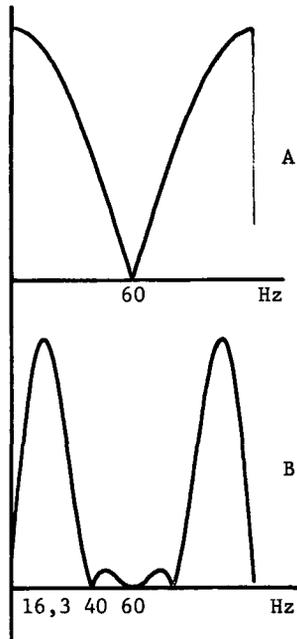


Figura 1. Resposta em frequência de:  
A) Filtro Passa-Baixa  
B) Filtro Derivativo

No primeiro passo o algoritmo conta o número de interseções (NSLOP) dos trechos ascendentes do módulo do sinal derivada (ADER) com um limiar pré-estabelecido (SC) (Figura 2). A cada interseção é atribuída a variável MXTIM o tempo de 160 ms simulando o período refratário da célula muscular do ventrículo. A cada amostragem essa variável é decrementada e quando chega a zero, uma decisão é tomada para se validar ou não um evento. Essa decisão é baseada no número de interseções contadas de acordo com os seguintes critérios:

Se  $NSLOP \geq 5$  ..... ruído

$2 \leq NSLOP < 5$  ..... complexo QRS

$NSLOP = 1$  ..... sinaliza ao segundo passo do algoritmo que decidirá se é um QRS ou outro evento qualquer. No caso de não ocorrer nenhuma interseção durante um período equivalente a uma vez e meia o intervalo RR esperado, transfere-se a análise para o segundo passo do algoritmo.

O valor do limiar de comparação (SC) é auto-ajustável conforme as variações de nível do sinal e sua tendência é estabilizar-se em metade do valor máximo do sinal derivada (MXSLP). A detecção de ruído ( $NSLOP \geq 5$ ), faz com que o valor de "SC" aumente rapidamente visando afastar o sistema de falsas detecções. Após certo intervalo de tempo (200 ms) o valor de "SC" baixa e tão logo seja detectado um novo QRS volta a obedecer sua tendência anterior. A variável

SCMIN é o mínimo valor de adaptação de SC. SC tende a se adaptar a SCMIN que, por sua vez, tende a se adaptar a metade do valor máximo do sinal derivada (MXSLP).

$$SCMIN = \frac{7}{8} SCMIN_{i-1} + \frac{1}{8} MXSLP/2 \quad |5|$$

$$SC_i = SC_{i-1} \quad \text{se } 0 < NSLOP < 5$$

$$SC_i = \text{MAX} (7/8 SC_{i-1}; SCMIN) \quad \text{se } NSLOP=0$$

$$SC_i = \text{MIN} (9/8 SC_{i-1}; 7F) \quad \text{se } NSLOP \geq 5$$

onde 7F é máximo valor em hexadecimal.

O segundo passo é acionado de três maneiras distintas:

DETECÇÃO DE QRS ( $2 \leq NSLOP < 5$ ) — Como pode ser visto na Figura 2, a marcação de início de QRS é feita no local da primeira interseção; e a marcação de fim, após a última interseção, no último ponto em que o valor de ADER ainda não é inferior a SC. Isto leva a erros consideráveis, principalmente se o complexo tem uma forma alargada e lenta. Corrige-se essa marcação, pesquisando no sinal derivada, a partir da marca de início, um certo número de amostras consecutivas que estejam abaixo de um certo valor e marca-se o novo ponto de início na primeira dessas amostras. O mesmo procedimento é feito para a correção de fim de QRS. Após a delineação do complexo, o algoritmo obtém os parâmetros desejados para processamento subsequente.

EVENTO INDETERMINADO (NSLOP=1) — Neste caso, o algoritmo procurará o início e fim do evento de maneira semelhante ao caso anterior. Após a delineação verificará se a largura do evento se encontra na faixa de 40-200ms e se a distância deste evento ao último QRS detectado é maior que um quarto do intervalo RR esperado. Se forem atendidas estas duas condições o evento é aceito como sendo um QRS, delineado e extraído seus parâmetros. Caso contrário, será recusado.

PERDA DE QRS (NSLOP=0 TEMPO > 1.5 INTERVALO RR ESPERADO) — Como nestas condições, pode ter ocorrido a perda de um QRS de baixa amplitude, uma rotina pesquisará retroativamente o sinal derivada (ADER), comparando-o com um limiar mais baixo que SC. Caso essa rotina detecte algum evento, este terá que obedecer às mesmas condições citadas para o caso de NSLOP = 1 para que possa ser validado como QRS.

## RESULTADOS

O algoritmo foi testado utilizando o MIT DATABASE (1980), contendo uma grande variedade de sinais de ECG, com a presença de arritmias, artefatos e ruídos. Algumas de suas características básicas podem ser visualizadas nas Figuras 2 a 6.

A Figura 2 mostra o sinal amostrado (ECG), o módulo do sinal derivada

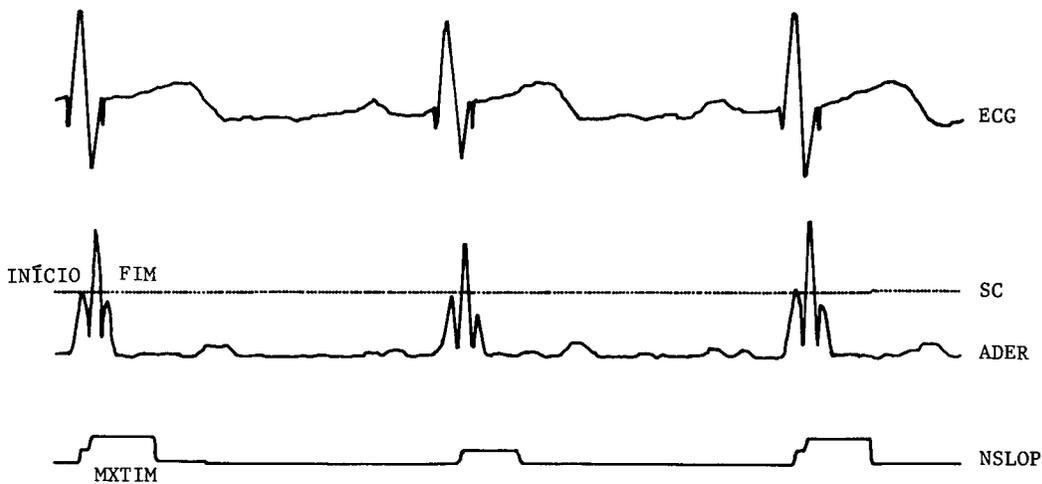


Figura 2. Detecção e delineação correta dos QRS (NSLOP=1)

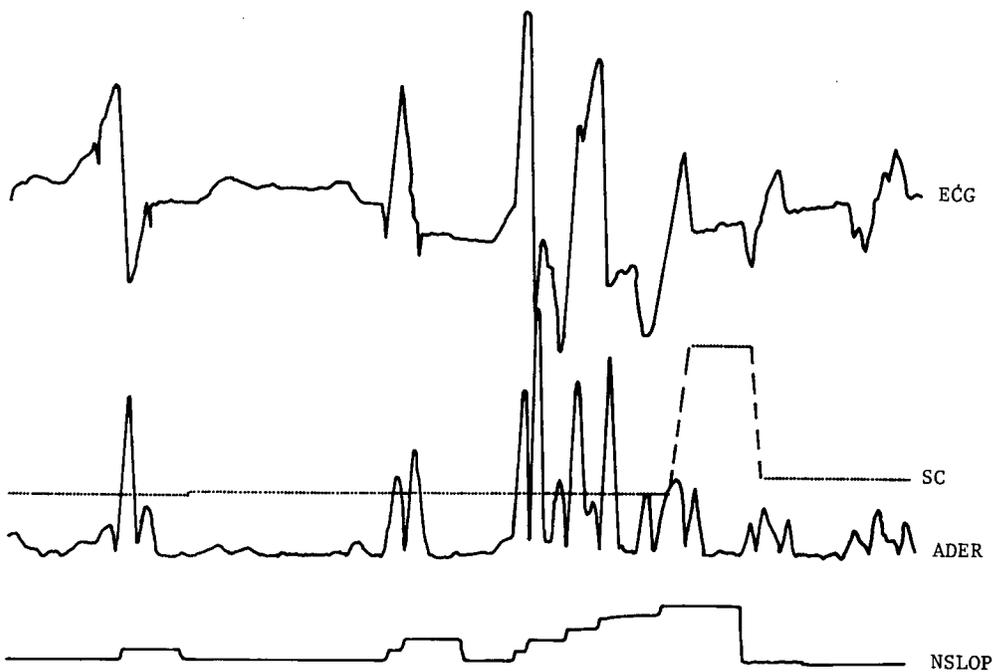


Figura 3. Presença de ruído no sinal (NSLOP  $\geq 5$ )

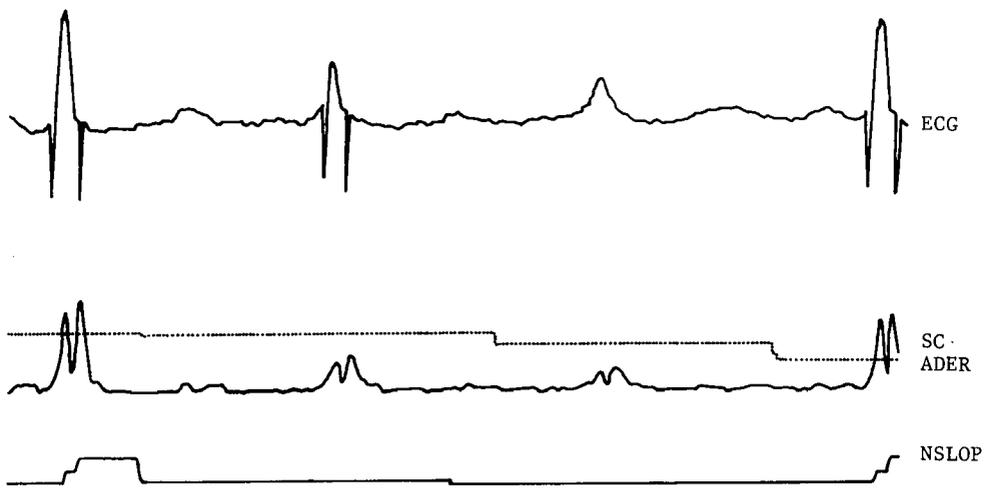


Figura 4. NSLOP = 0, detecção correta do 1º QRS perda do 2º.  
Adaptação SC.



Figura 5. NSLOP = 0, detecção correta dos QRS adaptação SC.



Figura 6. Detecção correta de batimentos atípicos

(ADER), o limiar de interseções (SC) e o número de interseções (NSLOP) de SC com ADER. A largura do patamar que se prolonga em NSLOP corresponde a MXTIM. Pode-se observar que as detecções de início e fim do QRS se encontram bastante deslocadas uma vez que SC apresenta um valor alto. Nas figuras observa-se a marcação correta do QRS efetuado pelo segundo passo do algoritmo. Quando da detecção de ruído ( $NSLOP \geq 5$ ) SC sobe exponencialmente até seu valor máximo, permanecendo por 200ms, e depois retorna a procura de um novo QRS (Figura 3).

Nas Figuras 4 e 5 pode-se notar a detecção e marcação correta dos QRS, embora não tenham ocorrido interseções ( $NSLOP = 0$ ). A perda de um QRS ilustrado na Figura 4, foi devido à baixa amplitude de ADER, que foi menor que o limiar de comparação do segundo passo. Nota-se também a adaptação de SC. As Figuras 3 e 6 apresentam a detecção e marcação, com boa aproximação do real, de diversos batimentos atípicos.

Foram analisados os sinais de ECG de 21 pacientes diferentes, com 30 minutos cada, num total de 50000 QRS, e foi obtido 99,58% de acerto, com apenas 0,42% de falsos negativos e 0,11% de falsos positivos.

### DISCUSSÃO

A técnica utilizada no primeiro passo do algoritmo se baseou principalmente em um programa descrito por Engelse e Zeelenberg (1979). Uma modificação, proposta por Gandra (1982) foi a utilização da variável SCMIN que se adapta a amplitude do sinal derivada, levando-se em consideração as variações individuais dos pacientes, e as causadas por equipamentos utilizados na captação do sinal.

A introdução do segundo passo do algoritmo mostrou-se bastante eficiente na correção das falhas do primeiro, tornando-se parte fundamental do algoritmo.

A utilização de um filtro com ganho máximo em 16,3Hz, bastante próxima da considerada ideal (17Hz) por Thakor e Webster (1981), teve o objetivo de realçar as componentes encontradas no complexo QRS, reduzindo a influência de outras formas de ondas encontradas no ECG. Pode-se observar, na Figura 2, a atenuação das ondas P e T em relação ao complexo QRS.

A avaliação efetuada mostrou a eficiência e versatilidade do algoritmo. Os testes terão prosseguimento, visando avaliar diferencialmente a ocorrência de falsos negativos de QRS normais daqueles considerados arritmicos, através da informação contida no banco de dados.

### BIBLIOGRAFIA

1. ENGELSE, W.A.H. e ZEELBERG, C. (1979), "A single scan algorithm for QRS detection and feature extraction". Computers in Cardiology.
2. GANDRA, S.A.T. (1982), "Monitor de arritmias cardíacas em tempo real utilizando o intervalo RR e a largura do QRS", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
3. GERLINGS, E.D., BOWERS, D.L., e ROL, G.A. (1972), "Detection of abnormal ventricular activation in coronary care unit", Computers in Biomedical Research, pages 14-24.

4. MIT-BIH - Arrhythmia Database (1980), Tape Directory and Format Specification. Massachusetts Institute of Technology, Division of Health Sciences and Technology.
5. NYGARDS, M.E. e HULTING, J. (1979), "An automated system for ECG monitoring", Computers in Biomedical Research.
6. OPPENHEIM, A.V. e SHAFER, R.W. (1975), Digital Signal Processing, Prentice-Hall, Inc., Englewoods Cliffs, N.J.
7. THAKOR, L.J. e WEBSTER, J.G. (1981), "Optimal QRS filter and Detector", VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, RJ - páginas: 7-12,
8. THOMAS, L.J., CLARK, R.W., MEAD, C.N, RIPLEY, R.L., SPENNER, B.F., OLIVER, G. C., (1979), "Automated Cardiac Dysrhythmia Analysis", Proceedings of the IEEE.
9. WILLEMS, J.L., e PIPBERGER, H.V. (1972), "Arrhythmia Detection by Digital Computer". Computers and Biomedical Research.

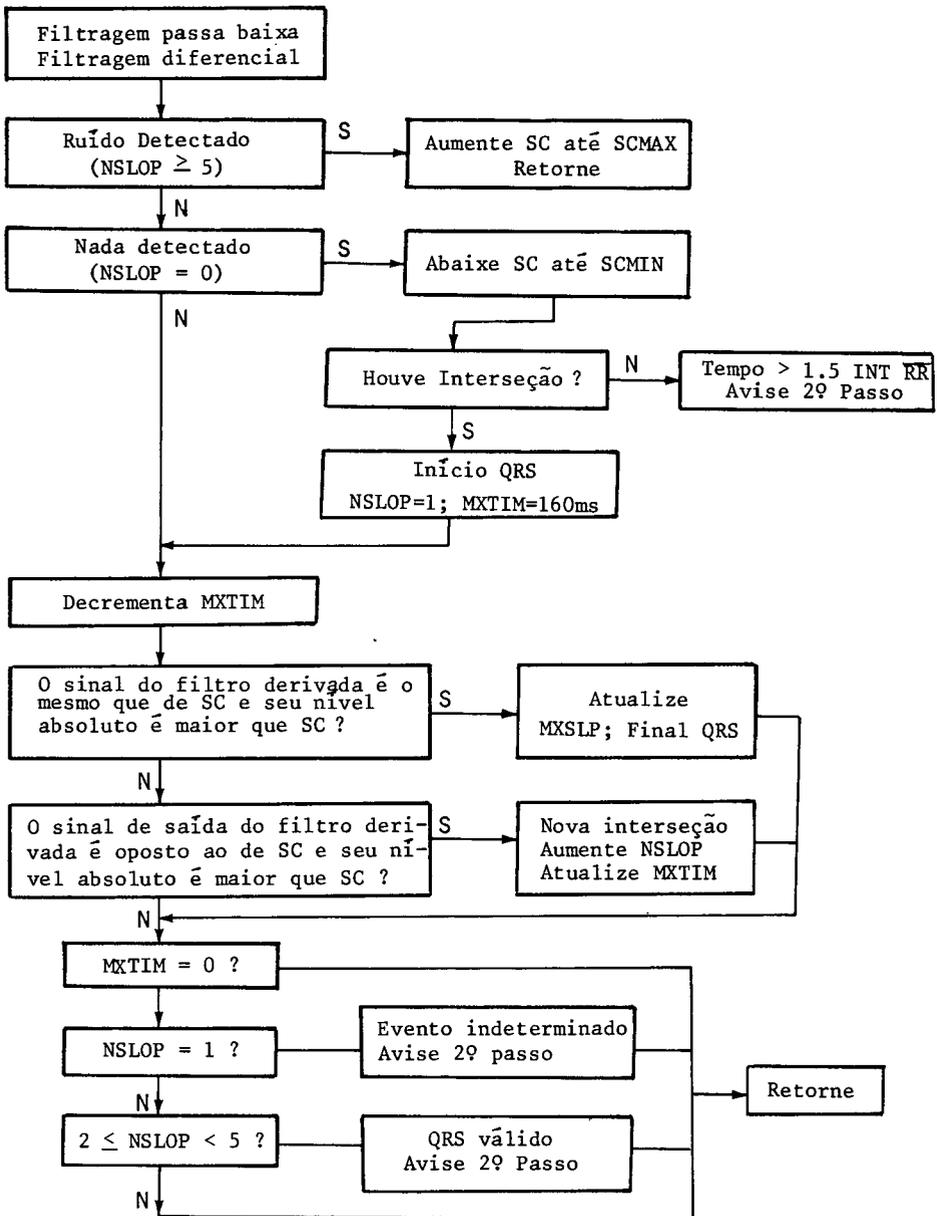


Figura 7 (a). Diagrama de blocos do 1º passo do algoritmo

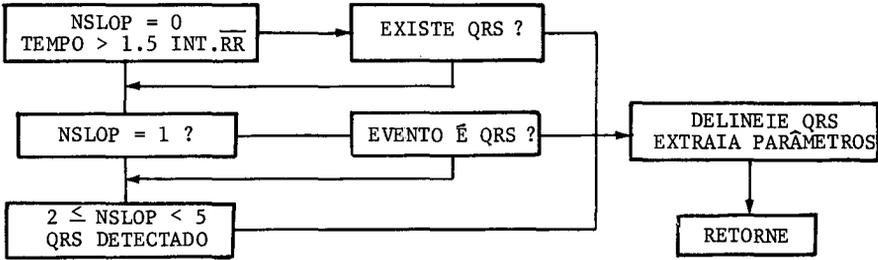


FIGURA VII(b) — Diagrama de blocos do 29º passo do algoritmo.

## ALGORITHM FOR QRS DETECTION BY MICROCOMPUTER

ABSTRACT -- An algorithm for the on-line detection and delineation of QRS complexes in single lead electrocardiograms has been developed and implemented on a microcomputer. Using a sampling rate of 240 Hz the ECG signal is low-pass filtered and the absolute value of its numerical derivative is compared to an adaptative threshold for the detection of the QRS complex. A number of parameters are then transferred to a second stage of the algorithm which delineates the beginning and end of each complex and compensates for any failures of the previous stage. The program has been developed in Assembly language, using the MIT ECG Database as a learning file containing a number of arrhythmias and artefacts for testing its performance. The algorithm has been evaluated using records of 21 patients (50000 QRS complexes), obtaining 0.42% of false-negatives and 0.11% of false-positives. The characteristics and limitations of the computer algorithm are discussed.