

REGISTRADOR DIGITAL DE ARRITMIAS CARDÍCAS (REDAC)**por**G.A.P.Silva¹ e J.W.M.Bassani²

RESUMO -- No presente trabalho é descrito um instrumento portátil para quantificação de arritmias cardíacas por períodos prolongados (aprox. 15 horas). O instrumento é baseado no microcontrolador 80C31 (Intel) com implementação adicional de 8 Kbytes de EPROM e 2 Kbytes de RAM. O amplificador INA102 (Burr-Brown) foi utilizado para amplificação de ECG. Cinco tipos de arritmias premonitórias (PVC, PVC interpolado, fenômeno R-Sobre-T, batimento perdido e APB) são detectadas, codificadas e armazenadas. O instrumento pode ser conectado a um computador para transferência dos dados para disco rígido ou flexível, ou a uma impressora paralela para geração de relatório final. O instrumento obteve um desempenho satisfatório ao detectar diferentes tipos de arritmias em registro de ECG (426 intervalos RR) com alta atividade ectópica.

INTRODUÇÃO

A monitoração contínua do Eletrocardiograma (ECG) é largamente utilizada para a avaliação clínica da atividade elétrica do coração de pacientes em suas atividades diárias (Harrison, Fitzgerald e Winkle, 1978; Milei et alii, 1987; Takada et alii, 1989). A monitoração por períodos prolongados é útil no diagnóstico de arritmias cardíacas e no acompanhamento de sintomas, tais como, palpitações, dispnéias e síncope e de tratamento com drogas (Morganroth, 1988) ou mesmo de implante de marcapasso artificial.

Do ponto de vista clínico quantitativo verifica-se que alguns tipos de arritmias, especialmente as despolarizações ventriculares prematuras (PVC's), são comumente observadas tanto em indivíduos saudáveis (Brydon J. 1977) quanto em pacientes cardíacos. No entanto, a quantificação do número de ocorrências das PVC's ou sua variação dia a dia ainda não é bem conhecida (Takada et alii, 1989). Segundo Leite (1986) deve-se admitir que indivíduos saudáveis, sem cardiopatia evidente, que apresentam PVC's com frequência superior a 50/24h,

¹—Aluna do Programa de Mestrado da Faculdade de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas.

²—Docente e Pesquisador do Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e do Centro de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas.

bigeminadas, multifocais ou com episódios de taquicardia ventricular, constituem uma "população especial" para investigação clínica complementar, com métodos não invasivos.

No presente trabalho é descrito um sistema portátil baseado no microcontrolador 80C31 (Intel) desenvolvido para registro digital e quantificação de arritmias cardíacas por períodos prolongados.

MATERIAL E MÉTODOS

Hardware

O sistema portátil para detecção de arritmias é constituído pelos seguintes módulos: (1) captação de ECG, (2) detecção de complexos QRS, (3) detecção de subtensão de bateria e falha na conexão dos eletrodos, (4) unidade de processamento central e (5) interfaceamento serial e paralelo para comunicação externa. O diagrama de blocos do sistema é apresentado na figura 1.

A figura 2 ilustra o diagrama de blocos da etapa de captação e detecção de complexos QRS. No estágio inicial foi utilizado o amplificador de instrumentação INA102 (Burr-Brown), de baixo consumo (750 μ A), alto CMRR (90dB, mínimo), alta impedância de entrada ($10^{10}\Omega$), configurado para um ganho de 100. O sinal de ECG é então submetido a uma etapa de amplificação adicional, que permite ajustes na sensibilidade do instrumento aos níveis do ECG captado, e a filtros ativos para eliminação de ruído de 60Hz e ênfase do complexo QRS. O sinal passa em seguida pela etapa de detecção de complexos QRS segundo a técnica desenvolvida por Thakor e Webster (1983). Tal técnica baseia-se nas distribuições de amplitude do sinal e do ruído, para minimizar a detecção de falsos positivos (FP's) e falsos negativos (FN's). O detetor é constituído basicamente por um circuito detetor de nível (detetor de pico), circuito para cálculo de limiar de comparação e um comparador. O detetor foi implementado em circuito analógico e produz em sua saída pulsos com largura de 200ms (para prevenção contra falsos disparos durante o período de latência).

A unidade de processamento central é baseada no circuito integrado 80C31 (INTEL). Este circuito integrado contém além de um microprocessador central (CPU), 4 portas de 8 bits para comunicação externa, 2 contadores de 16 bits, circuito temporizador, canal de comunicação serial "full-duplex", 5 linhas de interrupção, memória de dados volátil de 128 bytes e instruções para operações aritméticas (Boyet & Katz, 1982; Ciarcia, 1988). Foi implementado, adicionalmente, um banco de memória externa com capacidade de 8 Kbytes de memória fixa (EPROM - 27C64) para armazenamento do software do sistema, e 2 Kbytes de memória volátil (RAM - 6116L) para armazenamento de códigos referentes às arritmias detetadas.

Os pulsos gerados na saída do detetor de QRS interrompem a CPU durante as transições de nível. A rotina de tratamento desta interrupção calcula os intervalos RR utilizando um dos contadores internos. Os intervalos RR são armazenados temporariamente na

memória interna de dados, para determinação de médias e comparações necessárias à execução do algoritmo usado para classificação de arritmias.

A unidade de processamento permite, essencialmente, detectar um grupo de arritmias, estabelecer comunicação com o usuário através do painel de controle, efetuar a classificação de arritmias e liberar relatórios com a apresentação de resultados.

Software

O software residente em EPROM da unidade de processamento central está dividido nas seguintes rotinas:

Rotina de inicialização de sistema -- O sistema permite a inicialização do estágio microprocessado sem acionamento da etapa de classificação de arritmias, possibilitando o ajuste de sensibilidade das etapas de captação e detecção de QRS aos níveis de sinal do paciente. Os sinais de ECG e dos pulsos de sincronismo com o QRS estarão presentes no painel frontal do instrumento.

Rotina de classificação de arritmias -- A classificação das arritmias baseia-se na análise do ritmo (intervalos RR) do ECG, como proposto por Abenstein (Tompkins & Webster, 1981). O algoritmo estabelece um compromisso entre a experiência clínica e relações matemáticas adequadas para uma classificação quantitativa de eventos. Duas variáveis são usadas: o intervalo RR (RR) e a média de 8 intervalos (AR). As condições básicas para identificação de cada arritmia, bem como os códigos a serem gerados após o processo de classificação estão apresentados na Tabela 1. Tal algoritmo é simples, mas adequado ao nosso propósito por apresentar pequeno requerimento de memória no processo de classificação de arritmias, possibilitando a detecção das chamadas arritmias "premonitórias" (PVC's interpolados ou não, fenômeno R-sobre-T) (Brydon, 1976), o que já seria suficiente para um diagnóstico preliminar de indivíduos em suas atividades diárias, além da detecção de bradicardia, taquicardia e batimento perdido.

Rotina para comunicação com impressora paralela (Padrão Centronics) -- Libera relatórios referentes ao período de monitoração.

Rotina para comunicação serial (Padrão RS232-C) -- Possibilita estabelecimento de comunicação com microcomputadores para criação de banco de dados ou processamento adicionais.

Tabela 1. Relações matemáticas referentes à classificação de arritmias. RR_t é o último intervalo RR, RR_{t-1} é o intervalo anterior, etc. AR_t é a média de oito intervalos incluindo o intervalo RR_t , AR_{t-1} é a média anterior.

Arritmias	Condições básicas	Códigos
bradicardia	$AR_t > 1,2 s$	A
taquicardia	$AR_t < 0,5 s$	B
PVC	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2}), e$ $RR_{t-1} + RR_t \approx 2(AR_{t-2})$	C
PVC interpo- lado	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2}), e$ $RR_{t-1} + RR_t \approx (AR_{t-2})$	D
APB	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2}), e$ $AR_{t-2} < RR_{t-1} + RR_t < 2(AR_{t-2})$	E
R-sobre-T	$RR_{t-1} < 1/3(AR_{t-2}), e$ $RR_{t-1} + RR_t \approx 2(AR_{t-2})$	F
batimento perdido	$RR_t > 1,9(AR_{t-1})$	I

Metodologia de Testes

Para a avaliação preliminar do sistema foi utilizado um banco de dados de arritmias (MIT-BIH " Arrhythmia database"). Foram selecionados dois registros aleatoriamente e tomados três trechos de cada registro representativas do início, meio e fim de trinta minutos da gravação contínua. O primeiro registro apresenta o ECG em ritmo sinusal (60 a 70 BPM) contendo apenas batimentos normais, e o segundo registro ritmo sinusal (72 BPM) com alta taxa de atividade ectópica atrial e ventricular.

A avaliação foi realizada como um estudo comparativo entre dois métodos de análise dos traçados eletrocardiográficos escolhidos: (1) Método Manual - O sinal de ECG obtido com um gravador de instrumentação (HP - modelo 3964, 4 canais) foi traçado em papel milimetrado em polígrafo (Narco Bio-Systems - velocidade 25 mm/s e amplitude do sinal 2V). Em seguida foram medidos um a um os intervalos RR e analisados segundo o algoritmo proposto por Abenstein (Thakor & Webster, 1981); (2) Método Automático - O nível do sinal de ECG obtido com o gravador de instrumentação foi ajustado através de um atenuador escalonado (HP - modelo 3750A) para 1mV e acoplado ao Registrador Digital de Arritmias Cardíacas (REDAC). Os intervalos calculados pelo REDAC foram armazenados em arquivo texto em microcomputador. Estes arquivos foram então analisados segundo o algoritmo proposto por Abenstein (Thakor & Webster, 1981) implementado em linguagem Pascal, com apresentação posterior de relatório relacionando os intervalos processados com a ocorrência ou não de arritmias.

RESULTADOS

Na Tabela 2 são apresentados os resultados da análise dos registros de ECG utilizando-se os métodos manual e automático anteriormente descritos.

Tabela 2. Resultados obtidos com a análise dos registros através dos métodos 1 e 2.

ECG sem atividade ectópica ECG com atividade ectópica

	Método manual	Método automático	Método manual	Método automático
Número de arritmias processadas	0	1	85	92
Número de ocorrências de PVC	0	0	19	19
Número de ocorrências de APB	0	0	45	52
Outras arritmias	0	1	21	21
Número de intervalos processados	363	363	426	426

Verifica-se uma consistência entre o número de arritmias classificadas pelos dois métodos, tanto para registros de ECG com ritmo sinusal, quanto para os registros de ECG com alta taxa de atividade ectópica, mostrando-se o sistema com desempenho adequado dentro do objetivo proposto.

A figura 3 ilustra o relatório fornecido pelo REDAC após a análise do ECG com alta atividade ectópica. O formato será adaptado posteriormente de acordo com a aplicação

específica e as necessidades da equipe interessada.

O protótipo construído em nosso laboratório tem como principais características :

- consumo médio de 30 mA,
- peso aproximado de 680g (incluindo baterias), e
- dimensões 12 x 17,5 x 4,5 cm (incluindo baterias).

DISCUSSÃO

O período de monitoração a ser realizado pelo sistema depende da capacidade (A.h) das baterias utilizadas. Em nosso protótipo, a utilização de baterias alcalinas comuns (9V) limita o tempo de operação a aproximadamente 15 horas. Dimensões e peso de uma segunda versão do protótipo podem ser otimizados com a escolha de um novo material para empacotamento mecânico do sistema (utilizou-se alumínio), e com a possível redução das placas dos circuitos analógico e digital.

O método de avaliação do sistema descrito anteriormente permitiu analisar dois pontos fundamentais quanto ao desempenho do sistema: 1) a precisão dos intervalos RR calculados pelo REDAC, 2) o comportamento do algoritmo de classificação de arritmias. Em relação à precisão dos intervalos calculados, verificou-se um erro médio inferior a 2% em relação ao cálculo manual. A discordância observada entre os dois métodos de análise em relação à detecção de APB's (7 não detectadas pelo método manual) nos 426 intervalos processados em ECG apresentando alta taxa de atividade ectópica, deve-se à ocorrência de falsas detecções (FN's) realizadas pelo REDAC. Os FN's são inseridos diretamente no processo de classificação de arritmias com os cálculos de médias realizados na implementação do algoritmo sobre intervalos RR maiores que os reais. O erro armazenado em forma de média produz classificações indevidas de batimentos prematuros (com a indicação de $RR_t < 0,9 AR_{t-1}$) e de pausa compensatória semi-completa (com a validação de $AR_{t-2} < RR_{t-1} + RR_t < 2 AR_{t-2}$), que caracterizam a ocorrência de um APB.

Em relação ao primeiro tipo de registro de ECG (sem atividade ectópica) observa-se que a análise do método automático acompanha os resultados obtidos pelo método manual, exceto pela classificação de uma única arritmia, possivelmente devido a falha na etapa de detecção de QRS do REDAC. Outro ponto interessante desta análise preliminar é que houve coincidência de 100% na detecção das PVC's de ECG apresentando alta atividade ectópica.

O sistema portátil de baixo custo (US\$ 200, não incluindo o custo de desenvolvimento) permite quantificar o número de arritmias durante o período de monitoração de ECG, parâmetro este importante para uma avaliação clínica preventiva de indivíduos em suas atividades diárias. Sua versão final a ser utilizada em ambiente hospitalar encontra-se em fase de conclusão.

REFERÊNCIAS

- BOYET, H., e KATZ, R. (1982) The 8051 One-Chip Microcomputer - A Most Powerful Microcontroler, BYTE, Volume 7, Number 12, pages 288-311.
- BRYDON, J. (1976) Automatic monitoring of cardiac arrhythmias, IEEE Medical Electronics Monographs, 18-22, pages 27-41.
- CIARCIA, S.A. (1988) Why Microcontrollers? Part 1, BYTE, Volume 13, Number 10, pages 292-302.
- HARRISON, D.C., FITZGERALD, J.W., e WINKLE, R.A. (1978) Contribution of Ambulatory Electrocardiographic Monitoring to Antiarrhythmic Management, The American Journal of Cardiology, Volume 41, pages 996-1004.
- LEITE, P.F. (1985) Extra-sístolia Ventricular em Indivíduos Sadios, Arquivos Brasileiros de Cardiologia, Volume 47, Número 1, páginas 65-68.
- MILEI, J., BUCETA, J.E., STORINO, R.A., VÁSQUEZ, A. e MANN J.(1987) Relationship of Symptoms to Cardiac Arrhythmias During 24 Hours Continuous Ambulatory Electrocardiography, Arquivos Brasileiros de Cardiologia, Volume 49, Número 1, páginas 25-29.
- MORGANROTH, J. (1988) Evaluation of Antiarrhythmic Therapy Using Holter Monitoring, The American Journal of Cardiology, Volume 62, pages 13H-18H.
- TAKADA, H., MIKAWA, T., MURAYAMA, M., SUGAI, J. e YAMAMURA, Y. (1989) Range of Ventricular Ectopic Complexes in Healthy Subjects Studied with Repeated Ambulatory Electrocardiographic Recordings, The American Journal of Cardiology, Volume 63, pages 184-186.
- THAKOR, N.V., WEBSTER, J.G., e THOMPSON, W.J. (1983) Optimal QRS Detector, Medical and Biological Engineering Computing, Volume 21, pages 343-350.
- THOMPSON, W.J. e WEBSTER, J.G. (1981) Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, Prentice-Hall, New Jersey, USA.

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

REGISTRADOR DIGITAL DE ARRITMIAS CARDÍACAS - REDAC

RELATÓRIO DAS ARRITMIAS DETETADAS NO PERÍODO :

NOME :

CÓDIGO :

HORA ARRITMIAS POR ORDEM DE OCORRÊNCIA

1a. Hora ECCEECCECECEEECCCEEEECCECEEC E
 ECEECE

2a. Hora

RESUMO QUANTITATIVO

LEGENDA	QUANTIFICAÇÃO
A = BRADICARDIA	0
B = TAQUICARDIA	0
C = PVC	17
D = PPCI	0
E = APB	24
F = R-SOBRE-T	0
I = BATIMENTO PERDIDO	0
 TOTAL:	 41

NÚMERO DE INTERVALOS PROCESSADOS: 150

Figura 3. Relatório fornecido pelo REDAC após análise de trecho de ECG em trecho com alta taxa de atividade ectópica.

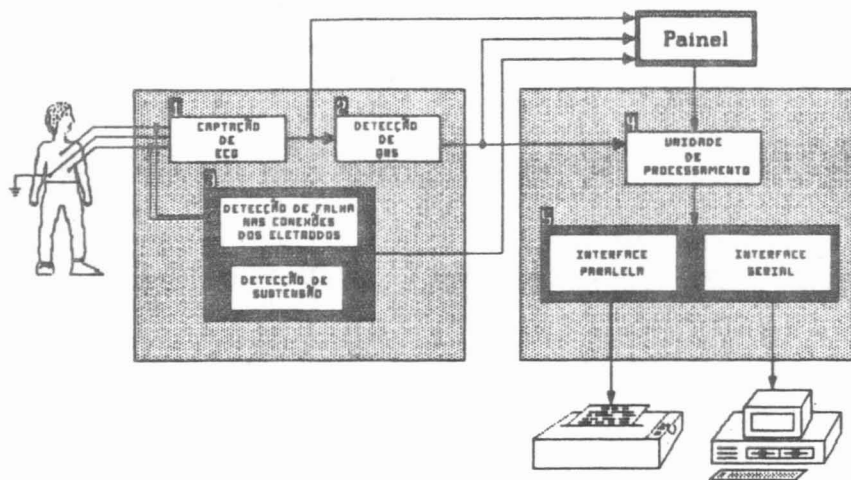


Figura 1 - Diagrama em Blocos do Registrador Digital de Arritmias Cardíacas (REDAC)

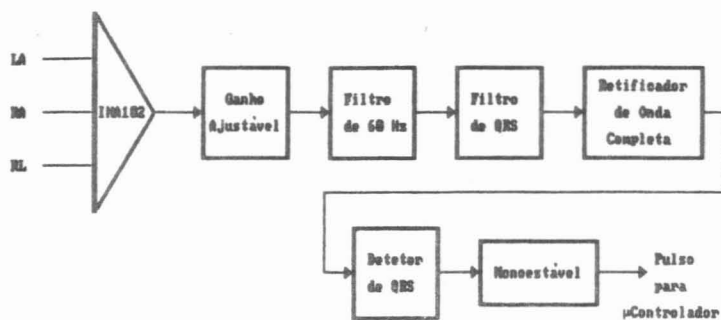


Figura 2 - Diagrama de Blocos do Circuito Analógico do REDAC.

MICROCOMPUTER-BASED RECORDER FOR CARDIAC ARRHYTHMIAS

ABSTRACT – In this work we describe a portable microprocessor-based instrument designed for long-term (approx. 15 hours) cardiac arrhythmia detection and storing. The instrument is based on the 80C31 (Intel) microcontroller with additional 8 Kbytes EPROM and 2 Kbytes RAM. The INA102 (Burr-Brown) amplifier was used for ECG amplification. Five different types of premonitory arrhythmias (PVC's, interpolated PVC's, R-on-T phenomenon, Skipped beat, APB's) are detected, codified and stored. The instrument may be connected to a computer for transferring the data to a hard- or floppy-disk, or to a printer for printing a final report. The instrument had a suitable performance in detecting different types of arrhythmias from an ECG sample (426 RR-intervals) showing high ectopic activity.