

UMA PROPOSTA DE ALGORITMO PARA DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS EM UM SINAL DIGITAL DE ELETROCARDIOGRAMA.

Oswaldo Antonio Beraldo

Mestre em Engenharia Elétrica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, Campus Araraquara (IFSP Araraquara), SP, Brasil.

RESUMO: Neste trabalho, desenvolvemos um algoritmo baseado em uma operação não-linear aplicada ao sinal digitalizado de eletrocardiograma. Ao multiplicar as N últimas amostras da derivada do sinal de ECG, uma nova sequência é gerada. Para identificar uma ocorrência de QRS, algumas regras de decisão são aplicadas sobre essa sequência. Para fins de comparação, os algoritmos de Mahoudeaux e de Ahlstrom-Tompkins, que são baseados em regras de decisão aplicadas diretamente na derivada do sinal, também foram implementados. Todos os algoritmos foram avaliados com dados obtidos em experimentos de fisiologia cardíaca de animais. O algoritmo resultante para detecção de QRS mostrou-se rápido e eficiente, podendo ser usado em processamento de sinais inclusive em tempo real.

Palavras-chave :Processamento digital. Eletrocardiograma. Algoritmo. Sinal digital. ECG.

ABSTRACT : In this work, we developed an algorithm based on a nonlinear operation applied to the digitized electrocardiogram (ECG) signal. By multiplying the N most recent samples of the ECG signal derivative, a new sequence is generated. To identify the occurrence of a QRS complex, a set of decision rules is applied to this sequence. For comparison purposes, the algorithms proposed by Mahoudeaux and by Ahlstrom-Tompkins, both of which rely on decision rules applied directly to the signal derivative, were also implemented. All algorithms were evaluated using data obtained from cardiac physiology experiments in animals. The resulting QRS detection algorithm proved to be fast and efficient, making it suitable for signal processing applications, including real-time implementations.

Keywords: Digital processing. Electrocardiogram. Algorithm. Digital signal. ECG.

INTRODUÇÃO

Todo o conteúdo deste trabalho foi obtido da minha tese de mestrado em engenharia elétrica intitulada “Processamento Digital do Sinal de Eletrocardiograma Para Aplicação em Experimentos de Fisiologia Cardíaca” . O trabalho é do final da década de 90, entretanto, devido ao grande número de downloads recentes: 4378 (todos) / 2226 (únicos), dados de setembro de 2025 (fonte: Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP, <https://teses.usp.br/stats.php?id=tde-27112017-142134&t=v&lang=pt-br>) resolvemos escrever este artigo que procura condensar o núcleo principal do estudo

Algumas referências foram atualizadas e outras incluídas.

Normalmente, o processamento do sinal do eletrocardiograma (ECG) identifica a ocorrência do complexo QRS, que denota o evento fisiológico da contração do ventrículo esquerdo. Com base nessa identificação, algoritmos de inspeção podem ser aplicados para analisar eventos futuros, como as ondas P, T e eventualmente U, bem como os intervalos entre elas. Outro parâmetro importante derivado do sinal é o vetor espacial de condução do sinal (vetorcardiografia).

Como o sinal é classificado no contexto de processamento de sinais como pseudo-aleatório (PLONSEY,R 1988, p.7-42), existem duas formas básicas de processá-lo: análise em frequência ou interpretação no domínio do tempo. A segunda opção foi escolhida e, nesse caso, a combinação de operações matemáticas no arquivo digital de amostras, a imposição de regras de decisão e a aplicação de testes condicionais consecutivos foram usados para o reconhecimento de padrões. O objetivo principal deste trabalho é implementar um algoritmo robusto. A robustez do algoritmo é necessária devido à alta ocorrência de distúrbios (artefatos) na obtenção do sinal. Além disso, o desempenho da detecção do QRS impõe um limite crítico no sucesso das etapas posteriores de processamento (THOMAS,L.J, et all 1979, p.1322-1337).

Mostramos na Figura (1) um sinal de eletrocardiograma padrão.

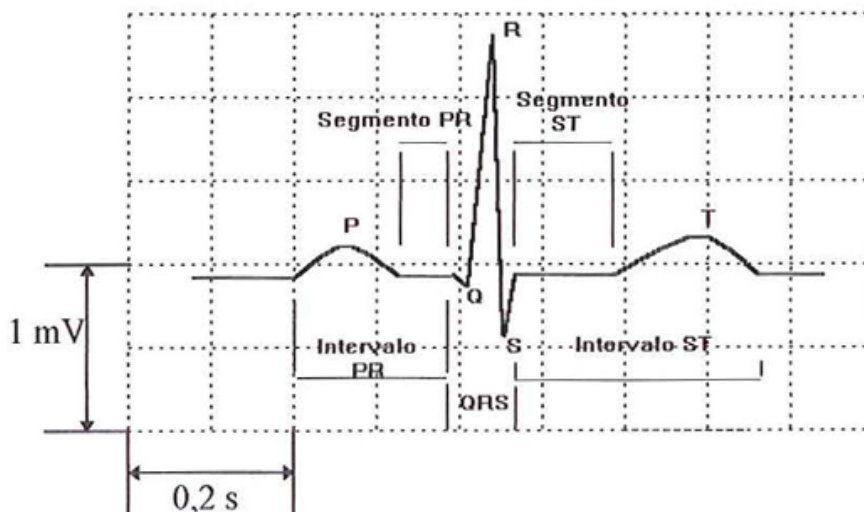


Figura 1 - O eletrocardiograma escalar padrão (Sanches,P.C et all 2010, p.35)

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

MÉTODOS

Os dados usados para testar o algoritmo foram obtidos no Laboratório de Zootecnia e Bioquímica do Departamento de Ciências Fisiológicas da Universidade Federal de São Carlos, em experimentos com animais aquáticos. Um sistema de aquisição com três canais para sinais derivados I, II e III foi desenvolvido. A frequência de amostragem é 250 Hz, valor compatível com os encontrados na literatura (Palm,O. E Sörno,L 1987,p.289-297), e resolução de 8 bits de magnitude. Os dados foram armazenados em disco rígido para processamento posterior. Antes da amostragem, o sinal analógico é pré-processado por um amplificador com largura de banda de 0,05 a 100 Hz e uma razão de modo comum de 60 dB para frequências próximas a 60 Hz. Um amplificador adicional foi usado para aumentar a magnitude do pico do QRS para quase 4 V e o desacoplamento DC foi implementado para tornar o sistema compatível com a aquisição.

Os eletrodos foram implantados cirurgicamente nos animais (*Piaractus mesopotamicus*, pacu) confinados em tanque experimental projetado para limitar seus movimentos.

O procedimento de implantação de eletrodos, a localização das “pernas e braços” equivalentes evolutivos nos peixes e o processo cirúrgico já são bem estabelecidos pelos pesquisadores da área de fisiologia de animais aquáticos. (Altimiras, J. & Larsen, E. 2000, CAP.2).

AS TRANSFORMADAS APLICADAS

As características intrínsecas do complexo QRS revelam uma região do ECG com grande quantidade de componentes de alta frequência (Palm, O. E Sörno, L 1987, P. 158-165). Essa é a principal razão para usar a derivada a fim de identificar essa onda.

Para o algoritmo proposto, a transformação aplicada ao sinal consiste em multiplicar as últimas N amostras da primeira derivada da onda de ECG. Essa transformação é dada pela equação (1).

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

onde:

$$x(n) = u(n) - u(n-1)$$

$u(n)$ é a amostra do ECG

N é a ordem da transformação

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

$$y(n) = 0 \text{ se } [x(n-k)] * [x(n-(K+1))] < 0$$

$$k = 0, 1, 2, \dots, N-2$$

O algoritmo de Mahoudeaux (Mahoudeaux, P.M. 1981, P.497-500) avalia a primeira derivada para cada amostra da sequência, isto é:

$$y(n) = x(n + 1) - x(n - 1) \quad (2)$$

O algoritmo de Ahlstrom–Tompkins (Ahlstrom, M.L. E Tompkins, W.J. 1983, p.651-657) avalia os valores absolutos da primeira e segunda derivadas, isto é:

$$Y_1(n) = |[x(n + 1) - x(n - 1)]| \quad (3)$$

$$Y_2(n) = |[x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2)]| \quad (4)$$

A seguir, a primeira derivada é suavizada, isto é:

$$Y_1(n) = |[x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2)]| \quad (5)$$

E somada à segunda derivada retificada para produzir a transformação final

$$Y_3(n) = Y_1(n) + Y_2(n) \quad (6)$$

DESCRIÇÃO DO PROCESSO

Devido à estrutura semelhante, ambos algoritmos foram escolhidos para comparação com a proposta. Todos eles usam transformação baseada em derivadas e aplicação de regras de decisão, bem como testes condicionais, a fim de detectar ocorrências do complexo QRS.

O algoritmo de Mahoudeaux usa um limiar (threshold) Th , em magnitude, avaliado como fração do maior valor da sequência, ou seja:

$$Th = 0.3 \max[x(n)] \quad (7)$$

A partir disso, a primeira derivada é calculada conforme a equação (2). Um possível candidato a QRS ocorre quando três pontos consecutivos no vetor da primeira derivada apresentam uma inclinação que excede o valor absoluto de Th , seguidos por dois pontos nos próximos 100 ms que excedem o valor negativo de Th .

Conceitualmente, este algoritmo tenta encontrar um padrão com derivada positiva que, teoricamente, representa o início da onda Q. Para uma morfologia normal, esse ponto deve estar acima dos valores de inclinação das ondas P e T. Para

decidir se é realmente um complexo QRS ou apenas ruído, três pontos consecutivos são usados como teste de consistência e é definido um período refratário para encontrar um valor descendente adequado. Se essas condições forem satisfeitas, o ponto é considerado uma ocorrência de QRS.

O algoritmo de Ahlstrom–Tompkins normaliza o valor máximo da sequência transformada para definir limiares primário e secundário:

$$ThF = 0.8max[Y_3(n)]$$

$$ThF = 0.1max[Y_3(n)]$$

A sequência transformada é analisada até encontrar um ponto que exceda o limiar primário, limiar que será classificado como uma possível ocorrência de QRS. Para confirmar a ocorrência, os próximos seis pontos devem ser iguais ou maiores que o limiar secundário.

O método por nós proposto, chamado de **Multiplicação das Diferenças Passadas (MDP)**, calcula a sequência $y(n)$ (equação 1). Depois disso, é estabelecido um limiar adaptativo, que consiste em reduzi-lo pela metade a cada 100 ms (25 amostras) começando a partir do último período refratário. O valor mínimo do limiar adaptativo é igual ao valor médio do ruído presente no sinal avaliado durante o período refratário. O valor da sequência transformada é comparado com o nível do limiar. Se for maior, uma ocorrência de QRS é marcada e um novo período refratário é iniciado (100 ms). No fim deste período, o limiar é atualizado para o valor máximo encontrado no último período refratário.

Na figura 2, a título de ilustração podemos ver a tela do sistema desenvolvido e o algoritmo MDP em funcionamento. Podemos ver nas três divisões da tela, superiormente o sinal de ECG com a transformação da equação 1 aplicada, no meio da tela o limiar adaptativo sendo escalonado e em baixo o resultado da nuvem de pontos que identifica a detecção do evento QRS. Note que a cada vez que o limiar é atualizado para o valor máximo do último período refratário, foi detectado uma ocorrência.

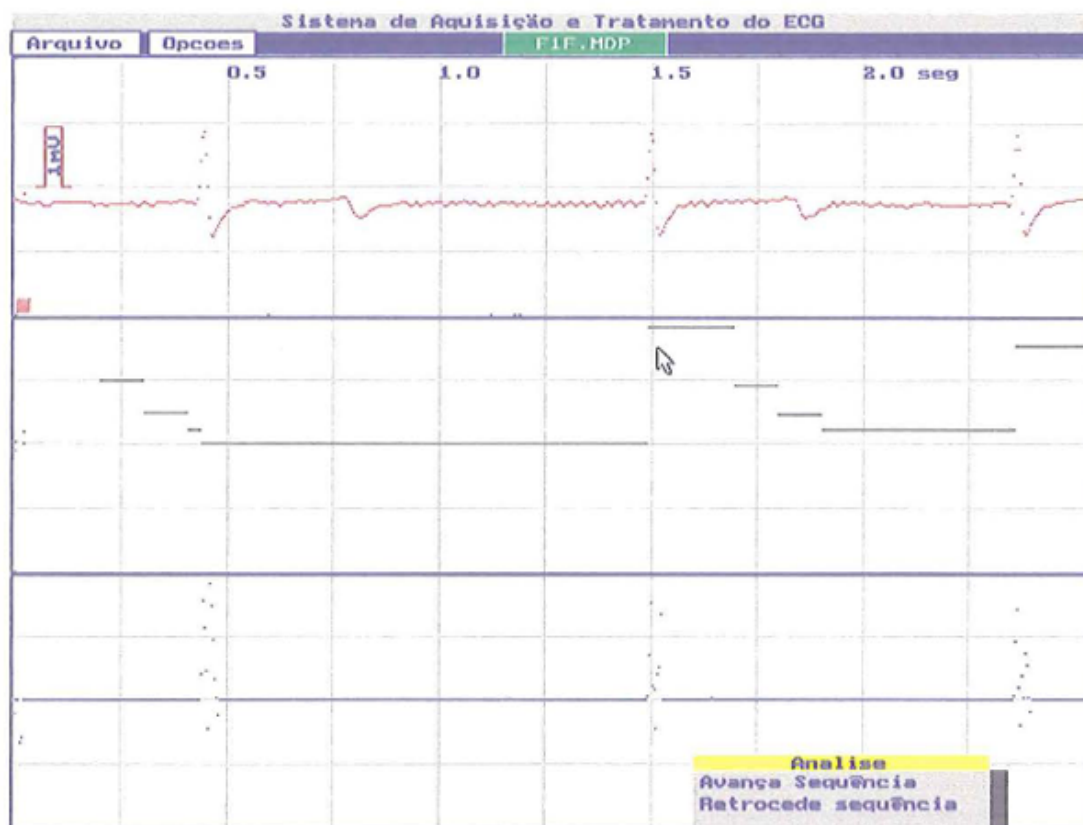


Figura 2 – O algoritmo em funcionamento.

Crítérios de Avaliação de Desempenho

Os dados utilizados na avaliação dos algoritmos vieram de seis animais diferentes, cujo peso médio foi de 735 g. A amplitude dos picos do sinal variou de 2 a 3 mV e apresentou muito ruído, principalmente de interferência eletromagnética 60 Hz.

Três registros de dez minutos (aproximadamente 700 ciclos cardíacos) foram feitos para cada animal.

Os algoritmos e softwares estatísticos foram implementados em linguagem **C** e executados no mesmo computador que adquiriu os dados. O valor ótimo para a ordem de transformação **N** foi encontrado experimentalmente.

Um filtro de média móvel com ordem variável foi projetado para analisar o algoritmo **MBD** quando aplicado a um sinal filtrado digitalmente.

Para analisar a eficiência do algoritmo, foram estabelecidos os seguintes critérios:

1. A sequência foi marcada para determinar as verdadeiras ocorrências de QRS.
2. Um intervalo contendo um QRS foi determinado para cada ocorrência. Esse intervalo é chamado de **Intervalo de Detecção Válida (IDV)**.
3. Se o algoritmo não detectar um QRS dentro do DVI, é considerada uma **Detecção Falso Negativa (DFN)**. Caso contrário, se o algoritmo detectar um QRS fora do DVI, é considerada uma **Detecção Falso Positiva (DFP)**.
4. Também são calculadas a **Taxa de Detecção Falso Negativa (TDFN)** e a **Taxa de Detecção Falso Positiva (TDFP)**. Essas taxas foram calculadas como o número de detecções falsas em relação ao número total de QRS efetivos.

A **Tabela 1** mostra os resultados do algoritmo proposto para vários valores de **N**.

N							
2		3		4		5	
N	P	N	P	N	P	N	P
0	0,63	0	0	0	1,88	1,63	3,75

Tabela 1 – Determinação do N ótimo

Onde:

N = Detecção Falso Negativa

P = Detecção Falso Positiva

Da tabela 1, pode-se observar que o melhor valor para a ordem de transformação (N) é três.

As tabelas a seguir mostram os resultados quando os algoritmos são implementados com transformação de terceira ordem.

A **Tabela 2** mostra os resultados quando os algoritmos são aplicados na sequência sem nenhum pré-processamento.

Para os resultados mostrados na **Tabela 3**, um filtro de média móvel de 3ª ordem foi aplicado às sequências antes do processamento.

Registro	QRS	MDP	MAH	TOM
1	58	63	62	75
2	62	63	62	75
3	40	40	40	47

Tabela 2 – Resultados Comparativos

QRS é o número real de ocorrências.

MDP é o algoritmo proposto neste trabalho.

MAH é o algoritmo de Mahoudeaux.

TOM é o algoritmo de Ahlstrom Tompkins.

Registro	QRS	MDP	MAH	TOM
1	24	58	58	80
2	62	63	62	84
3	40	40	42	52

Tabela 3 - Resultados Comparativos

CONCLUSÕES

Pelos resultados, é claro que é difícil relacionar os procedimentos com base nas taxas de detecção dos algoritmos.

O algoritmo de Mahoudeaux é robusto em relação ao ruído, mas tem seu desempenho diminuído quando a filtragem de dados é aplicada. Além disso, seu

esforço computacional é baixo porque apenas uma avaliação de derivada está envolvida.

O algoritmo de Ahlstrom-Tompkins, por outro lado, apresenta um alto esforço computacional, tornando sua implementação em tempo real proibitiva. Pelas Tabelas 2 e 3, pode-se observar que os resultados são fracos, apresentando alta Detecção de Falsos Positivos.

O algoritmo proposto (MBD) apresenta melhor desempenho quando a ordem de transformação é 3. Assim como o algoritmo de Mahoudeaux, o desempenho é diminuído quando o sinal é suavizado por um filtro de média móvel.

Em conclusão, o algoritmo MBD apresenta resposta rápida para a detecção da ocorrência de QRS, mesmo quando é utilizada uma placa de quantização de 8 bits. Custo computacional baixo o que o torna ideal para implementação em dispositivos de baixo custo.

REFERÊNCIAS

AHLSTROM, M. L.; TOMPKINS, W. J. Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers. **IEEE transactions on biomedical engineering** v. BME-30, p. 651,657, 1983.

ALTIMIRAS, J.; LARSEN, E. Non-invasive recording of heart rate and ventilation rate in rainbow trout during rest and swimming. **Fish Physiology and Biochemistry**. Vol. 22, n. 3, 2000.

MAHOUDEAUX, P. M. Simple microprocessor-based system of on-line ECG analysis. **Medical and Biological Engineering and Computing**. v. 18, p. 497–500, 1981.

PALM, O.; SÖRNO, L. Data processing of exercise ECGs. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v. BME-34. p. 289–297, 1987.

PALM, O.; SÖRNO, L. Data processing of exercise ECGs. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v. BME-34, p. 158–165, 1987.

PLONSEY, R. Electrocardiography and biopotentials. In: FINK, D. G. (ed.). **Electronics Engineer's Handbook**. Nova York: McGraw-Hill, 1988.

SANCHES, P. C. R.; MOFFA, P. J. Eletrocardiograma – uma abordagem didática. **São Paulo: Roca**. 2010.

THOMAS, L. J.; CLARK, K. W.; MEAD, C. N.; RIPLEY, K. L.; OLIVER Jr., G. C. Automated cardiac dysrhythmia analysis. **Proceedings of the IEEE**. v. 67, p. 1322–1337, 1979.