DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS UTILIZANDO FPGA

Detection of QRS Complex Using

Alexandre Tomazati OLIVEIRA
Faculdade de Jaguariúna

RESUMO: Este artigo descreve um sistema microcontrolado implementado em FPGA que processa sinais cardíacos através de um algoritmo popular que detecta complexos QRS, calcula os valores limiares dos picos, chamados de thresholds, através da média dos oito últimos picos e define a existência ou não do complexo QRS.
Palavras-chaves: sinais cardíacos, sistema microcontrolado, FPGA, complexos QRS.

ABSTRACT: This paper describes a microcontrolled system implemented in FPGA that processes cardiac signals through a popular algorithm that detects QRS complexes, calculates the threshold values of the peaks, called thresholds, through the middle of the last eight peaks and defines the existence or not of QRS complex.
Key-words: cardiac signals, microcontrolled processing, FPGA, microcontrolled system, QRS complex.

INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma (ECG / EKG) é o registro da tensão elétrica gerada durante a atividade cardíaca. À medida que a excitação percorre o coração, correntes elétricas não apenas fluem pelo coração, mas também pelos tecidos circunvizinhos e uma fração desta corrente atinge a superfície do corpo. O fluxo de correntes acarreta uma diferença de potencial entre diferentes sítios do corpo. Esta diferença pode ser medida por meio de eletrodos aplicados à pele, em localizações pré-definidas e expressa o denominado eletrocardiograma, que pode ser definido como o registro gráfico da atividade elétrica do coração captada ao longo do tempo na superfície corporal.

A análise do sinal de ECG (eletrocardiograma) é amplamente usada para diagnosticar doenças cardíacas, que são uma das principais causas de mortalidade em países em desenvolvimento. O aumento da utilização de métodos mais rápidos de processamento do sinal de ECG vem se tornando cada vez mais importante à medida que informações clinicamente úteis podem ser obtidas a partir desses

dados, especialmente em registros de longa duração, como os sistemas Holter, que registra os sinais de ECG em memórias flash. Uma importante aplicação que utiliza diretamente os resultados da identificação dos batimentos é a análise da variabilidade da freqüência cardíaca, que corresponde à oscilação dos intervalos entre batimentos.

O complexo QRS é a característica mais relevante no sinal de ECG e corresponde a despolarização dos ventrículos no coração. A posição, duração e amplitude do complexo QRS auxiliam o especialista a diagnosticar corretamente anomalias cardíacas.

O presente trabalho estabelece a implementação de filtros digitais desenvolvidos por Pan-Tompkins[1] [9] para a detecção de complexos QRS em sinais cardíacos utilizando FPGA. Com a capacidade de desenvolvimento, velocidade e metodologia de projeto do FPGA, é plausível a implementação de algoritmos em dispositivos programáveis, uma vez que existem disponíveis ferramentas e propriedades intelectuais que possibilitam facilmente a utilização de microcontroladores dedicados desenvolvidos especificamente para FPGAs.

DESCRIÇÃO

Existem vários algoritmos desenvolvidos e em desenvolvimento para detectar a onda R da curva de ECG. Isso ocorre devido ao fato de ainda não existir um algoritmo que detecte a onda R com 100% de eficácia. As ondas de ECG apresentam uma infinidade de formatos, mudando de pessoa para pessoa, da situação (enfermidade) da pessoa analisada, de quanto tempo ela tem sido analisada (isto afeta a eficiência dos eletrodos), do ruído proveniente do contato do eletrodo com a pele, da contração muscular, do ruído proveniente da rede elétrica, da variação da impedância do eletrodo (variação da linha de base do ECG e queda da relação sinal/ruído), da modulação da amplitude do ECG de acordo com a respiração e ruído de instrumentos elétrico-cirúrgicos.

O espectro de potência relativo do sinal de ECG mostra que o complexo QRS apresenta um maior espectro de potência relativo para freqüências em torno de 10 Hz.

Dentre os algoritmos empregados para detecção do complexo QRS, destaca-se o método desenvolvido por Pan e Tompkins [1] [9], que possui dois estágios de detecção, sendo o primeiro o estágio de pré-processamento que filtra o sinal através de um banco de filtros e o segundo denominado de detecção do pico cujo propósito é identificar o pico do sinal obtido no estágio de pré-processamento.

O estágio de pré-processamento consiste de um filtro passa-baixa, um filtro passa-alta, um filtro derivativo, um estágio não linear onde se eleva ao quadrado o resultado do filtro derivativo e por último um integrador de janela móvel. O propósito principal desta etapa é localizar complexos QRS (que geralmente ocorre numa banda de freqüência entre 5 e 15 Hz) e, portanto, identificar os batimentos cardíacos corretamente. A Figura 1 ilustra o banco de filtros.

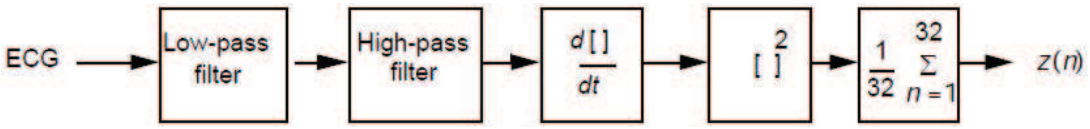


Figura 1: Banco de filtros para a detecção do complexo QRS

Os filtros passa-baixa e passa-alta juntos formam um filtro passa-banda de largura de banda que varia de 5 a 11 Hz. O filtro passa-baixa atenua o ruído de alta freqüência enquanto o filtro passa-alta atenua as ondas P e T do sinal de ECG e o sinal proveniente do atrito do eletrodo com a pele. O filtro derivativo calcula uma derivada de cinco pontos do sinal que não só minimiza o ruído no sinal, mas também enfatiza as informações provenientes do complexo QRS. A próxima etapa é um processamento não linear onde os valores resultantes do filtro derivativo são elevados ao quadrado. Este estágio enfatiza ainda mais os complexos QRS e

atenuam os sinais provenientes de ruído. O próximo e último estágio refere-se ao integrador de janela móvel que calcula a média das últimas 32 amostras do sinal.

A equação 1 abaixo refere-se à função de transferência do filtro passa-baixas, que corresponde ao primeiro filtro do banco. As equações 2 e 3 referem-se à função de transferência que compõe o filtro passa alta.

$$H(z) = \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2} \quad (1)$$

$$H_{lp}(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1-z^{-32}}{1-z^{-1}} \quad (2)$$

$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{H_{lp}(z)}{32} \quad (3)$$

A função de transferência do filtro derivativo é ilustrada na equação 4.

$$H(z) = 0{,}1(2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4}) \quad (4)$$

A equação a diferenças da função ao quadrado e da janela móvel estão ilustradas nas equações 5 e 6, respectivamente.

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (5)$$

$$y(nT) = \frac{1}{N}[(nT-(N-1)T) + x(nT-(N-2)T) + \cdots + x(nT)], N = 32 \quad (6)$$

O estágio de detecção do pico tem como entrada a saída do integrador de janela móvel. O propósito deste estágio é identificar o pico do sinal obtido no estágio de pré-processamento e utilizam-se limites, chamados aqui de thresholds, que possibilita separar os picos provenientes de ruídos dos picos que representam o complexo QRS.

Dois thresholds são utilizados, sendo o primeiro (Th1) definido como sendo 25% da média dos oito últimos picos (MPEAK) correspondentes ao complexo QRS. O threshold 2 (Th2) é definido como sendo 33% do valor de pico em análise (PEAK). As equações 7 e 8 ilustram os cálculos de Th1 e Th2.

onde, MPEAK: Média aritmética dos últimos oito picos;

PEAK: A maior amostra representando a existência do complexo QRS. Precisa ser maior que Th1.

$$Th1 = 0{,}25 * MPEAK \quad (7)$$

$$Th2 = 0{,}33 * PEAK \quad (8)$$

Todos os valores maiores que o Th1 são comparados entre si para determinar o máximo valor. No entanto, o máximo valor não é reportado enquanto não for encontrado um valor que possua 33% do máximo valor. Isto ocorre na inclinação negativa do sinal, conforme ilustrado na Figura 2.

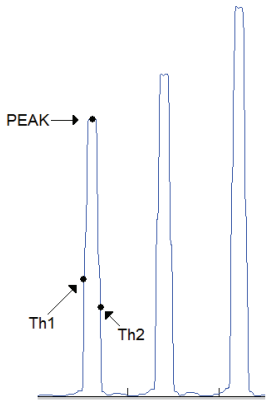


Figura 2: Posicionamento dos thresholds na detecção do complexo QRS

Para a implementação dos filtros, utilizou-se um kit de desenvolvimento contendo um FPGA fornecido pela Xilinx. O kit contempla todos os requisitos necessários para o experimento e utiliza um FPGA de modelo Spartan-3E. O FPGA foi programado utilizando o Microblaze, que é um microcontrolador RISC de 32 bits, apresenta arquitetura Harvard e é disponibilizado pela Xilinx como um IP Core (propriedade intelectual). Possui incorporado diversas bibliotecas que possibilita o controle dos diversos barramentos e dispositivos periféricos, conforme a Figura 3.

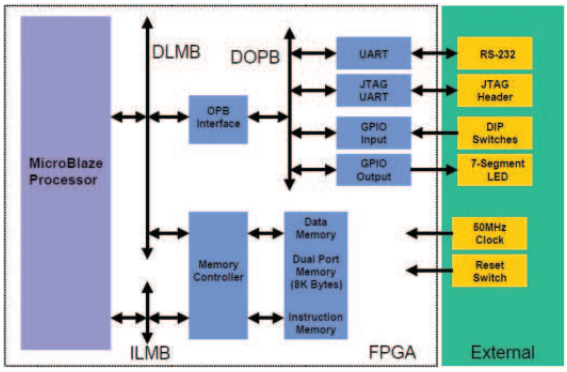


Figura 3: Implementação do microcontrolador Microblaze em FPGA

Dessa forma, esta implementação é semelhante à implementação em um microcontrolador padrão, onde se desenvolve a programação em linguagem C. A única diferença é que se utilizou uma propriedade intelectual que representa um microcontrolador e um dispositivo programável, que neste caso é um FPGA.

RESULTADOS

Os resultados apresentados abaixo se refere ao reconhecimento dos complexos QRS através do algoritmo de Pan e Tompkins [1] [9], utilizando um trecho do sinal 100 da base da dados MIT-BIH [12] e processados utilizando o software Matlab e o microcontrolador Microblaze. A Figura 4 ilustra o sinal original, possuindo onze complexos QRS.

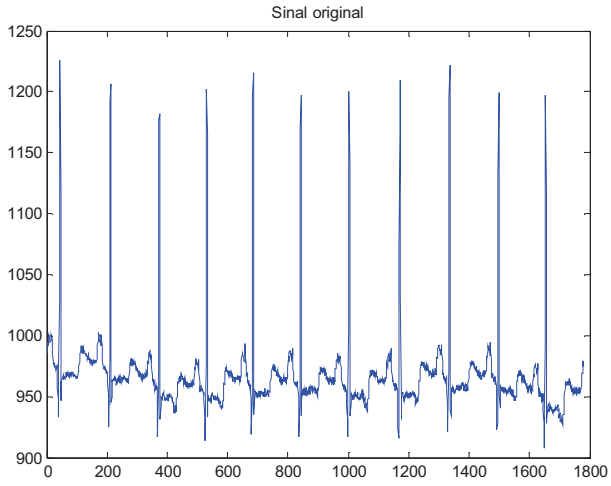


Figura 4 – Trecho do sinal 100 da base de dados do MIT-BIH

As Figuras de 5 a 9 ilustram o processo de filtragem dos diversos blocos que compõem o estágio de pré-processamento.

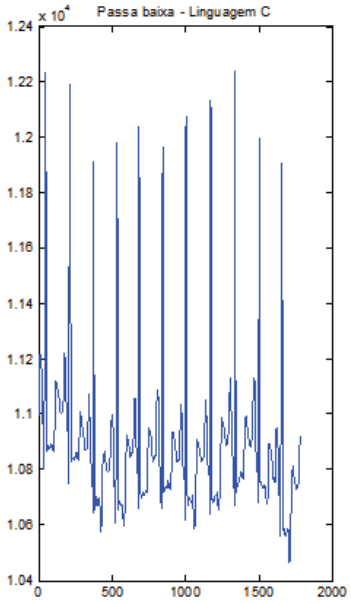


Figura 5 – Sinal após filtro passa-baixa

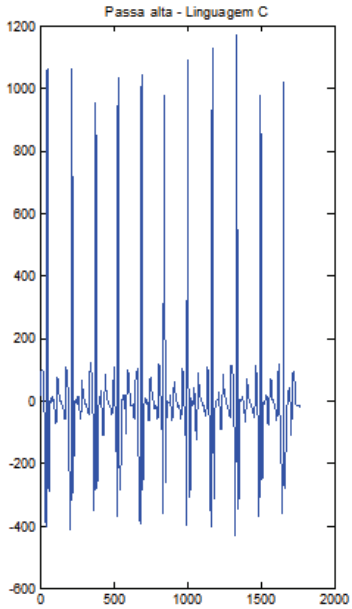


Figura 6 – Sinal após filtro passa-alta

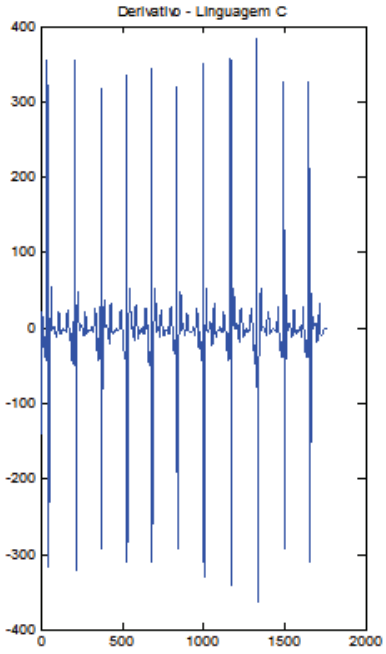


Figura 7 – Sinal após filtro derivativo

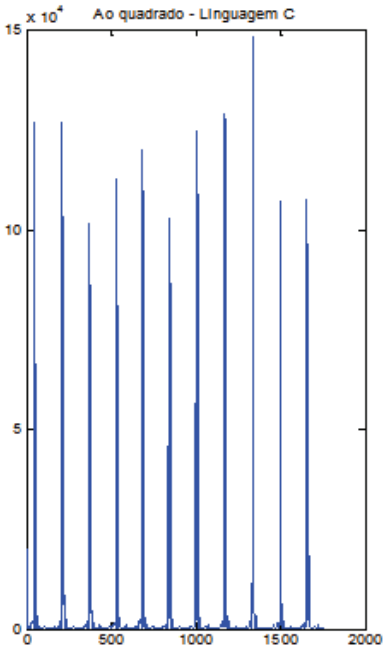


Figura 8 – Sinal após função ao quadrado

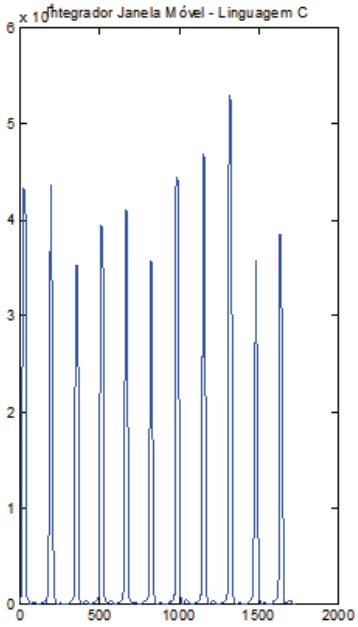


Figura 9 – Sinal após integrador janela móvel

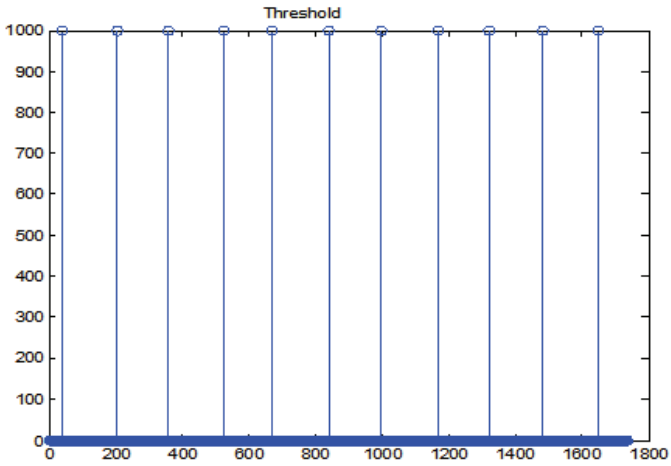


Figura 10 – Resultado após algoritmo Threshold

A Figura 10 ilustra o resultado do estágio de detecção dos picos, no qual os onze complexos QRS foram detectados.

CONCLUSÃO

De acordo com os dados colhidos através da implementação em FPGA, o processamento utilizando um microcontrolador no FPGA apresenta resultados semelhantes, se comparado com o processamento dos filtros em matlab, sendo que a diferença se dá na amplitude do sinal, uma vez que os dados do sinal original enviados para a memória do FPGA são números inteiros, diferente do sinal original que possui uma casa decimal.

A técnica utilizando FPGA permite o acréscimo de outros módulos no projeto, formando assim um sistema maior e com mais funções.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Pan, J., Tompkins, W. J., **Quantitative Investigation of QRS Detection Algorithm**, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 32, no. 3, pp. 203-236, 1985.

[2] Mohrman, D. E., Heller, L.J., **Cardiovascular Physiology**, McGraw-Hill, 2006.

[3] Morris, F., Edhouse, J., Brady, W., Camm, J., **ABC of Clinical Electrocardiography**, London, 2003, BMJ Books.

[4] Lengyel, L., **Eletrocardiografia Clínica**, São Paulo, 1974, Sarvier.

[5] Bronzino, J. D., **The Biomedical Engineering HandBook**, CRC Press, 2000.

[6] Padeletti, L., **Digital Technology in Cardiac Pacing: Methods for Morphology Analysis of Sensed Endocavitary Signals**. Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology, 2005, pp 9-16

[7] Shukla, A.,Macchiarulo, L., **A Fast and Accurate FPGA based QRS detection System**. 30th Annual International IEEE EMBS Conference, 2008, pp 4828-4831

[8] Ieong, C. I., Vai, M. I., Mak, P. U., **QRS recognition with programmable hardware**. Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008, pp 2028-2031

[9] Tompkins J.W., **Biomedical Digital Signal Processing**. Prentice Hall, 1993

[10] Monmasson E.,Cirstea M., **FPGA Design Methodology for Industrial Control Systems – a Review***,* IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2007, vol. 54, pp1824-1842

[11] Ieong, C. I., Vai, M. I., Mak, P. U., **ECG QRS Complex Detection with Programmable Hardware**. 30th Annual International IEEE EMBS Conference, Vancouver, 2008, pp 2920-2923

[12] PhysioBank: http://www.physionet.org