

Interface para a análise de um sinal ECG

André Monteiro, Duarte. Guimarães, Patrícia Carvalho, Joaquim Alves, Gina Vilão

Instituto Superior de Engenharia do Porto,
R. Dr. António Bernardino de Almeida, Porto, Portugal
{1170642; 1180770; 1210161; jaa; gmr}
@isep.ipp.pt

Resumo. A modelização de sistemas fisiológicos tem vindo a apresentar-se cada vez mais como uma mais-valia nos dias de hoje, principalmente na área da saúde. Este projeto teve como objetivo a criação de uma aplicação que lesse o sinal obtido experimentalmente, realiza-se o seu tratamento removendo os vários ruídos que o afetam, e que auxiliasse na avaliação e reprodução de um sinal fisiológico após os vários filtros aplicados. O sinal utilizado neste projeto foi um eletrocardiograma obtido da base de dados da Universidade de Tecnologia de Brno. A interface interativa desenvolvida permite a filtragem do sinal de uma forma eficiente, através das diversas funções que se introduziram, tais como remoção de ruído, remoção da tendência não linear, transição para o domínio das frequências e vice-versa. Para a análise do sinal, a aplicação permite a seleção de intervalos dentro do sinal em estudo, permite a aplicação de vários filtros na remoção dos ruídos. Do tratamento do sinal em estudo a aplicação permite extrair dados relevantes ao estudo e análise do sinal ECG, como a deteção dos picos R e dos pontos Q e S, fornecendo um relatório final das várias etapas do tratamento do sinal inicial.

Palavras-chave: ECG, simulação, modelização, matlab.

1 Introdução

A modelização de sistemas fisiológicos tem sido uma ferramenta cada vez mais usada em ambiente hospitalar, facilitando assim a escolha dos métodos e terapias a serem aplicadas a cada doente conforme as variáveis individuais de cada ser. Neste projeto pretendeu-se desenvolver uma aplicação que analise e reproduza de forma interativa o registo gráfico da atividade elétrica do coração, eletrocardiograma (ECG)[1].

Para descrever a modelização de um sistema fisiológico, pode-se partir da sua terminologia. Um sistema pode ser considerado qualquer conjunto de processos e/ou objetos que se encontrem interconectados. Um modelo é uma representação que aproxima o comportamento de um sistema real, sendo que essa representação é específica até um certo nível, apresentando assim limitações significativas [2].

Na modelização de um sistema o *input* ou o *output*, ou seja, a informação que o sistema recebe ou envia, é representado por uma quantidade, propriedade ou condição

física que está a ser medida (o sinal biológico). No entanto, os sinais biológicos são tipicamente limitados em amplitude e distorcidos por ruídos afetos as condições experimentais quando adquiridos. [2]

O eletrocardiograma é um registo dos fenómenos elétricos que se originam durante a atividade cardíaca, figura 1. Cada contração do músculo cardíaco ou das válvulas cardíacas emite um impulso elétrico na qual é captado por um aparelho denominado eletrocardiógrafo. Deste modo o sinal de um ECG pode ser classificado como um sinal bioelétrico [3].

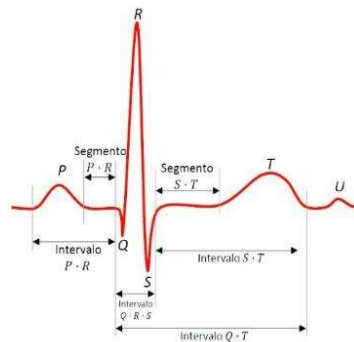


Fig.1. Representação típica da forma de onda e intervalos típicos do ECG[4].

A primeira onda do ECG normal, representa a ativação elétrica (despolarização) das aurículas, onda arredondada, simétrica, de pequena amplitude (0,2-0,3mv) e duração menor que 0,12s, onda P. O segmento PR conecta a onda P ao complexo QRS.

O complexo QRS representa o tempo necessário para que o impulso passe do nódulo sino-auricular para o nódulo auriculoventricular, com uma duração de 0,12s a 0,20s, representa a despolarização dos ventrículos. Posteriormente à despolarização dos ventrículos, isto é, a contração ejeta o sangue dos ventrículos e bombeia-o através das artérias, criando um pulso, com a duração entre 0,06 e 0,10s. A onda R, é a onda do complexo QRS com maior intensidade, representa a despolarização das paredes ventriculares esquerda e direita. O segmento ST representa o fim da despolarização e o início da repolarização ventricular, o ponto de junção entre o final do complexo QRS e o início do segmento ST é denominado de ponto J. A onda T, corresponde esta repolarização ventricular. O intervalo de tempo medido entre o início do QRS ao final da onda T é a soma da despolarização e repolarização ventriculares e representa a sístole ventricular e varia inversamente em relação à frequência cardíaca: quanto > frequência cardíaca < o intervalo QT. Ocasionalmente pode ser identificada a onda U, que representa a fase final da repolarização ventricular.

2 Metodologia

Neste projeto recorreu-se à plataforma *PhysioNet*, aonde foi adquirido um sinal original numa base de dados da Universidade de Tecnologia de Brno[5]. Esta base de dados foi criada para o desenvolvimento, avaliação e comparação objetiva de algoritmos de deteção de ondas P. Para além disso, existem cerca de 50 registos de sinais de

ECG de 2 derivações de 2 minutos, onde todos os dados são fornecidos no formato *WaveForm Database (WFDB)*.

Na aquisição de sinal existe sempre associado o ruído da rede elétrica que está relacionada com o local de aquisição do sinal. Este ruído é da ordem dos 50 Hz na grande parte da Europa, Ásia e Oceânia, enquanto na América, é aproximadamente de 60 Hz. Além deste existe ainda o ruído branco dos equipamentos que se mistura com o ruído da rede elétrica.

Por conseguinte, neste projeto aplicaram-se alguns filtros com o objetivo de eliminar as frequências referidas anteriormente.

Primeiro, o sinal original ECG antes de ser filtrado é representado graficamente quer no domínio do tempo, quer no domínio das frequências (nesta última é realizado a conversão para este mesmo domínio e é representada a resposta espectral).

De seguida, é eliminada a tendência não linear através do filtro passa-alto *Butterworth*, tendo sido representada também graficamente no domínio do tempo e da frequência, revelando a resposta espectral.

Posteriormente, aplicaram-se filtros passa-baixo, FIR, para a remoção do ruído, apresentando-se um gráfico no domínio do tempo do sinal e a sua resposta espectral (domínio das frequências).

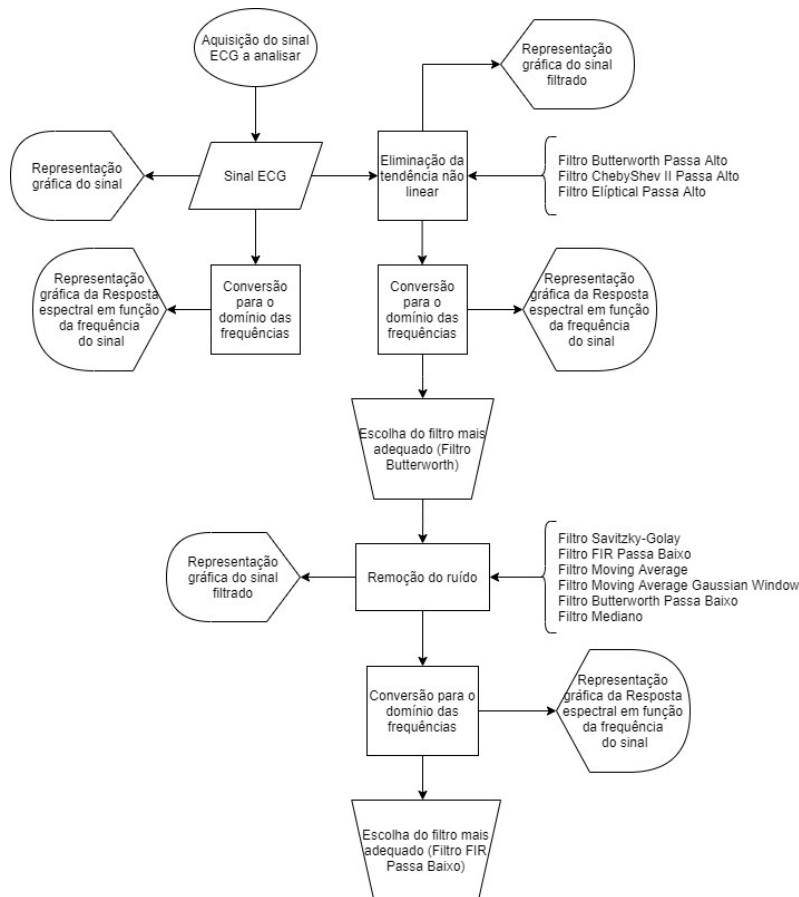


Fig.2. Diagrama de blocos

A escolha dos filtros, tal como é demonstrada no diagrama de blocos da figura 2, foi avaliada através do teste de vários tipos de filtros, tanto passa-alto como passa-baixo, escolhendo no final do teste o tipo de filtro mais adequado ao sinal em estudo.

Para uma melhor compreensão e visualização dos resultados do programa é constituído por uma interface interativa desenvolvida com o recurso do GUIDE (*Graphical User Interface Development Environment*) do Matlab. Na figura 2, encontra-se representado as funções de cada componente da aplicação.

3 Resultados e discussão

3.1 Estrutura da aplicação

A aplicação é constituída por vários menus principais e secundários. O menu principal está representado na figura 3.

O programa inicia com apenas uma opção possível, onde é necessário escolher o sinal ECG de um diretório para posterior análise. O sinal necessita de se encontrar no formato wdfb (*waveform database*), pelo que os ficheiros *.dat e *.hea são fundamentais para a correta leitura do sinal. Após a seleção do ficheiro, são retornadas todas as amostras da amplitude, tempo do sinal, como também a frequência de amostragem.



Fig. 3. Estado inicial do Menu principal.

A seleção do sinal abre o acesso à opção seguinte, onde direciona para outro GUI (*Graphical User Interface*) como mostra a figura 4:

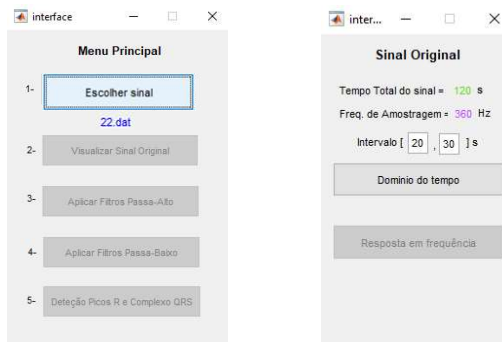


Fig. 4. Acesso à opção Sinal Original e abertura de GUI de visualização do sinal original.

Nesta nova GUI é possível visualizar o tempo total do sinal, frequência de amostragem e selecionar o intervalo mais adequado para a sua análise. É possível selecionar qualquer intervalo válido para dentro dos limites de tempo do sinal. A seguinte figura representa o sinal ECG no domínio do tempo, figura 5.

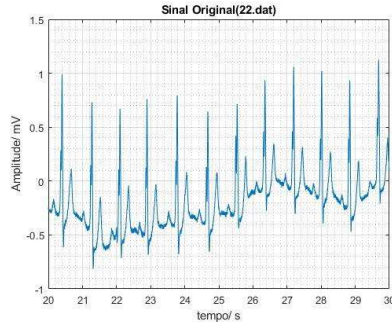


Fig. 5. Representação do sinal ECG no domínio dos tempos no intervalo [20, 30] s.

Após se obter o gráfico que relaciona a amplitude com o tempo, foi utilizada a função da transformada rápida de Fourier utilizando o algoritmo de FFT (*Fast Fourier Transform*). Sendo que n corresponde ao número de amostras mais adequado (inteiro mais pequeno para a potência de 2, com o comprimento intervalo selecionado de dados do sinal), tendo melhor desempenho a nível de cálculo. Desde modo, é possível visualizar a amplitude espectral até metade da frequência de amostragem na escala linear e na escala logarítmica como demonstra a seguinte figura.

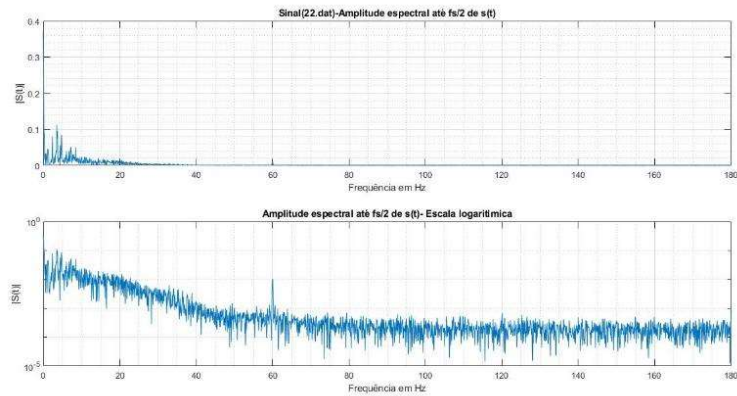


Fig. 6. Amplitude espectral até $fs/2$ do sinal ECG na escala linear e na escala logarítmica.

Deste modo, verifica-se que é necessário filtrar a componente de 0,5 Hz e de 60 Hz do sinal. A seleção da resposta espectral abre o acesso à opção aplicar filtros passa-alto, onde direciona para outro GUI. Para uma melhor análise do sinal, de acordo com o que se consegue detetar visualmente, foram aplicados diversos filtros digitais para a remoção da tendência não linear do sinal e o ruído provocado por interferências causadas por artefactos. Para a remoção dos desvios da linha base, é necessário que se removam frequências baixas do sinal. Assim sendo, foi aplicado os filtros passa-alto *Butterworth* com uma frequência de corte, f_c , de 1,2 Hz, filtro *Chebby II* com $f_c = 1$ Hz e filtro Elíptico com $f_c = 1$ Hz sobre o sinal original.

Para uma melhor comparação foi normalizado o sinal de modo que a amplitude do mesmo ficasse entre -1 e 1 . O resultado é apresentado na figura seguinte:

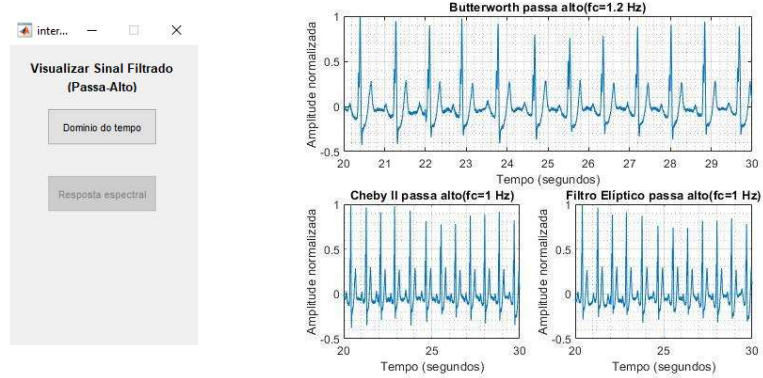


Fig. 7. GUI de visualização do sinal filtrado (passa-alto). Representação gráfica do sinal ECG após aplicação dos filtros passa-alto.

A aplicação permite continuar a aplicar os restantes filtros pretendidos e apresenta graficamente o resultado de cada um. No sinal ECG de teste, foram aplicados os filtros passa-baixo *Butterworth* com $f_c = 38\text{Hz}$, *FIR* com $f_c = 38\text{Hz}$, *Moving Average*, *Moving Average Gaussian Window*, *Median* e *Sgolay* sobre o sinal filtrado por *Butterworth* passa-baixo com $f_c = 0,37\text{ Hz}$, para visualizar qual dos filtros se adequava melhor ao sinal em estudo.

Para a remoção do ruído provocado por artefactos, é necessário que se removam frequências altas do sinal. Assim, como se pode observar na figura 8, da resposta em frequência do sinal filtrado, os filtros aplicados removeram com sucesso as frequências pretendidas.

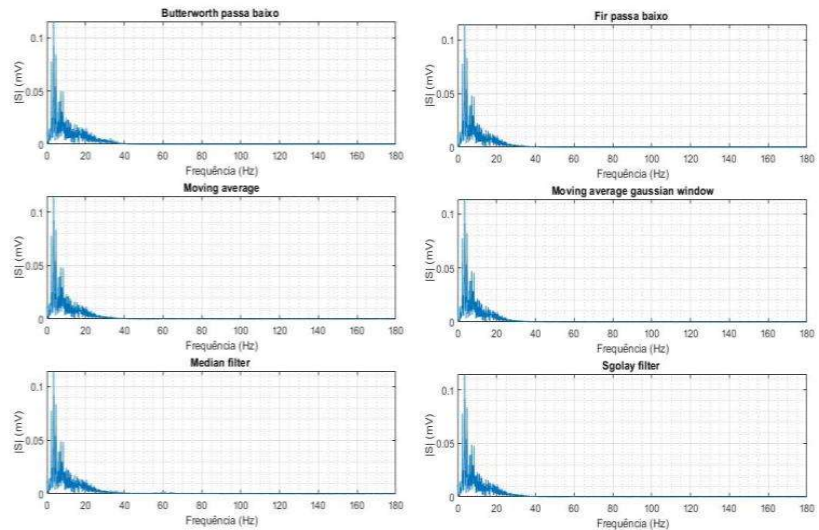


Fig. 8. Resposta de frequência do sinal ECG após aplicação de filtros passa-baixo.

3.2 Análise do sinal

Após a filtragem do sinal, pode-se analisar o sinal obtido e detetar as coordenadas dos picos R e, por sua vez, a dos pontos Q e S. As coordenadas desses pontos são determinadas através de restrições de amplitude e deste modo considerou-se que os picos R devem ter uma amplitude superior a 0,6, os pontos Q uma amplitude compreendida entre -0,2 e -0,05 e os pontos S uma amplitude inferior -0,2.

A figura 9 representa os picos das ondas R e os pontos Q e S detetados.

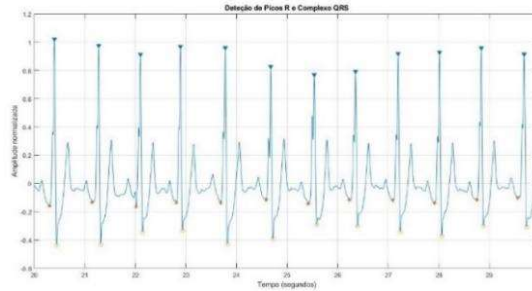


Fig. 9. Representação gráfica dos picos das ondas R e dos pontos Q e S no sinal ECG.

Com a aquisição desses conjuntos de pontos, é possível deste modo traçar as variações de amplitude, assim como realçar todos os complexos QRS presentes na amostra do sinal em estudo, como mostra a figura 10.

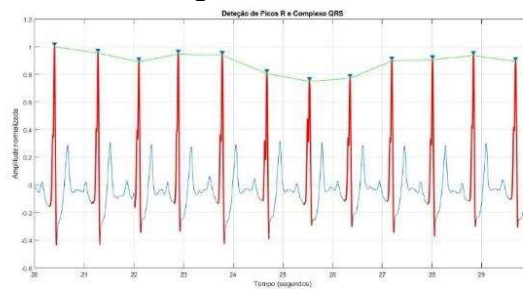
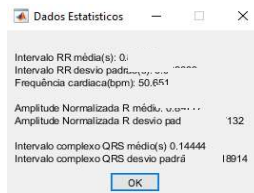


Fig. 10. Representação gráfica dos picos das ondas R, variações de amplitude e do complexo QRS no sinal ECG no intervalo de [20, 30] s.

Por fim, o algoritmo abre uma janela que retorna informação relevante, como o intervalo RR médio e o seu desvio, isto é, a média do intervalo de tempo entre dois picos R consecutivos, frequência cardíaca, amplitude normalizada média e o seu desvio, assim como o intervalo do complexo QRS médio e o seu desvio, figura 11.



Designação	Valor
Intervalo RR médio(s)	0.844
Intervalo RR desvio padrão(s)	0.032
Frequência cardíaca(bpm)	50.651
Amplitude Normalizada R médio	0.891
Amplitude Normalizada R desvio padrão	0.077
Intervalo complexo QRS médio(s)	0.144
Intervalo complexo QRS desvio padrão(s)	0.0189

Fig. 11. Mensagem informativa de retorno do algoritmo do sinal ECG no intervalo de [20, 30]s.

4 Conclusão

A aplicação foi desenvolvida com sucesso, conseguindo implementar a leitura de um sinal ECG experimental, o tratamento do sinal removendo os ruídos associados a sua aquisição experimental usando vários tipos de filtros e obter um sinal ECG final no qual se possa analisar as várias ondas existentes e seus tempos de duração, reportando um relatório final.

A aplicação permite rapidamente visualizar o tempo total do sinal que se quer avaliar, bem como a frequência de amostragem e selecionar o intervalo pretendido para a sua análise. Dispõe de um conjunto de filtros que podem ser aplicados, e ainda possibilita a comparação de sinais entre si tanto no domínio do tempo, como no domínio das frequências. Ainda, de forma a facilitar a análise de um sinal ECG, a aplicação permite detectar os picos R e, por sua vez, os pontos Q e S, assim como os intervalos médios de duração entre ondas, podendo o utilizador analisar de uma forma rápida o sinal ECG e concluir sobre o estado de saúde do paciente e qual a patologia presente.

No caso particular, do sinal ECG usado para teste, verificou-se que o filtro passa-alto, considerando na resposta no domínio dos tempos e em frequência do sinal filtrado, o filtro que apresenta o melhor resultado para o objetivo pretendido foi o filtro *Butterworth*. E, de acordo com a resposta em frequência, o filtro passa-baixo que se mostrou mais adequado foi o FIR, pelo facto de, para além de eliminar as frequências acima de 38 Hz, apresenta capacidade de atenuar as amplitudes das frequências importantes.

No entanto, a aplicação está desenvolvida para serem aplicados os vários filtros usualmente usados no tratamento do sinal ECG e comparar graficamente quais são os que de adequam ao sinal em estudo.

Referências

- [1] A. L. Goldberger, Z. D. Goldberger, and A. Shvilkin, "Essential Concepts," in *Goldberger's Clinical Electrocardiography*, Elsevier, 2018, pp. 2–5. doi: doi.org/10.1016/j.procs.2017.09.138.
- [2] K. S. Nikita and K. P. Michmizos, "Physiological systems modeling, simulation, and control," in *Handbook of Research on Biomedical Engineering Education and Advanced Bioengineering Learning: Interdisciplinary Concepts*, 2012. doi: 10.4018/978-1-4666-0122-2.ch017.
- [3] Â. P. Ramos and B. S. Sousa, "Eletrocardiograma : princípios , conceitos e aplicações," *Cent. Estud. Fisiol. do Exerc.*, no. Figura 1, 2007.
- [4] C. D. M. Regis, L. G. Caldeira, and E. C. Gurjão, "Avaliação da Amostragem Compressiva em Sinais de ECG e Imagens Digitais," *Rev. Principia - Divulg. Científica e Tecnológica do IFPB*, vol. 1, no. 29, p. 95, 2016, doi: 10.18265/1517-03062015v1n29p95-104.
- [5] M. Maršánová, L. Nemcova, A., Smisek, R., Smital, L., & Vitek, "Brno University of Technology ECG Signal Database with Annotations of P Wave (BUT PDB)," *PhysioNet*, doi: 10.13026/hwvj-5b53.