

Relatório do Projeto Circuito ECG – Sinais e Eletrônica

Construção de circuito para obtenção de sinal ECG, devidamente processado, e visualizado no computador

João Carlos Ramos Gonçalves Matos
Turma C Bancada 8

Maria Jorge Miranda Loureiro
Turma C Bancada 8

Resumo — Este trabalho teve como objetivo a aquisição e tratamento de um sinal ECG, usando filtros e amplificadores, analógicos e digitais, adequados ao sinal adquirido. Neste sentido, para o tratamento a nível analógico, foi montado um circuito com um amplificador, para uma pré-amplificação do sinal, com dois filtros analógicos de 1ª ordem, um ativo e um passivo e com um isolador ótico para manter a segurança do paciente na aquisição do sinal. Para tratamento a nível digital, construiu-se um diagrama de blocos, usando o LabView, que adquire o sinal vindo da DAQ, filtra-o com um *bandpass* e um *bandstop*, e utiliza o gráfico deste para calcular o ritmo cardíaco, baseado em intervalos RR instantâneos. Concluiu-se que o sinal foi adquirido e tratado com sucesso, ainda que o ganho teórico dos amplificadores tenha sido bastante diferente do experimental. No fim do trabalho, obteve-se um sinal ECG com boa qualidade, sem ruído branco ou flutuações, tal como pretendido.

Palavras-chave — ECG, amplificador instrumental, amplificador operacional, filtro passa-alto, filtro passa-baixo, regulador tensão 7805, INA126, LM324, 4N25, LabView, DAQ, ritmo cardíaco

I. INTRODUÇÃO

Este projeto teve como objetivo adquirir um sinal ECG do corpo, amplificá-lo, filtrá-lo, (a nível analógico e digital), e visualizá-lo no computador, com o LabView, com o qual se obtiveram os batimentos cardíacos por minuto do paciente. Um eletrocardiograma (ECG) é um sinal fisiológico que representa a atividade elétrica do coração. Pode ser recolhido à superfície do corpo através de 3 elétrodos colocados no braço esquerdo (LA), direito (RA) e na perna direita (RL), que funcionará como referência. Apresenta uma gama de frequências 0,05-100 Hz e uma gama dinâmica 1-10 mV. O ritmo cardíaco, em batimentos por minuto (BPM), pode ser calculado a partir de um ECG usando a distância entre picos R consecutivos. Estes picos R são, como podemos ver na figura 1, os picos mais notórios e com maior amplitude num típico sinal ECG.

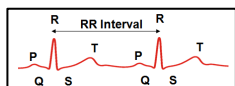


Figura 1 - Forma de onda típica de um ECG

O sinal ECG adquirido contém ruído, sendo, portanto, necessário utilizar filtros para o eliminar. Além disso, visto que a gama dinâmica é da ordem dos mV, é necessário ampliar o sinal para o adquirir com a DAQ.

Um amplificador instrumental tem diversas vantagens em comparação com um simples Op-Amp. Em primeiro lugar, por ser um amplificador diferencial, a quantidade de ruído eliminada à priori é muito mais elevada. Além disso, tem uma impedância de entrada muito elevada e o ganho pode ser controlado alterando apenas uma resistência, R_G .

Um filtro passivo não tem qualquer ganho associado, sendo apenas composto por um circuito RC. Por oposição, um filtro

ativo é composto por um amplificador operacional (Op-Amp), tendo associado um ganho e uma impedância de entrada elevada.

Para adquirir um ECG do corpo, há que tomar medidas preventivas, nomeadamente a introdução de um isolador ótico. Este isolador irá impedir a passagem de voltagens muito elevadas, protegendo o paciente da fonte de voltagem.

II. METODOLOGIA

A. Aquisição do sinal ECG

O sinal ECG foi gerado por um simulador ECG, sendo enviado através de 3 cabos coaxiais (correspondentes a LA, RA, RL) para a *breadboard*, onde todo o circuito foi montado (figura 2). Numa fase mais avançada do projeto, em que o circuito já funcionava de acordo com o expectável, foi feita uma tentativa para recolher o sinal do corpo humano, através de 3 elétrodos. Nesse sentido, foram colocadas, à entrada do circuito, 3 resistências de 100k Ω , assegurando o isolamento apropriado, assim como um isolador ótico à saída do circuito. No entanto, devido à falta de tempo, não foi possível adquirir o sinal a partir do corpo humano, apesar de tudo ter sido efetivamente montado.

B. Alimentação do circuito a [-2,5V, +2,5V]

Apesar de os testes ao circuito terem sido feitos com uma alimentação vinda do gerador de tensão, o projeto final contempla a presença de uma pilha [0, 9V] como fonte de alimentação. Nesse sentido, foi necessária a utilização de um regulador de tensão 7805, que fornece uma tensão fixa de [0, 5V]. No entanto, devido a características intrínsecas aos componentes utilizados no circuito (à frente expostas), a tensão necessária era de [-2,5V, +2,5V] – uma alimentação com 3 pontos, com a referência a 0V. Para isso, foi implementado um divisor de tensão com duas resistências iguais, de 10 k Ω cada uma, que fixou a tensão nos 3 pontos pretendidos. Tendo como pressuposto que a alimentação do circuito varia dentro dos limites acima definidos, foi necessário escolher uma amplificação do sinal adequada a estes. Neste sentido, o ganho total teórico do circuito foi de 216. Assim, sendo que a voltagem máxima do sinal é de 10mV, este não irá ultrapassar os 2,5V, valor acima do qual iria saturar.

C. Amplificação do sinal analógico

A gama dinâmica de um ECG de 1-10 mV faz com que o sinal deva ser amplificado para que possa ser posteriormente processado e adquirido por um computador. Nesse sentido, foi utilizado um INA126 – um amplificador instrumental, em modo inversor, que funciona com input diferencial e que deve ser alimentado por valores de tensão positivo e negativos. Foi responsável pela primeira amplificação do sinal, tendo um ganho teórico de 58. Para obter este ganho, utilizou-se uma resistência R_G de 1500 Ω (cálculos presentes nos anexos).

D. Filtragem analógica do sinal ECG

Tratando-se de um sinal que, originalmente, tem um V_{pp} muito baixo, a presença de ruído é muito forte – sob a forma de ruído branco e de flutuação do sinal, que têm diversas origens. Com o intuito de eliminar a flutuação do sinal, foi feito, através de um circuito RC, um filtro passa-alto passivo de 1ª ordem, com uma frequência de corte de 0,05Hz, que vai de acordo com a gama de frequências do ECG. Para tal, os seus componentes tinham os seguintes valores: $C1=3,3\mu F$; $R1=1M\Omega$. De seguida, para remover ruído branco, foi feito um filtro passa-baixo ativo, recorrendo a um amplificador LM324 e à colocação de uma resistência em paralelo com um condensador ligados entre a entrada e a saída do amplificador, fechando a malha e acoplando, a uma nova amplificação do ECG, um filtro passa-baixo. Para esta amplificação escolheu-se um ganho de 3,7. Para obter este ganho, e uma frequência de corte de 106Hz, utilizaram-se os seguintes valores para as resistências e condensador: $R1=2,7k\Omega$; $R2=10k\Omega$; $C2=150nF$. O filtro passa-alto foi colocado antes deste segundo amplificador (LM324) para evitar que o ruído de flutuação do sinal fosse amplificado duas vezes. Como o INA126 é um amplificador que inverte o sinal, foi usada a entrada inversora do LM324, para que, no final do circuito, o sinal fosse duplamente invertido e, portanto, se mantivesse como o original.

E. Isolamento ótico para obtenção do ECG a partir do corpo, cumprindo requisitos de segurança elétrica

Após o sinal sair dos dois filtros, este entra no isolador 4N25, que é responsável por fazer o isolamento ótico, indispensável para que o sinal possa ser recolhido do corpo humano de forma segura, do ponto de vista elétrico. Apesar de não se ter feito esta obtenção do sinal a partir do corpo com sucesso, esta parte do circuito foi efetivamente montada.

F. Conversão analógico-digital e envio do sinal ECG para o computador

Através da placa de aquisição de dados (DAQ), o sinal, já processado a nível analógico, foi enviado para o computador, onde foi tratado a nível digital, recorrendo ao LabView.

G. Construção de diagramas de blocos, em LabView, para filtragem digital, visualização do sinal e obtenção do ritmo cardíaco

No LabView, através do bloco DAQ Assistant, o sinal foi adquirido e traçou-se um primeiro gráfico. Através do bloco *Signal Filter Express*, implementou-se um primeiro filtro *bandpass*, com limites de frequência a 0,05Hz e 60Hz. De seguida, com um bloco semelhante, aplicou-se um novo filtro, *bandstop*, para eliminar ruído a 50Hz proveniente da fonte de tensão, com um corte das frequências entre 49 e 51Hz e visualizou-se o gráfico do sinal após os filtros digitais. O sinal filtrado entrou, depois, numa sequência de blocos com a função de calcular o ritmo cardíaco em BPM associado ao sinal ECG em análise. Nessa sequência de blocos, através do bloco *Peak Detector*, é recolhido o instante temporal de dois picos R consecutivos, dos quais é calculada a diferença, com a qual se obtém o ritmo cardíaco (BPM).

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A. Aquisição do sinal ECG

Tal como foi referido anteriormente, o sinal utilizado foi obtido com o simulador de ECG, devido à falta de tempo para

conseguir realizar a aquisição vinda do corpo. O circuito montado foi tal e qual o esquema da figura 1.A, presente nos anexos, tendo sido montado, na breadboard, como é possível observar na fotografia da figura 2.

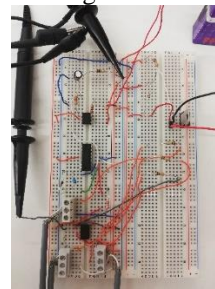


Figura 2 - Montagem do circuito na breadboard

B. Alimentação do circuito a [-2,5V, +2,5V]

Analizou-se a voltagem à saída dos três pontos, tendo-se verificado que a alimentação com a pilha de [0V, 9V] foi convertida numa alimentação de [-2,5V, +2,5V], tal como pretendido. Além disso, o sinal não ficou saturado, como é possível verificar nas figuras 6 e 7, concluindo que a previsão da amplificação adequada foi realizada com sucesso.

C. Amplificação do sinal analógico

O sinal obtido após amplificação no INA126 é o representado na figura 3 (obtido com o osciloscópio). Tal como expectável, porque se trata de um amplificador operacional diferencial inversor, o sinal está invertido relativamente ao original e apresenta bastante ruído. Através das graticulas, verifica-se que o V_{pp} máximo do sinal é de, aproximadamente, 100 mV, pelo que o ganho do amplificador foi de 10, quando o ganho teórico calculado era de 58 (cálculos para estes valores estão presentes nos anexos).

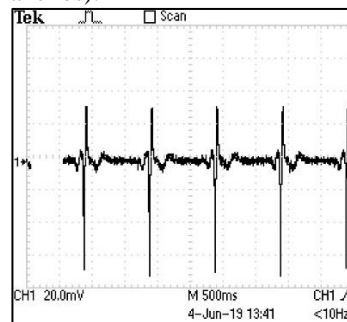


Figura 3 - Sinal obtido após 1ª amplificação

D. Filtragem analógica do sinal ECG

Os filtros analógicos (passa-baixo ativo e passa-alto passivo) tiveram, a 60 BPM e 120 BPM, respetivamente, o resultado que se pode visualizar na figura 4. Verifica-se que os sinais estão, agora, orientados corretamente, tendo sido novamente invertidos, após o primeiro amplificador, tal como esperado. É também possível estimar o V_{pp} máximo do sinal: aproximadamente 3,8V. Assim, o ganho real do LM324 está na ordem dos 38, quando o calculado a priori era de 3,7. É de notar que o cálculo dos ganhos de ambas as amplificações não é muito rigoroso visto que nos estamos a basear apenas nos valores de V_{pp} máximos do sinal, no entanto, permitem-nos ter uma ideia da ordem de grandeza da amplificação. Relativamente à redução de ruído de altas frequências, esta é bastante notória e significativa, concluindo-se que o filtro passa-baixo é eficaz. O filtro passa-alto, responsável por eliminar a flutuação do sinal, a baixas frequências, não tem

um efeito tão visível. De facto, tratando-se de frequências muito baixas, torna-se muito difícil visualizar o efeito do filtro no osciloscópio; além disso, possivelmente, o ruído de flutuação não era muito significativo, pelo que pouco ou nada o filtro podia fazer.

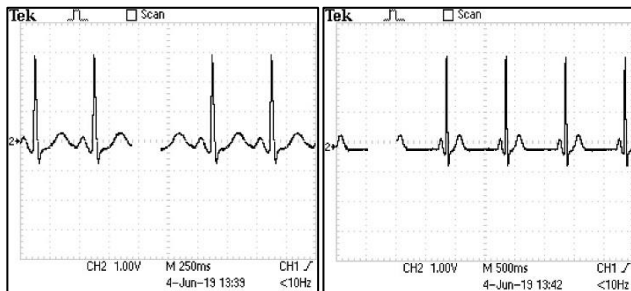


Figura 4 – Sinais obtidos após filtragem analógica, com 60 e 120 bpm, respetivamente

E. Isolamento ótico para obtenção do ECG a partir do corpo, cumprindo requisitos de segurança elétrica

Devido a falta de tempo, não foi possível testar o isolamento, não havendo, portanto, resultados nem discussões a fazer sobre este ponto.

F. Conversão analógico-digital e envio do sinal ECG para o computador

Foi possível observar que a DAQ adiciona algum ruído ao sinal. É possível observar esta diferença comparando o sinal observado à saída do circuito, com o osciloscópio (figura 4), com o sinal observado no LabView (figuras 6 e 7). Apesar disto, a conversão do sinal de analógico para digital foi realizada com sucesso.

G. Construção de diagramas de blocos, em LabView, para filtragem digital, visualização do sinal e obtenção do ritmo cardíaco

Observando o sinal antes e depois do filtro digital *bandpass*, implementado com o LabView, podemos concluir que houve uma redução substancial de ruído, especialmente no ruído de altas frequências. De facto, ao usarmos uma frequência inferior de 0,05Hz garantimos a eliminação da flutuação do sinal para que este esteja alinhado com o eixo do tempo. Por outro lado, ao excluir frequências acima de 60Hz, garantimos que todo o ruído de altas frequências, ruído branco, desaparece. Por oposição, analisando o sinal antes e depois do filtro *bandstop*, concluímos que este não foi muito eficaz, não sendo possível identificar diferenças significativas entre o sinal filtrado e não filtrado. Este filtro foi usado com o intuito de eliminar o ruído causado pelos equipamentos elétricos, teoricamente a uma frequência de 50Hz, mas a filtragem realizada não é perceptível aquando da visualização do sinal.

Com o uso do simulador, foi possível variar os BPM do ECG simulado, permitindo perceber se os blocos para cálculo do ritmo cardíaco, no LabView, funcionavam corretamente. De facto, apesar de este medir o ritmo cardíaco instantâneo, utilizando apenas dois pontos, adquire com bastante precisão o valor do batimento do sinal que estava a ser simulado. O diagrama de blocos contruído encontra-se na figura 5 e o respetivo output, na interface, pode ser visualizado nas figuras 6 e 7, a 60 BPM e 120 BPM, respetivamente.

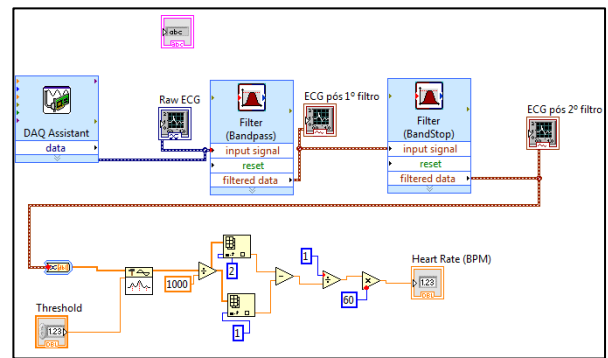


Figura 5 - Diagrama de blocos do LabView



Figura 6 - Interface de recolha e tratamento do sinal de 60 bpm

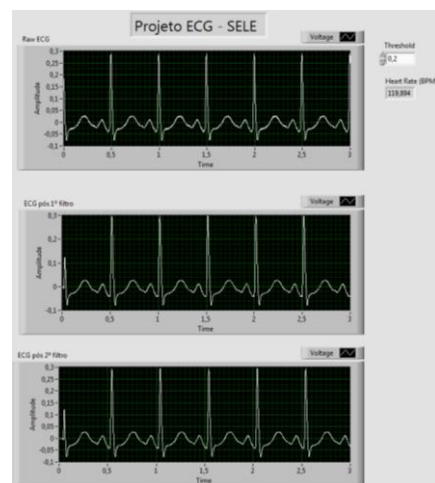


Figura 7 - Interface de recolha e tratamento do sinal de 120 bpm

IV. CONCLUSÕES

Conclui-se que, apesar do sinal ECG adquirido vir com muito ruído branco, de altas frequências, e flutuações do sinal, de baixas frequências, usando filtros com frequências de corte adequadas, é possível eliminá-los. Além disso, a amplificação do sinal foi também obtida, com o uso de dois amplificadores, conseguindo passar o sinal da ordem dos mV para V. Utilizando blocos do LabView, foi possível adquirir o ritmo cardíaco instantâneo com bastante precisão.

V. Referências

- [1] J. Semmlow, Circuits, Signals, and Systems for Bioengineers: A MATLAB-Based Introduction. Elsevier Science, 2005.
- [2] <https://www.khanacademy.org/science/electrical-engineering/ee-amplifiers/ee-opamp>
- [3] J.P. Cunha, D. Dias, Protocolo do trabalho laboratorial 4

Anexos

Cálculo do valor do ganho do primeiro amplificador

Cálculo do ganho do circuito teórico

$$A_{INA126} = 5 + \frac{80k\Omega}{1500} = 58$$

Cálculo do ganho do circuito experimental

$$A_{INA126_exp} = \frac{100mV}{10mV} = 10$$

Tabela 1 – Valores da resistência e ganho teórico do primeiro amplificador

RG (Ω)	1500
Ganho	58

Cálculo da frequência de corte para o filtro passa-alto

$$F_c = \frac{1}{2\pi C_H R_H} = 0,0482Hz$$

Tabela 2 – Valores dos componentes e da frequência de corte para o filtro passa-alto

Passa-alto	
R_H (M Ω)	1,00
C_H (μ F)	3,3
F_c (Hz)	0,0482

Cálculo do valor do ganho e da frequência de corte do filtro passa-baixo

Cálculo do ganho do circuito teórico

$$A_{LM324} = \frac{R_2}{R_1} = 3,7$$

Cálculo do ganho do circuito experimental

$$A_{LM324_exp} = \frac{3,8V}{0,100V} = 38$$

Cálculo da frequência de corte para o filtro passa-baixo

$$F_c = \frac{1}{2\pi C_A R_A} = 106Hz$$

Tabela 3 – Valores dos componentes, ganho e da frequência de corte para o filtro passa-baixo

Passa-baixo (LM324)	
R_1 (k Ω)	2,7
R_2 (k Ω)	100
C_A (nF)	150
Ganho	3,7
F_c (Hz)	106,1032954

Cálculo do valor do ganho teórico final do circuito

$$A_{total} = A_{INA126} \times A_{LM324} = 3,7 \times 58 = 216$$

Cálculo do valor do ganho experimental final do circuito

$$A_{total_exp} = A_{INA126_exp} \times A_{LM324_exp} = 10 \times 38 = 380$$

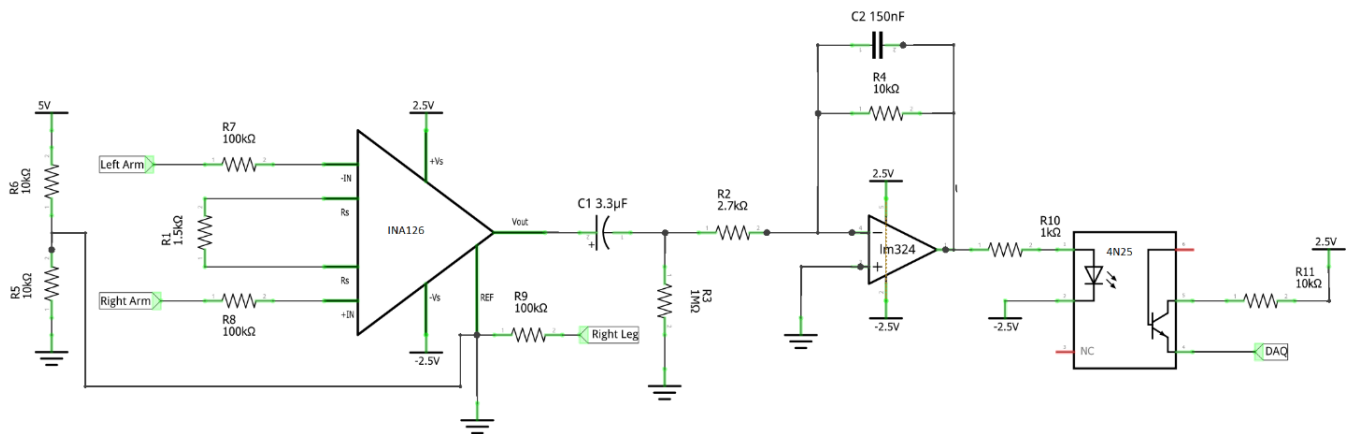


Figura 1.A - Esquema do circuito montado na breadboard