

Amplificador de Eletrocardiógrafo

Fernanda Amaral¹, Gabriel Miranda² e Luiz Fernando Araujo³

Abstract

O projeto descrito a seguir teve como objetivo o estudo e a implementação de um amplificador de eletrocardiômetro. O eletrocardiograma (ECG) é um procedimento no qual os impulsos elétricos do coração são amplificados e interpretados por um certo período de tempo. Eletrocardiômetro, também conhecido como ECG é o aparelho que realiza as medições desses impulsos elétricos. O relatório a seguir tem por finalidade explicar o funcionamento do ECG, desde o batimento do coração até a medição e implementação realizada. Será explicado a função dos amplificadores utilizados e a maneira encontrada para que haja uma diminuição nos ruídos captados pelo sistema. O circuito presente nesse relatório é baseado no modelo criado e implementado pela Texas Instruments (TI).

1. INTRODUÇÃO

As atividades elétricas das células humanas se dão de diversas formas, sendo elas químicas, mecânicas, térmicas, luminosas e elétricas. O fenômeno da atividade elétrica nos tecidos vivos se dá em nível celular, dependendo estritamente da membrana celular. Na maioria das células foi detectado uma diferença de potencial elétrico entre o citoplasma e o exterior das células. Esta diferença de potencial é chamada de Potencial de Membrana. As cargas elétricas, capazes de conduzir eletricidade pelo corpo humano, são encontradas nos íons de compostos dissociados em meio aquoso, que estão dentro e fora das células. Assim, o potencial de membrana se dá pela distribuição desigual desses íons nos dois lados da membrana, fazendo com que a membrana atue como um capacitor, armazenando energia. Quando temos alguma perturbação, a célula sai do repouso elétrico e muda seu valor. Rapidamente, a célula volta a estabelecer seu potencial de membrana. Esse processo tem suas fases, chamadas de despolarização e repolarização, e entre elas, por meio de correntes elétricas (iônicas), cria-se um Potencial de Ação. Esse potencial é, basicamente, a alteração rápida na polaridade das células, onde seu interior fica positivo e

o exterior negativo, e retornam ao normal. Esse processo ocorre na casa dos milissegundos. A imagem a seguir exemplifica o potencial de ação e a polaridade das células.

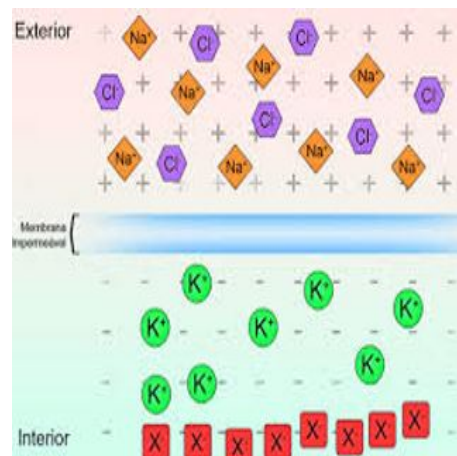


Figure 1. Polaridade das células.

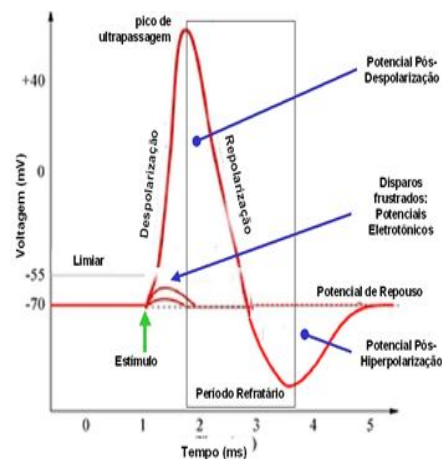


Figure 2. Potencial de ação

O coração é um órgão formado por musculatura estriada cardíaca, seu tamanho é aproximado ao tamanho de um punho adulto fechado. É composto por dois sistemas de bombeamento independentes, posicionados

um do lado direito e outro do lado esquerdo. Cada um desses sistemas é composto por duas câmaras, denominadas átrios e ventrículos. Como sabemos, a função do coração é bombear sangue rico em oxigênio para todas as células do corpo humano. Devido ao potencial de ação, descrito no tópico anterior, as células cardíacas têm condições de produzir atividade elétrica. O processo de contração e relaxamento do coração é organizado e iniciado por um impulso elétrico, que é o potencial de ação propagado célula a célula, através do órgão em questão. Existem, em nossos corações, células específicas com a função de formar, espontaneamente, seus potenciais de ação, gerando, assim, o batimento do coração. Essas células são conhecidas como células marcapasso pois iniciam o batimento e controlam a frequência do coração. Esse tipo de célula é encontrado no nó sinoatrial, localizado na parede atrial direita. Existem ainda outras células que têm função marcapasso e assim, formam tecidos especializados em geração e condução elétrica. Além do nó sinoatrial, temos ainda o nó atrioventricular, o músculo atrial, fibras de Purkinje, feixes de His e seus ramos e o músculo ventricular. Na figura a seguir, mostra-se a localização de cada elemento citado na frase anterior.

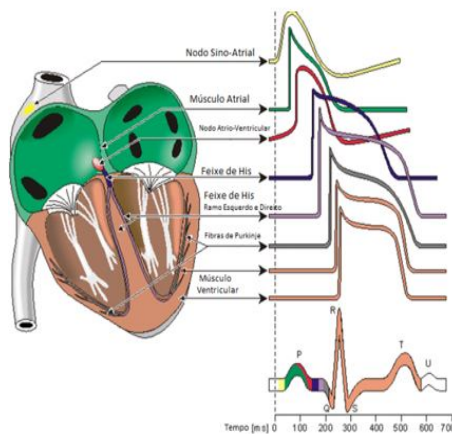


Figure 3. Superposição dos impulsos elétricos gerados e localização das partes geradoras.

Os impulsos, que se iniciam no nó sinoatrial, geram a forma de onda bastante conhecida, vista na Figura 3. Esses impulsos se propagam pelo átrio, promovendo a sístole atrial, que corresponde à onda P do eletrocardiograma. Ao atravessar o nó atrioventricular, os impulsos chegam ao sistema de condução ventricular, onde a corrente de sódio é elevada. Isso faz com que a distribuição desse impulso seja ordenada. Assim, temos a sístole ventricular, que corresponde à onda QRS do eletrocardiograma. Após isso, ocorre a repolarização dos átrios

e ventrículos. Com isso, o potencial de ação se encerra. Essa etapa de repolarização corresponde à forma de onda T do eletrocardiograma.

2. ASPECTOS TÉCNICOS DO CIRCUITO

O projeto do circuito do Eletrocardiógrafo consiste em:

1. Adquirir os sinais biopotenciais do corpo humano
2. Amplificar o sinal de entrada de baixa amplitude, até que este esteja em um nível de tensão reconhecível pelos aparelhos de medição
3. Filtrar apenas a banda de frequência útil para o sinal do ECG (De 0,5 Hz a 30 Hz aproximadamente)

O esquemático abaixo ilustra cada etapa da construção em blocos

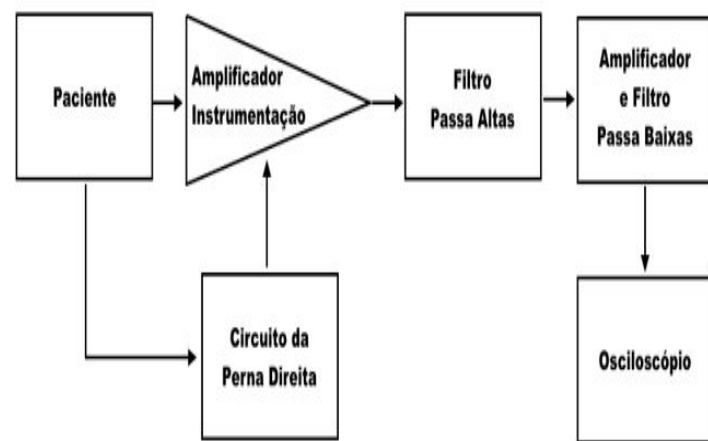


Figure 4. Esquemático da construção do circuito

2.1. Amplificador de instrumentação

Neste bloco foi utilizado o Circuito Integrado INA 118P da Texas Instruments de alta precisão que amplifica com baixo ruído os sinais vindos diretamente dos eletrodos ligados aos braços do paciente. O CI é ilustrado abaixo

De acordo com o Datasheet do chip, o seu ganho representado por

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad (1)$$

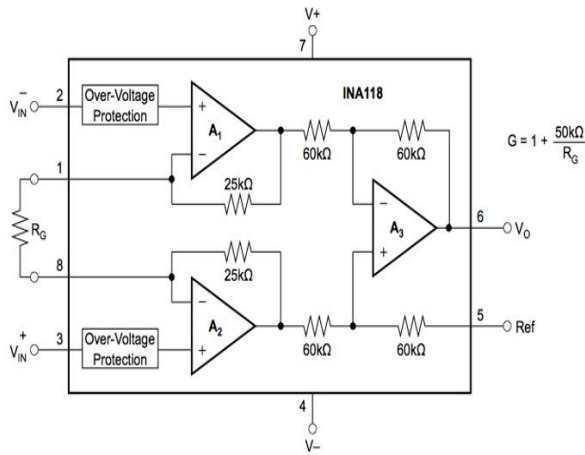


Figure 5. Datasheet INA 118P

Em R_G , foram associados dois resistores de 2,7 kOhms (Por ser um valor comercial) encontramos o ganho dessa etapa do circuito: $G = 10,26$.

2.2. Circuito da Perna Direita

O circuito da perna direita é responsável por inverter o sinal e injetar uma corrente na perna direita do paciente para causar uma interferência subtrativa, minimizando o ruído em modo comum. O circuito utilizado nesta etapa foi encontrado no Datasheet do INA 118P na seo de aplicações.

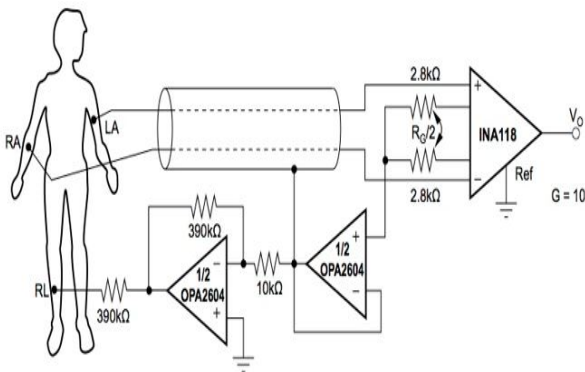


Figure 6. Circuito a ser implementado

2.3. Filtro Passa Altas

Foi projetado o circuito de um filtro passa altas como o ilustrado a baixo, foi escolhido um valor comercial de capacitância: $C = 330$ nF.

Queremos obter uma frequência de corte de 0,1 Hz para eliminar as frequências inferiores não pertencentes à faixa do sinal bipotencial.

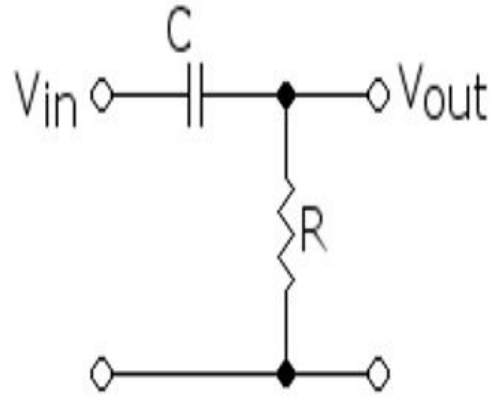


Figure 7. Esquemático filtro passa altas

Queremos obter uma frequência de corte de 0,1 Hz para eliminar as frequências inferiores não pertencentes à faixa do sinal bipotencial.

$$G = \frac{1}{2\pi RC} \leftrightarrow R = \frac{1}{2\pi \cdot 0.1 \cdot 330 \cdot 10^{-9}} \cong 4.8 M\Omega \quad (2)$$

Foi escolhido o valor comercial de resistor de 4,7 MOhms.

2.4. Filtro Passa Baixas

Foi montado o circuito de um filtro passa baixas como o ilustrado a baixo.

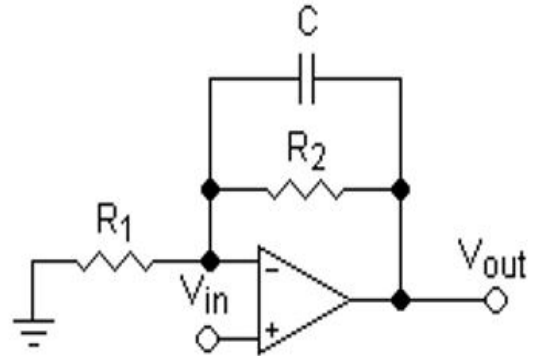


Figure 8. Esquemático filtro passa baixas

Queremos limitar a faixa superior de frequência com $f_c = 30$ Hz, sabendo que

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (3)$$

Foi escolhido um valor de resistência $R_2=100\text{ k}\Omega$. Mensurando o valor da capacitância, encontramos $C = 53\text{ nF}$. Dessa forma, foi utilizado o valor comercial mais próximo: $C = 47\text{ nF}$. Para definir o ganho, fez-se uma análise do sinal de entrada

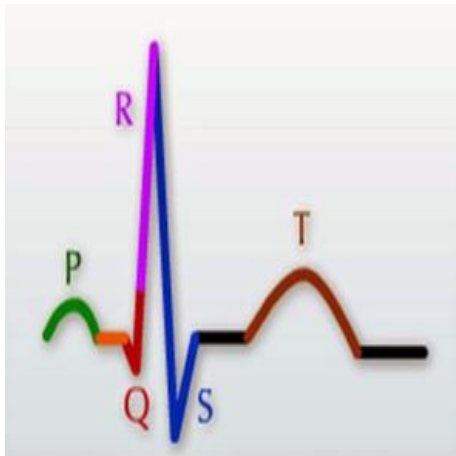


Figure 9. Exemplo do sinal a ser obtido

Em condições normais, as amplitudes das ondas dos sinais vitais são

Tensão	Onda P	Complexo QRS	Onda T
Min	0.1mV	1mV	0.2mV
Max	0.3mV	2mV	0.3mV

Como alimentamos o amplificador com $2,5\text{ V}$ precisamos amplificar o sinal até esse limite (no máximo). A onda de maior amplitude é o Complexo QRS, com 2 mV . Dessa forma, aplicando um ganho de 1000 no circuito todo teremos um sinal de saída com $V_{\text{max}} = 2\text{ V}$. Na etapa do amplificador de instrumentação foi aplicado um ganho de 10. Então, para alcançar um ganho total de 1000, vamos projetar esse bloco do circuito para ter um ganho igual a 100.

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \Leftrightarrow R_1 = \frac{R_2}{100 - 1} \quad (4)$$

Como já temos $R_2=100\text{ k}\Omega$, descobrimos: $R_1=0,99\text{ k}\Omega$. O valor comercial mais próximo para $R_1=1\text{ k}\Omega$

2.5. Filtro Osciloscópio

A ideia desse projeto é a construção de um Eletrocardiógrafo de fácil reprodução e utilização portátil, sem a dependência dos aparelhos fixos do laboratório. Assim, para a visualização das formas de onda de saída, foi utilizado um Arduino Nano que possui internamente um conversor Analógico Digital e possui fácil conexão com o computador para a plotagem do sinal.

3. CONCLUSÃO

Com a realização do projeto apresentado, pode-se entender algumas das diversas aplicações do conteúdo visto em sala de aula. Obteve-se o conhecimento necessário para entender o funcionamento básico da relação de nosso corpo, células e coração, com a eletricidade. Utilizou-se também o conceito de filtros para realizar a filtragem dos ruídos presentes no circuito. Até então, obtivemos resultados promissores nas simulações e considera-se que o objetivo do projeto foi atingido.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer, pelo excelente apoio prestado, desde a atenção para conosco até a rapidez nas respostas de e-mails, aos professores João Luiz Azevedo de Carvalho, Doutor e Ricardo Zelenovsky, Doutor.

References

- [1] J. G. Webster, Medical Instrumentation Application and Design plastics (Book style with paper title and editor), 3rd ed. vol. 3.
- [2] J. D. Irwin, Basic Engineering Circuit Analysis (Book style), 10th ed. vol. 2.
- [3] <http://www.ti.com/>
- [4] <http://www.datasheetcatalog.com/>

ANEXOS

Simulações computacionais. O circuito do Eletrocardiógrafo é baseado na amplificação do sinal de entrada e eliminação dos seus ruídos. Como na entrada, foi colocada uma onda senoidal, esta mesma onda deve ser observada na saída, com uma amplitude maior. Mesmo com a existência de filtros, não foram observados cortes na onda de saída, porque a entrada se encontrava dentro da faixa de frequências desejada.

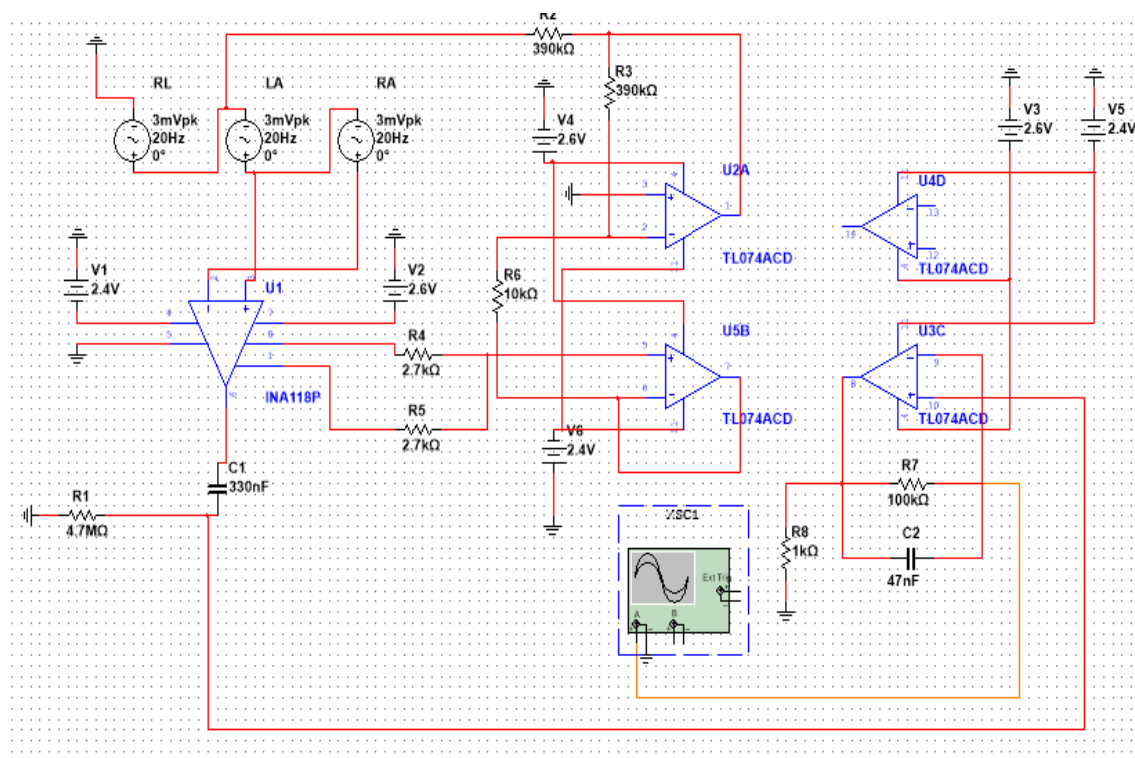


Figure 10. Esquemático do circuito montado

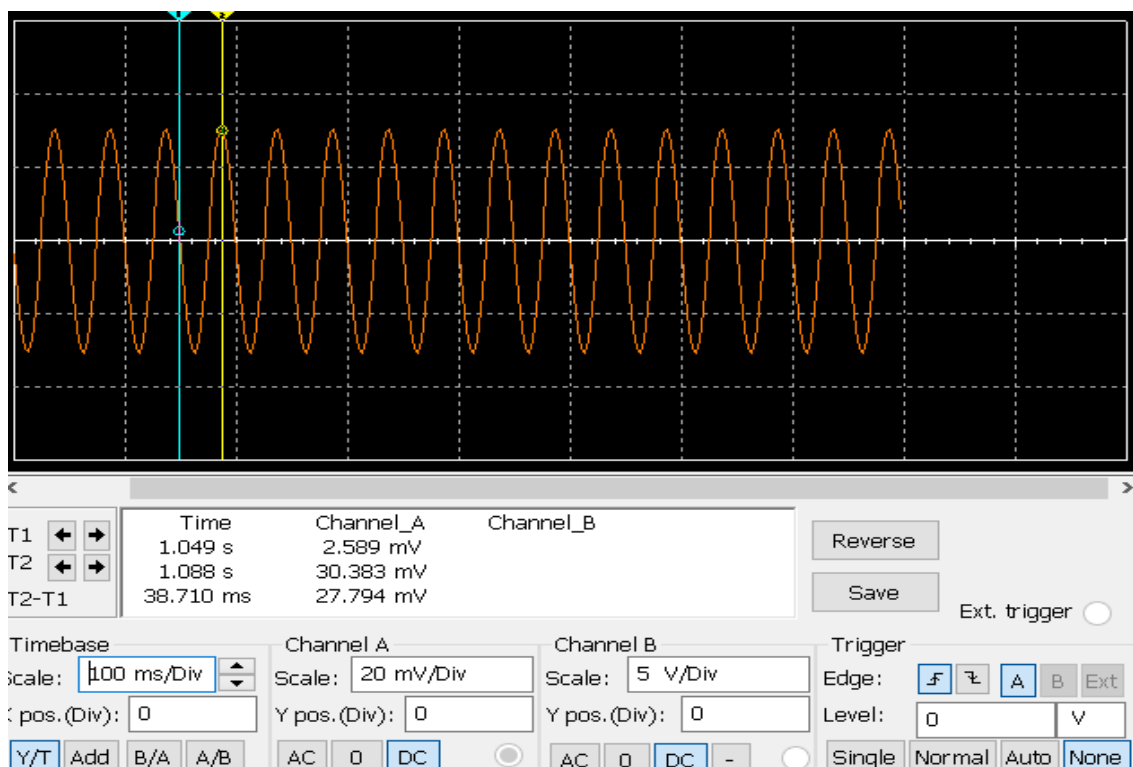


Figure 11. Respostas das ondas obtidas na saída do circuito