

# Sistema para Aquisição de Sinais de Eletrocardiograma para Fins Acadêmicos

## System for Acquisition of Electrocardiogram Signals as a Tool for Academic Purposes

Felipe Vieira Alves<sup>1</sup>, Ciro Campos Chaves<sup>2,†</sup>, Tarcila Oliveira Matos Muniz<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Faculdade Independente do Nordeste, Vitória da Conquista, Brasil*

<sup>2</sup>*Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Itapetinga, Brasil*

<sup>3</sup>*Universidade Estadual de Santa Cruz, Ilhéus, Brasil*

<sup>†</sup>**Autor correspondente:** ciro.chaves@uesb.edu.br

### Resumo

Com a globalização e novos meios digitais, cada vez mais é necessário o uso da tecnologia como instrumento que venha a colaborar com a construção do conhecimento, pois tecnologia refere-se a algo que, desenvolvido, venha facilitar a realização de um trabalho, bem como viabilizar o entendimento e aplicação de uma ação. Neste trabalho, o objetivo foi desenvolver um dispositivo capaz de realizar leituras dos sinais elétricos do coração, a partir das tecnologias da eletrônica, visando a visualização da forma de onda do sinal, como também auxiliar no aprendizado acadêmico na área de engenharia elétrica e biomédica, tornando os estudantes mais familiarizados com os instrumentos e conceitos utilizados pelos profissionais da área. O projeto consiste em um circuito de aquisição, amplificação e filtragem do sinal de ECG. Foi desenvolvido um amplificador capaz de amplificar esses sinais; no entanto, os sinais estão sujeitos a ruídos aleatórios e perturbações que podem dificultar a análise de um sinal ou outro procedimento, sendo indispensável a utilização de filtros apropriados para limpar e condicionar os dados obtidos com maior eficiência e clareza em sua leitura. Os resultados obtidos na aquisição do sinal de ECG foram satisfatórios, como também foi possível desenvolver um material de fácil compreensão, para fins acadêmicos, como auxílio para toda a comunidade específica na compreensão deste processo.

### Palavras-chave

ECG • Filtros • Engenharia elétrica

### Abstract

With globalization and new digital media, it is increasingly necessary to use technology as an instrument that will collaborate with the construction of knowledge, as technology refers to something that, when developed, will facilitate the performance of work, as well as enable the understanding and application of an action. In this work, the objective was to develop a device capable of performing readings of the electrical signals of the heart, using electronic technologies, aiming at visualizing the waveform of the signal, as well as assisting academic learning in the field of electrical and biomedical engineering, making students more familiar with the instruments and concepts used by professionals in the field. The project consists of an ECG signal acquisition, amplification, and filtering circuit. An amplifier capable of amplifying these signals was developed; however, the signals are subject to random noise and disturbances that can make it difficult to analyze a signal or other procedure, and it is essential to use appropriate filters to clean and condition the data obtained with greater efficiency and clarity in your reading. The

results obtained in the acquisition of the ECG signal were satisfactory, as it was also possible to develop an easy-to-understand material for academic purposes, as an aid to the entire specific community in understanding this process.

## Keywords

ECG • Filters • Electrical engineering

# 1 Introdução

A tecnologia pode ser definida como o campo de conhecimento que faz referência ao desenho de artefatos e a planificação da sua realização, operação, ajuste, manutenção e monitoramento, à luz do conhecimento científico [1]. As tecnologias para a saúde podem ser consideradas aplicações práticas de conhecimentos científicos; por isto, incluem máquinas, procedimentos clínicos e cirúrgicos, remédios, programas e sistemas para prover cuidados à saúde [2]. Sem a tecnologia na medicina, a expectativa de vida era baixíssima, praticamente qualquer doença representava um risco real de morte.

A compreensão do funcionamento do corpo também só se tornou realidade com o auxílio da tecnologia. Foi a partir dos conhecimentos científicos que especialistas desenvolveram novas formas de aproveitar descobertas e tecnologias para o aperfeiçoamento da medicina [3]. Dentre as descobertas, no início do século XX, cientistas desenvolviam formas diferentes para o estudo e registro do funcionamento do músculo cardíaco e, a partir desses estudos iniciais, Willem Einthoven criou a máquina de eletrocardiograma. O ECG (eletrocardiograma) é um dos principais exames utilizados pela medicina para descrever o movimento cardiovascular e identificar possíveis anormalidades nos batimentos cardíacos [4]. O eletrocardiograma é considerado padrão ouro para o diagnóstico não invasivo de algumas destas anormalidades [5]. O sinal ECG permite, assim, efetuar a medição por métodos diretos dos batimentos cardíacos, ritmo e vetores elétricos do coração, proporcionando a fácil detecção de anomalias associadas à sua atividade; no entanto, os sistemas práticos estão sujeitos a ruídos aleatórios e perturbações que podem dificultar a análise de um sinal ou outro procedimento, sendo necessário amplificar e eliminar essas interferências por meio de filtros [6].

A leitura desses sinais e a interpretação dos mesmos no modelo digital de processamento é o alvo específico do presente estudo, por meio do desenvolvimento de um sistema capaz de captar esses sinais, amplificar e filtrar seus dados, visando o aperfeiçoamento das leituras e melhores maneiras de se avaliar uma possível anomalia, como também o enriquecimento do acervo de um material simples e prático para a comunidade específica, para finalidades especialmente acadêmicas.

Na próxima seção, serão dispostos os materiais e a metodologia que foram utilizados nesse trabalho.

# 2 Materiais e métodos

Esse item apresenta um breve esquema do sistema proposto capaz de captar sinais ECG, por meio das tecnologias da eletrônica. Para isso, foi necessário o desenvolvimento de um amplificador capaz de ampliar esses sinais; no entanto, os sinais estão sujeitos a ruídos aleatórios e perturbações proveniente da rede elétrica com frequência de 60 Hz, aparelhos elétricos próximos e a movimentação do corpo humano no processo de leitura do sinal, que podem dificultar a análise, sendo indispensável à utilização de filtros apropriados para “limpar” os dados obtidos com maior eficiência e clareza.

O circuito inicialmente montado em *proto-board* foi testado e adaptado diversas vezes até que se chegasse à configuração final. Todos os amplificadores de instrumentação utilizados nos filtros, no ganho e na amplificação do sinal foram selecionados de modelos que necessitavam de alimentação proveniente de uma fonte simétrica de 12 volts em tensão contínua.

## 2.1 Aquisição

A aquisição de um sinal de eletrocardiograma tem diversas questões a serem avaliadas, como a conexão no corpo a partir dos eletrodos, seguindo o modelo de conexão apresentado por Einthoven, juntamente com as interferências que o corpo proporciona para a entrada do circuito e a necessidade de amplificação do sinal, já que ele é de baixa amplitude. No processo de aquisição deste sinal, devido ao fato do mesmo possuir baixa amplitude, a interferência de ruído (como ruídos da rede elétrica) pode facilmente corromper o sinal, sendo necessário, além da utilização de cabos com blindagens específicas para aquisição de sinais elétricos por meio de eletrodos no corpo, na configuração

utilizada neste trabalho, os filtros e demais circuitos de condicionamento, para eliminar ruídos da rede elétrica e outros que podem corromper o sinal.

### 2.1.1 Eletrodo

Os eletrodos realizam a *interface* entre o corpo humano e o eletrocardiógrafo. Devem ser bem fixados à pele, evitando interferências. Neste trabalho, utilizamos os eletrodos descartáveis para ECG modelo 2223BRQ da marca 3M. Para aquisição do sinal, são utilizados 3 eletrodos que são conectados à placa e à pele por meio de cabos, e estão dispostos na perna direita, no braço direito, e no braço esquerdo. O triângulo formado pelos eletrodos é chamado de triângulo de Einthoven e cada um dos eixos de projeção do triângulo equilátero forma uma derivação bipolar com o coração.

Cada um desses três eletrodos é conectado a cabos específicos no amplificador, o cabo branco (RA) é ligado à entrada negativa do amplificador de instrumentação, o cabo vermelho (LL) é a entrada positiva, e o cabo verde (RL) é ligado ao mesmo referencial de terra do circuito para evitar interferências de corrente. Assim, obtemos a derivação I, II e III do sistema proposto por Einthoven (Fig. 1).

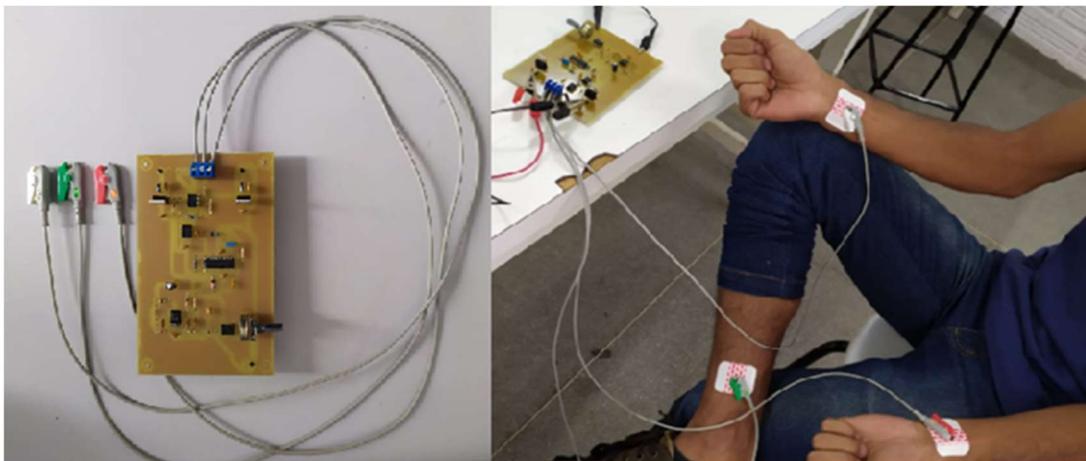


Figura 1: Posicionamento dos três eletrodos: no braço direito (RA), no braço esquerdo (LA) e na perna esquerda (LL).

### 2.1.2 Amplificador de instrumentação

O amplificador de instrumentação, além de realizar a leitura no corpo humano conectando os eletrodos nos locais específicos, também aplica um ganho ao sinal, ou seja, o amplifica, já que este sinal possui uma amplitude muito baixa (cerca 90 mV). Para este projeto, foi utilizado o modelo INA 114 AP. O motivo para utilização do amplificador de instrumentação é o seu alto índice de rejeição em modo comum, o CMRR, ou *Common Mode Rejection Ratio*.

O circuito de amplificação parcial do protótipo agrega alguns periféricos junto ao amplificador de instrumentação, como por exemplo circuito dedicado para a alimentação do sistema.

### 2.1.3 Circuito da perna direita (DRL)

Um ponto importante para esse circuito e para a proteção do paciente é o circuito de perna direita. Anteriormente, apenas ligava-se o paciente e o circuito à terra [15]; mas, neste modelo apresentado pelo desenvolvedor do INA se utiliza um seguidor de tensão e um circuito inversor, que realiza reinjeção da tensão de modo comum invertida para o paciente, provocando uma melhor rejeição da tensão de modo comum, já que ela é aplicada invertida em 180 graus a fonte da tensão de *offset*, melhorando a proteção ao paciente, conforme a Fig. 2.

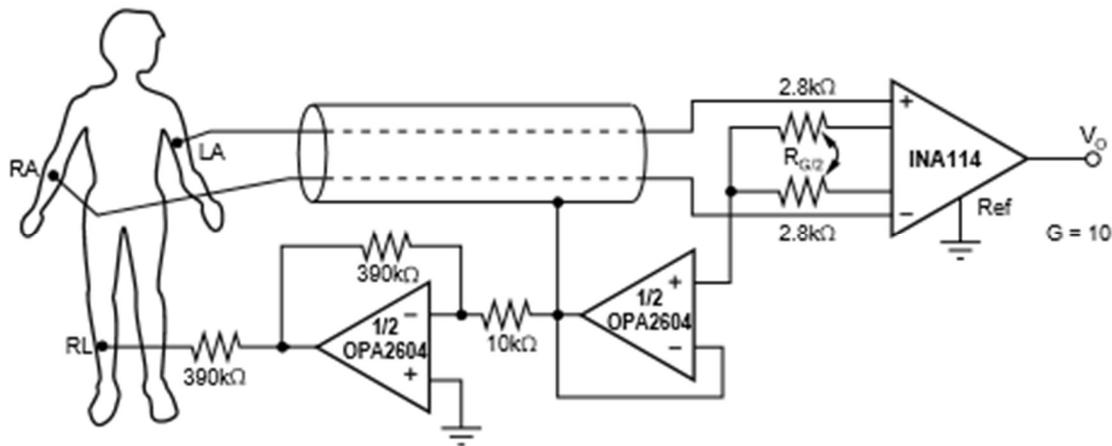


Figura 2: Circuito de aquisição do sinal com o circuito de perna direita (DRL). (DATASHEET INA 114).

Neste modelo é utilizado o amplificador OPA2604 para o seguidor de tensão e para a inversão da tensão de modo comum, funcionando com um circuito de referência e um resistor de 390 kΩ para limitar a corrente de entrada no paciente.

## 2.2 Projeto dos filtros ativos

Para o filtro passa-faixa foi utilizado um amplificador operacional LM 741 e capacitores de poliéster. A estrutura desse filtro é feita a partir da união de dois modelos de filtros – o passa-baixas e o passa-altas – estabelecendo uma calculada frequência passante, prevista para o projeto.

Os cálculos de frequência de corte desse filtro foram desenvolvidos com a intenção de que sua banda de frequência passante esteja entre as frequências de 0,06 e 106 Hz. Para a frequência de 0,06 Hz foi feito segundo a Eq. (1):

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_3 \cdot C_{eq}}; R_3 = \frac{1}{2\pi \cdot (0,06) \cdot 900nF} = 2,94 \text{ k}\Omega \rightarrow 2,7 \text{ k}\Omega \quad (\text{em valores comerciais de resistores}) \quad (1)$$

A frequência de corte superior deste filtro passa-faixa, utilizando a Eq. (1), é dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_9 \cdot C_6}; R_3 = \frac{1}{2\pi \cdot (106) \cdot 220nF} = 150,15 \text{ k}\Omega \rightarrow 150 \text{ k}\Omega \quad (\text{em valores comerciais de resistores})$$

Verificou-se uma grande quantidade de ruído causado pela interferência de 60 Hz da rede elétrica. Foi utilizado o filtros rejeita-faixas para remoção de ruídos provenientes da rede elétrica, sejam eles 50Hz ou 60Hz. Esse filtro rejeita somente a faixa de frequência de 60Hz, sem interferência nas outras faixas [7].

Como o filtro rejeita faixa contém duas frequências de corte, para calculá-las temos a seguintes equações:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi \cdot R_1 \cdot C_1}; f_{c2} = \frac{1}{2\pi \cdot R_2 \cdot C_2} \quad (2)$$

Para a implementação deste módulo, foram utilizados os amplificadores operacionais do circuito integrado LM324. O LM324 possui características similares ao LM741 em velocidade e corrente de entrada. A resistência foi calculada definindo parâmetro de frequência desejado e valores de capacitância para deliberarmos as resistências do filtro (R1 e R2).

Por se tratar de um circuito em que os componentes devem ser extremamente precisos, a frequência de corte ficou entre 54 Hz e 65 Hz, mas a atenuação alcançada na frequência de 60 Hz foi suficiente para reduzir o ruído do sinal, possibilitando sua visualização. Maiores precisões podem ser conseguidas utilizando, por exemplo, resistores de precisão de 1% de tolerância, fato que deve ser citado, mesmo que em desenvolvimento de um protótipo para finalidades acadêmicas.

Foi adicionado esse filtro mais simples, o passa-baixas, para se pudesse eliminar um possível problema no fator de qualidade do filtro passa-faixa, utilizando o quarto amplificador operacional do LM 324, utilizado para o circuito do rejeita-faixa.

O cálculo para a frequência de corte desse filtro foi desenvolvido segundo a Eq. (3).

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R2 \cdot C1}; R2 = \frac{1}{2\pi \cdot (1400) \cdot 10n} = 12 \text{ k}\Omega \quad (3)$$

### 2.3 Ganho do sistema

Para que o circuito permaneça mais estável, é usual dividir o ganho em parte do circuito, aplicando o ganho no decorrer do estágio de aquisição e filtragem do sinal [7].

Como foi utilizado inicialmente um resistor de 2,7 kΩ, o primeiro estágio de ganho do sinal foi definido conforme a Eq. (4):

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{2,7k\Omega} \rightarrow G = 20 \quad (4)$$

Realizando a conversão de 20 vezes de ganho para dB, temos a Eq. (5):

$$\text{Ganho dB} = 20 \cdot \log\left(\frac{V_{saida}}{V_{entrada}}\right); \text{Ganho dB} = 20 \cdot \log(20) = 26 \text{ dB} \quad (5)$$

Outra parte do ganho sinal do ECG foi aplicado ao filtro rejeita-faixa de 60 Hz. Utilizando o resistor R4 = 330 kΩ e o R5 = 10 kΩ, temos o segundo estágio de ganho definido por:

$$G = \frac{330}{10} = 33$$

Transformando este ganho para a medida em dB, temos que:

$$\text{Ganho dB} = 20 \cdot \log(33); \text{Ganho dB} = 30 \text{ dB}$$

A amplificação do sinal até esse ponto proporcionou um ganho que 660 vezes o sinal original, atingindo 56 dB de ganho [Eq. (6)], passando que aproximadamente 1 mV para 660 mV ou 0,66 V, o que é ideal para a leitura do sinal, e estabilização do sistema (Fig. 3).

$$\text{Ganho dB} = 20 \cdot \log(660); \text{Ganho dB} = 56 \text{ dB} \quad (6)$$

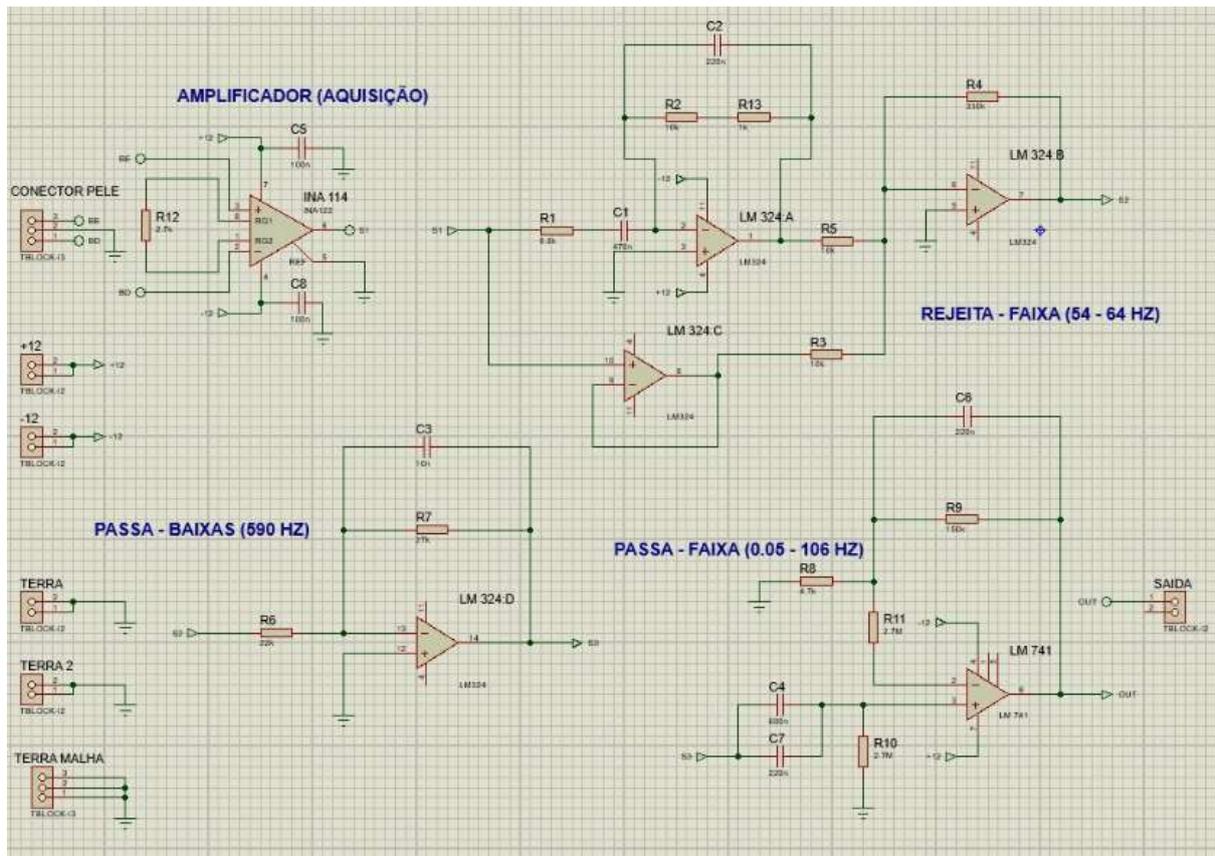


Figura 3: Diagrama de conexões.

### 3 Resultados e Discussão

Logo após o circuito ser montado e testado em *protoboard*, foi desenvolvido no *software* Proteus 8.0 Professional o projeto de *layout* da placa de circuito impresso para o protótipo de ECG, como mostra a Fig. 4.

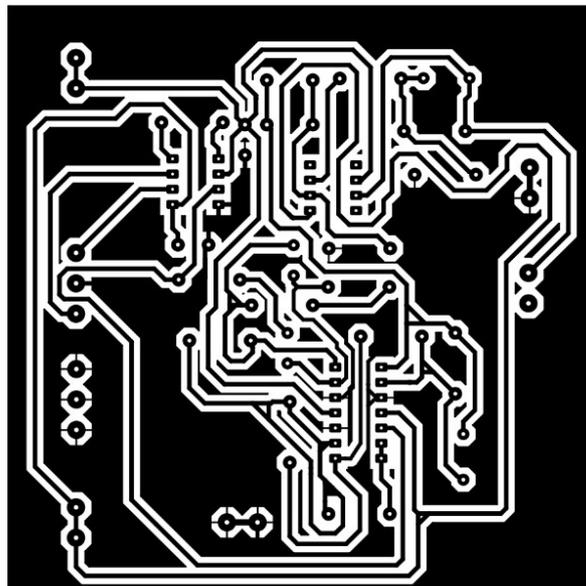


Figura 4: *Layout* da placa do circuito.

Após a confecção da placa, os componentes foram soldados, resultando na placa da Fig. 5.

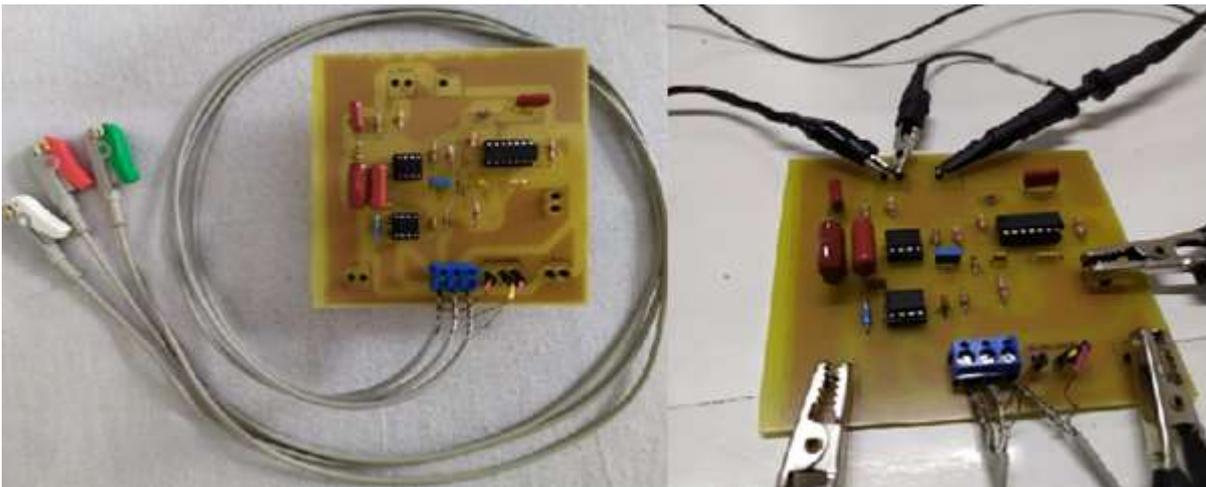


Figura 5: Protótipo para aquisição do sinal de ECG.

Foi construído um circuito somador, que somavam uma onda de 1000 Hz com uma onda de 60 Hz, aplicada à entrada do filtro, a fim de se avaliar a atenuação do sinal e verificar o funcionamento deste circuito (Fig. 6).

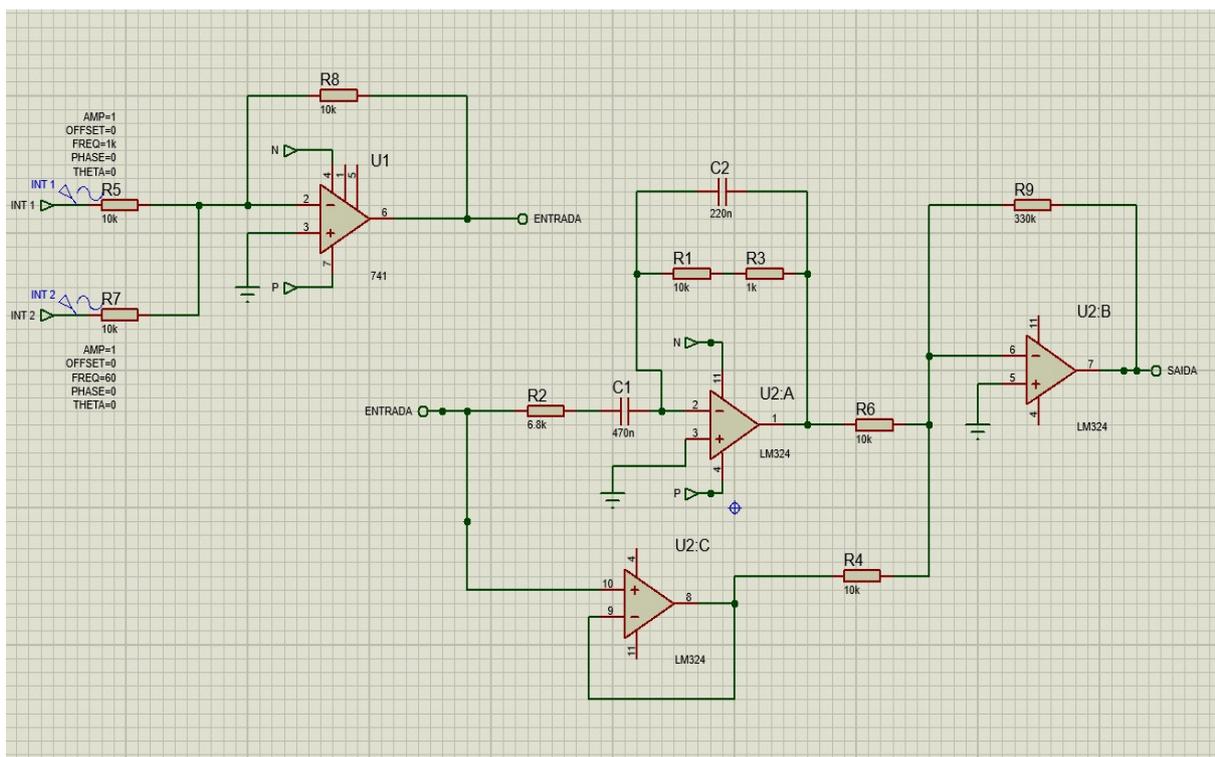


Figura 6: Esquemático do circuito somador e filtro rejeita-faixa.

Com o circuito montado na *protoboard*, com dois sinais, onde o de cor azul é a saída do somador e o de sinal amarelo é depois de passar pelo filtro rejeita-faixa de 60 Hz, constatando a funcionalidade do filtro (Fig. 7).

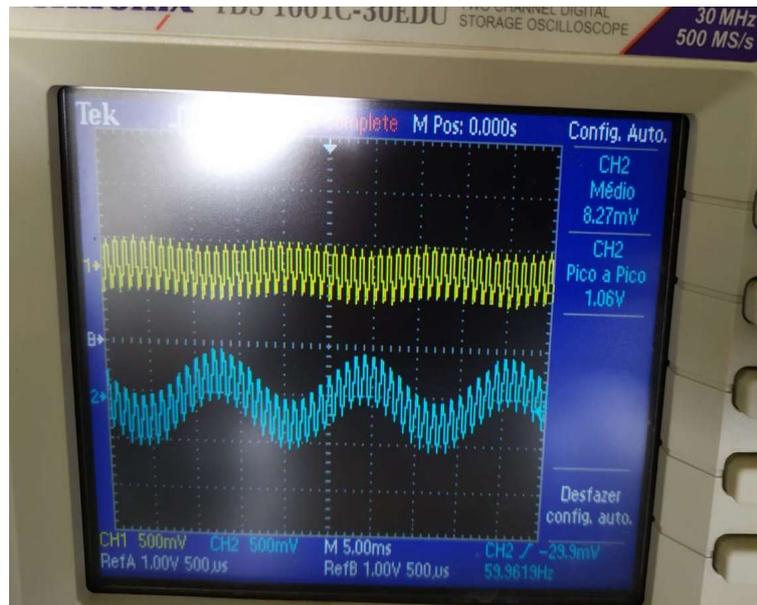


Figura 7: Imagem do osciloscópio Tektronix TDS 1001C.

Após a realização dos testes primários, utilizando um simulador de ondas de 50 BPM, foi identificado que o circuito estava funcionando de forma correta e esperada, obtendo a onda gerada pelo simulador e com a filtragem e ganho aplicados de forma correta. Para uma boa filtragem de um sinal ECG devem ser escolhidos filtros de baixa ordem, evitando a ocorrência de atraso na resposta [8].

### 3.1 Aquisição do sinal ECG

Com a realização da conexão da entrada do circuito no corpo humano, foi possível observar a existência de uma interferência externa, causada pelo corpo. O corpo estava sendo atingido pelas interferências externa e a malha de aterramento deveria ser conectada a um terra real, uma vez que o corpo em que foi realizado a leitura estava funcionando com uma antena, captando onda de diferentes frequências que interferiam no circuito. Com uma conexão entre a malha do cabo de aquisição e o aterramento real da rede elétrica, foi possível obter um sinal limpo das interferências que atingiam o corpo. A presença de qualquer tipo de interferência nesses sinais pode falsear o diagnóstico clínico [9].

Os sinais obtidos demonstram o funcionamento do protótipo e a grande quantidade de interferências eliminadas. Essas interferências podem ser ocasionadas devido a vários fatores, como ruídos relacionados à frequência de 60 Hz da rede elétrica, movimentos do paciente, e interferências dos aparelhos próximos (Fig. 8). Em relação a frequência de 60 Hz, alguns autores [10, 11] relatam que a fonte dessa interferência é o potencial AC da rede de alimentação de energia elétrica que está inevitavelmente presente em qualquer situação clínica, ou para iluminação do ambiente ou como fonte de suprimento dos equipamentos de medição. A interferência causada pela rede elétrica, em 60 Hz, pode ser difícil de detectar visualmente em sinais tendo formas de onda não-regulares, como o EEG ou o EMG.

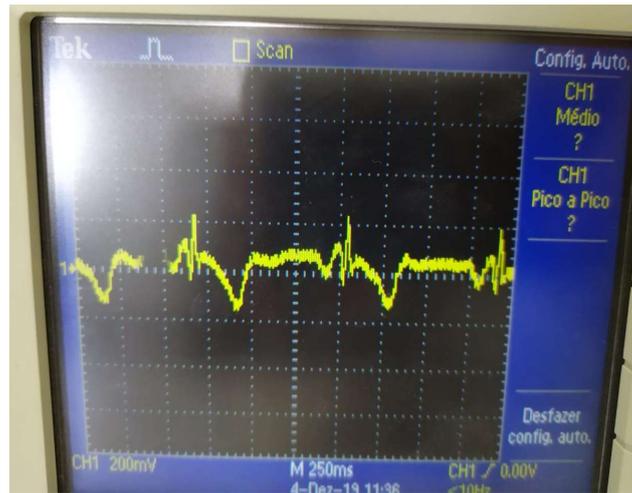


Figura 8: Sinal de ECG obtido final.

### 3.2 Batimento cardíaco

A análise do período e frequência da onda de ECG foi realizada em duas situações: em um estado normal de movimento corporal (Fig. 9) e realizando a prática de exercício físico (Fig. 10).

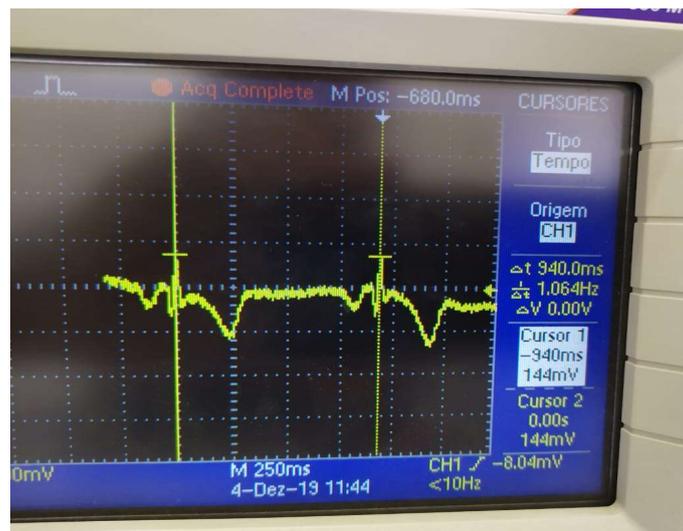


Figura 9: Sinal corpo em repouso.



Figura 10: Sinal após a prática de atividade física.

É possível observar na região direita do visor do osciloscópio (Fig. 9), a variação do tempo com um valor de  $\Delta t = 940$  ms como uma frequência de  $f = 1,064$  Hz, a partir desses valores podemos obter a quantidade de batimentos por minuto [Eq. (7)]:

$$BPM = \text{Frequência} \times 60 \text{ segundos} = 1,064 \times 60 \rightarrow BPM = 63,8 \quad (7)$$

Este foi o valor de quantidade de batimentos aferidos com o corpo sem a prática de exercícios. Foi feita também esta medição realizando a prática exercícios físicos pouco antes da leitura como uma frequência obtida de 1,471 Hz, como visto na (Fig. 10), utilizando a Eq. (7):

$$BPM = \text{Frequência} \times 60 \text{ segundos} = 1,471 \times 60 \rightarrow BPM = 88,3$$

Constatou-se um aumento de 24,5 BPMs da medição, sem e com a prática de atividade física. Essa leitura possibilitou a detecção da variação do batimento cardíaco de forma simples, concordando com resultados esperados para esse teste, acarretando o enriquecimento de informação para o paciente, que não só poderá averiguar a forma de onda do ECG próprio e pode realizar exames visuais, como a variação dos batimentos cardíacos. [12] [13] que desenvolveram estudos sobre circuito de aquisição, amplificação e filtragem do sinal de ECG, relatam que este sistema vem sendo utilizado em projetos de pesquisa e dissertações de mestrado com a finalidade de identificar possíveis problemas ou adequações a serem realizadas, tanto ao nível de *hardware* como de *software*. Com o sistema validado, muitas pessoas podem ser beneficiadas, pois esse equipamento une a praticidade e multifuncionalidade dos telefones Android™ com a tecnologia de aquisição e processamento de sinais biológicos [14] [15].

## 4 Conclusão

Os resultados foram satisfatórios na aquisição do sinal de ECG, como observado pelas formas de onda lidas e demonstradas pela Fig. 8, por exemplo. O estudo demonstrou com clareza que todos os circuitos montados apresentaram fácil utilização para se obter um sinal de eletrocardiograma. Na aquisição, ainda permanece uma pequena quantidade de interferência que não é relevante para o sistema, tendo em vista que as componentes principais de ruído foram removidas, podendo ser verificado, também pela Fig. 8 ou mesmo pela Fig. 9 e Fig. 10, fato este que está relacionado ao fator de qualidade dos filtros, pontos de conexões dos eletrodos e fator de qualidade dos componentes. Outra interferência remanescente no sistema foi a variação da tensão de *offset* da onda de ECG quando se realiza uma pequena quantidade de movimento, o que faz necessário realizar a leitura com o paciente parado, sem movimentos bruscos, longe de aparelho eletrônicos.

Em se tratando do cunho acadêmico, os módulos deste circuito foram desenvolvidos com a finalidade de demonstrar uma aplicação prática da eletrônica analógica, com aplicação de amplificadores, filtros, e diferentes situações práticas de condicionamento de sinais. Como o problema de aquisição de sinais biológicos apresentados neste trabalho não é um problema de aquisição de dados trivial, muitos tópicos necessitaram de estudo detalhado e

um circuito eletrônico com boa qualidade metodológica de implementação deve ser desenvolvido para que se consigam os resultados aqui apresentados. Cabe destacar o caráter interdisciplinar apresentado neste projeto, tendo em vista que um estudo acerca de sinais biológicos, sua composição e algumas interpretações básicas deve ser desenvolvido com os estudantes para que se tenha compreensão desta aplicação. Portanto, a aplicação aqui desenvolvida apresenta um problema desafiador de projeto a ser desenvolvido com finalidades acadêmicas.

## Referências

- [1] O. A. Beraldo, “Processamento digital do sinal de eletrocardiograma para aplicação em experimentos de fisiologia cardíaca”, Dissertação de Mestrado, Mestrado em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil, 1997. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-27112017-142134/pt-br.php>
- [2] G. Acar, O. Ozturk, A. J. Golparvar, T. A. Elboshra, K. Böhringer, e M. K. Yapici, “Wearable and Flexible Textile Electrodes for Biopotential Signal Monitoring: A review,” *Electronics*, vol. 8, no. 5, pp. 1–25, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/electronics8050479>
- [3] H. Limaye, e V. V. Deshmukh, “ECG noise sources and various noise removal techniques: A survey,” *International Journal of Application or Innovation in Engineering & Management*, vol. 5, no. 2, pp. 86–92. 2016. Disponível em: <https://www.ijaiem.org/Volume5Issue2/IJAIEM-2016-02-25-22.pdf>
- [4] N. O. Monteiro, D. C. Marçal, I. F. Bitencourt, L. S. Rocha, e E. C. Dias, “Habilidades dos Enfermeiros na Realização e Interpretação do Eletrocardiograma em Pronto Atendimento,” *Revista Científica Univivosa*, v. 10, n. 1, pp.1122–1126, 2018. Disponível em: <https://academico.univivosa.com.br/revista/index.php/RevistaSimpac/article/view/1197>
- [5] E. C. L. Santos, *Manual de Eletrocardiografia Cardiopapers*, 1ª ed. Rio de Janeiro, Brasil: Editora Atheneu, 2017.
- [6] B. Zhang, J. Zhao, X. Chen, e J. Wu, “ECG Data Compression Using a Neural Network Model Based on Multi-Objective Optimization,” *Plos One*, vol. 12, no. 10, pp. E0182500, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0182500>
- [7] G. V. D Barbosa, F. R. A. C. Baracho, J. R. T. Santos, e L. J. S. Damião, “Remoção da interferência de 60 Hz no sinal de ECG usando filtro notch digital,” *Brazilian Journal of Development*, vol. 5, no. 7, pp. 8725-8736, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.34117/bjdv5n7-082>
- [8] A. P. Júnior, *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: teoria, projetos, aplicações e laboratório*, 6ª ed. Porto Alegre, Brasil: Bookman, 2003.
- [9] J. Evangelista Neto, “Desenvolvimento de métodos de processamento e inteligência computacional no ECG ambulatorial,” Tese de Doutorado, Doutorado em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Pará, Belém, Brasil, 2012. Disponível em: [http://www.repositorio.ufpa.br/jspui/bitstream/2011/3798/4/Tese\\_DesenvolvimentoMetodosProcessamento.pdf](http://www.repositorio.ufpa.br/jspui/bitstream/2011/3798/4/Tese_DesenvolvimentoMetodosProcessamento.pdf)
- [10] D. Menegazzi, “Sistema de aquisição de sinais biomédicos: módulo didático de eletrocardiograma,” *Revista Vincci - Periódico Científico do UniSATC*, vol. 1, no. 1, pp. 142-149, 2016. Disponível em: <http://revistavincci.satc.edu.br/ojs/index.php/Revista-Vincci/article/view/27/20>
- [11] P. C. N. Cunha, “Um modelo de eletrocardiograma portátil de baixo consumo,” Dissertação de Mestrado, Programa de Modelagem Computacional de Conhecimento, Universidade Federal de Alagoas, Maceió, Brasil, 2012. Disponível em: <http://www.repositorio.ufal.br/bitstream/riufal/850/1/Um%20modelo%20de%20eletrocardi%C3%B3grafo%20port%C3%A1til%20de%20baixo%20consumo.pdf>

- [12] G. M. A. Silva; C. P. Soares, e O. A. Z. Sotomayor, “Teoria *wavelet* na análise de sinais de ECG como ferramenta de auxílio na detecção de arritmias cardíacas,” em *Anais do XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI)*, 2015, pp. 963–968.
- [13] M. T. Manenti, “Desenvolvimento de um protótipo de monitoramento do sinal elétrico cardíaco e diagnóstico de fibrilação atrial,” Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia de Computação, Universidade Federal de Santa Catarina, Araranguá, Brasil, 2018. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/191112>
- [14] A. C. Fernandes, I. N. D. Magalhães, M. A. Souza, A. G. Costa Junior, e C. M. Moreira, “Sistema de aquisição de sinais ECG processado pelo LabVIEW com comunicação *wi-fi* por meio do módulo ESP8266,” *Revista Principia*, no. 34, pp. 62-68, 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.18265/1517-03062015v1n34p62-68>
- [15] P. V. E. Souza, “Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para Plataforma Android,” Dissertação de Mestrado, Mestrado em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil, 2015. Disponível em: <https://repositorio.ufpe.br/handle/123456789/14022>