

EDITAL Nº 043/2021 – LAIS/UFRN

TEREZA BEATRIZ OLIVEIRA ASSUNÇÃO

RELATÓRIO DA FASE 2 - ENTREVISTA E DEFESA DO PROJETO

Perfil VI - Sistemas embarcados e biossensores

Natal/RN

2021

APRESENTAÇÃO

O presente relatório aborda o projeto desenvolvido para a segunda fase do Edital Nº 043/2021 - LAIS/UFRN - Seleção de pesquisadores para atuar no projeto "Pesquisa aplicada para integração inteligente orientada ao fortalecimento das redes de atenção para resposta rápida à sífilis", seguindo as orientações para os projetos do perfil VI - Sistemas embarcados e biossensores. Mais especificamente, serão abordados os aspectos técnicos do projeto de um eletrocardiograma (ECG).

SUMÁRIO

Apresentação.....	2
1. Introdução.....	4
1.1. Comportamento do sinal cardíaco	4
1.2. Comportamento dos ruídos associados ao sinal cardíaco	5
1.3. Frequência cardíaca e patologias possíveis	5
2. Projeto	6
2.1. Aquisição do sinal de ECG.....	6
2.2. Amplificador de instrumentação	8
2.3. Conversor A/D.....	9
2.4. Filtros analógicos/digitais	10
3. Desenvolvimento	11
3.1. Ferramentas de hardware utilizadas	11
3.2. Ferramentas matemáticas utilizadas.....	12
3.3. Ferramentas de software utilizadas	12
4. Resultados.....	Erro! Indicador não definido.
5. Referências	12

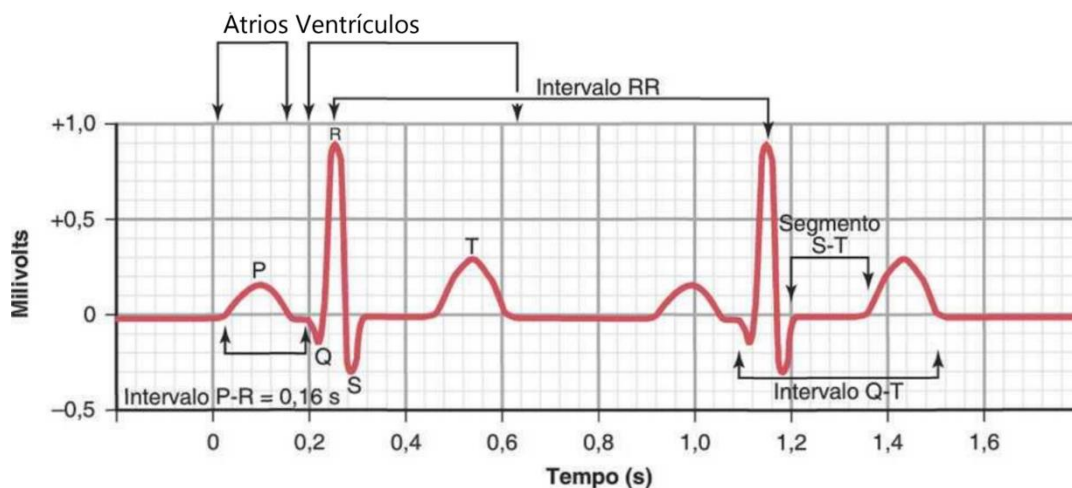
1. INTRODUÇÃO

Para projetar um canal de instrumentação biomédica que seja capaz de realizar a aquisição e processamento de sinais cardíacos, é preciso inicialmente levar em consideração o comportamento dos sinais que serão abordados.

1.1. Comportamento do sinal cardíaco

O coração é o órgão responsável por promover o fluxo sanguíneo para todo o corpo. Esse bombeamento ocorre por causa de uma contração dos músculos cardíacos, que é induzida por um impulso elétrico emitido pelo nó sinoatrial (músculo cardíaco especializado que funciona como o marca-passo natural do coração). A corrente gerada por este nó se propaga rapidamente por outras fibras especializadas, causando contrações nas células musculares do coração, e parte dela se propaga até a superfície do corpo. O sinal resultante desse processo é um sinal periódico que possui um formato característico, e que apresenta mudanças perceptíveis em casos de pacientes com patologias cardíacas (Figura 1). Além disso, os sinais cardíacos estão predominantemente entre a faixa de frequência de 0.05 a 100 Hz (BRONZINO, 2006).

Figura 1 - Sinal cardíaco



Fonte: Guyton e Hall (2011)

O sinal cardíaco resultante de um exame de ECG é uma relação entre o tempo (em segundos) e o potencial elétrico (em millivolts) gerado pela corrente que chegou à superfície do corpo. Como visualizado na Figura 1, foram atribuídas letras (P a T) para identificar os picos e vale característicos desse sinal. A onda P, que ocorre no início do processo de contração, é o potencial gerado pela despolarização dos átrios, o que causará sua contração, levando o sangue para os ventrículos. O complexo QRS é gerado pela despolarização dos ventrículos, que em seguida irão causar as contrações ventriculares e, conseqüentemente, a pulsação do sangue para a corrente sanguínea. Por fim, a onda T ocorre quando os músculos ventriculares estão se restabelecendo do estado de despolarização. Após um pequeno intervalo o estímulo do nó sinoatrial é enviado novamente, e o ciclo cardíaco se repete, iniciando com a onda P e finalizando com a T (GUYTON e HALL, 2011).

O exame ECG é de extrema importância para o acompanhamento desse comportamento cardíaco, pois pode indicar se o coração do paciente está funcionando de forma correta. Pelo sinal resultante é possível realizar o cálculo da frequência cardíaca, para isso é analisado o período do sinal (definido pelo intervalo de tempo entre dois picos R, por exemplo) e, com esse valor, é calculado o seu inverso e, em seguida, multiplicado por 60, resultando em um valor na unidade de batimentos por minuto. Por exemplo, se o período é de 0,75 segundo, para determinar a frequência é realizado o cálculo $(1/0,75) * 60$, que resulta em 80 batimentos por minuto. Além disso, anomalias no sinal podem indicar patologias cardíacas no paciente.

1.2. Comportamento dos ruídos associados ao sinal cardíaco

O ECG é um exame não invasivo, ou seja, a aquisição dos sinais é feita de forma superficial, mantendo os eletrodos em contato com a pele. Por esse motivo, o sinal resultante é associado com ruídos indesejados, como da rede elétrica, de contrações musculares, e variações na linha de base. Cada um deles possui características e comportamentos diferentes, o que contribui para a filtragem do sinal desejado.

A rede elétrica está presente em diversas situações, em um equipamento de ECG ela pode estar conectada diretamente como fonte de energia, ou ainda de forma indireta pelo ambiente. Essa interação causa interferência no sinal captado pelo ECG, gerando um ruído de 60Hz por todo o sinal cardíaco. Outro ruído que pode estar presente nesse sinal é proveniente das contrações musculares do corpo. Elas produzem um estímulo elétrico que é percebido pelo eletrodo, gerando um sinal que usualmente está a uma frequência de 2 a 500 Hz (BRONZINO, 2006), a qual é similar ao sinal cardíaco. Já, as variações na linha de base do sinal cardíaco são flutuações do sinal, representadas pelo deslocamento dos potenciais em relação à linha do potencial zero, como representado na Figura 2 (FERNANDES, 2017).

Figura 2 - Sinal com variação na linha de base



Fonte: Vilela (2020)

1.3. Frequência cardíaca e patologias possíveis

Analisando o resultado do eletrocardiograma, é possível calcular a frequência cardíaca do paciente, levando em conta o intervalo entre dois eventos de uma mesma onda (por exemplo, entre um pico R e o seguinte pico R). Algumas patologias cardíacas também podem ser identificadas a partir de um ECG, pois cada anomalia causará diferentes mudanças na curva resultante do exame.

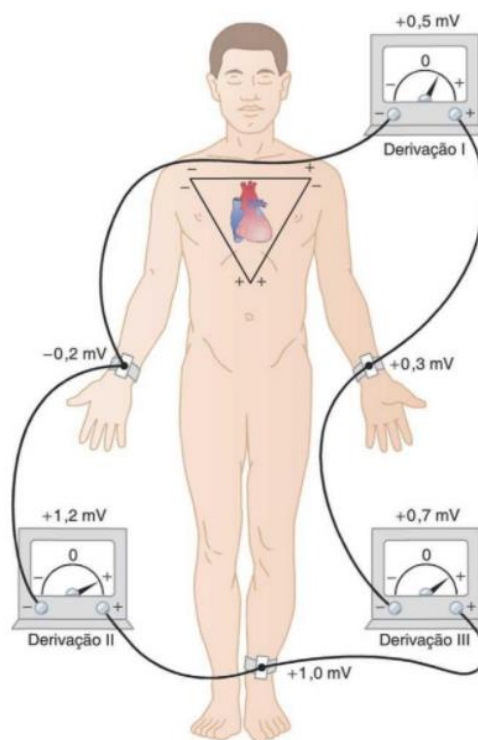
2. PROJETO

Para obter um sinal resultante ideal em um projeto de ECG são necessárias algumas configurações específicas e outras mais gerais, como: o posicionamento correto dos eletrodos, utilização de amplificadores, conversão analógico/digital, e filtragem do sinal.

2.1. Aquisição do sinal de ECG

Para realizar a aquisição da atividade elétrica cardíaca é necessário posicionar eletrodos que captem esses sinais. A primeira configuração criada para realizar um ECG, proposta por Einthoven, consistia na medição dos potenciais do braço direito, do braço esquerdo e do tórax. Em seu experimento, Einthoven calculou a diferença de potencial entre cada uma das medidas, gerando as chamadas derivações eletrocardiográficas, as quais formam o desenho de um triângulo, e que estão representadas na Figura 3. A derivação I (DI) é a diferença de potencial entre braços direito e esquerdo. A derivação II (DII) é a diferença de potencial entre braço direito e perna. E a derivação III (DIII) é a diferença de potencial entre braço esquerdo e perna. Assim, o sinal DII é igual a soma das outras duas derivações.

Figura 3 - Derivações eletrocardiográficas e triângulo de Einthoven

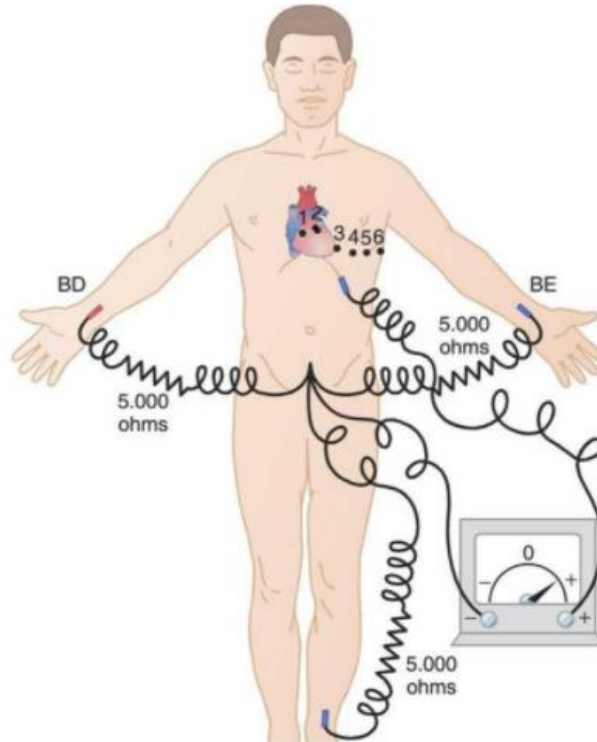


Fonte: Guyton e Hall (2011)

Com o passar dos anos surgiram outras configurações. Goldberger propôs comparar os valores captados pelos 3 eletrodos já existentes com um potencial nulo, para obter os valores de tensão absoluta, criando assim mais 3 derivações, que foram chamadas de AVR, AVL e AVF. Houve ainda a contribuição de Wilson, que adicionou 6 eletrodos ao exame. Estes são posicionados próximos ao coração, medindo a atividade elétrica de forma mais

precisa por meio das chamadas derivações torácicas (Figura 4). Essa nova configuração permitiu a obtenção de mais 6 derivações, somando 12 derivações ao total, que são as utilizadas nos equipamentos de ECG comerciais atuais.

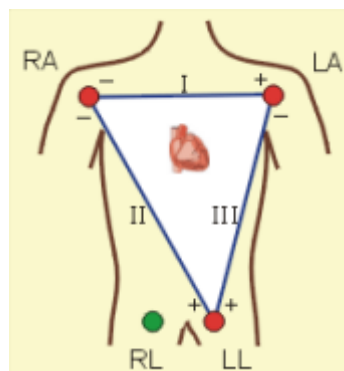
Figura 4 – Posição dos eletrodos para registro das derivações torácicas



Fonte: Guyton e Hall (2011)

Para simplificar a aquisição dos sinais, nesse projeto, foi escolhida uma configuração adaptada da proposta por Goldberger, obtendo apenas as derivações I, II e III, a qual pode ser visualizada na Figura 5. Esta opção é capaz de satisfazer os requisitos propostos para o projeto como, análise do sinal, da frequência cardíaca e de algumas patologias. Além disso, por ser uma configuração mais simples, está mais compatível com o período disponibilizado para seu desenvolvimento.

Figura 5 – Posicionamento dos eletrodos utilizado no projeto

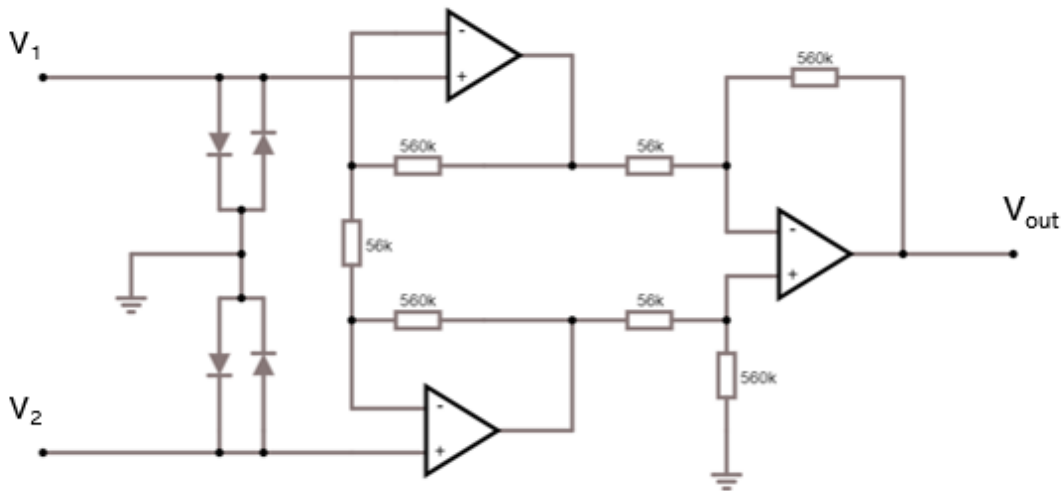


Fonte: Nascimento (2019)

2.2. Amplificador de instrumentação

Os sinais bioelétricos, por possuírem uma baixa amplitude, precisam ser amplificados. Para isso se faz uso de um amplificador operacional, o mais recomendado para essa aplicação é o amplificador de instrumentação, pois ele tem a vantagem de possuir taxa de rejeição de modo comum e impedância de entrada elevadas. Para esse projeto foi utilizado o amplificador de instrumentação cujo esquema está representado na Figura 6.

Figura 6 - Amplificador de instrumentação



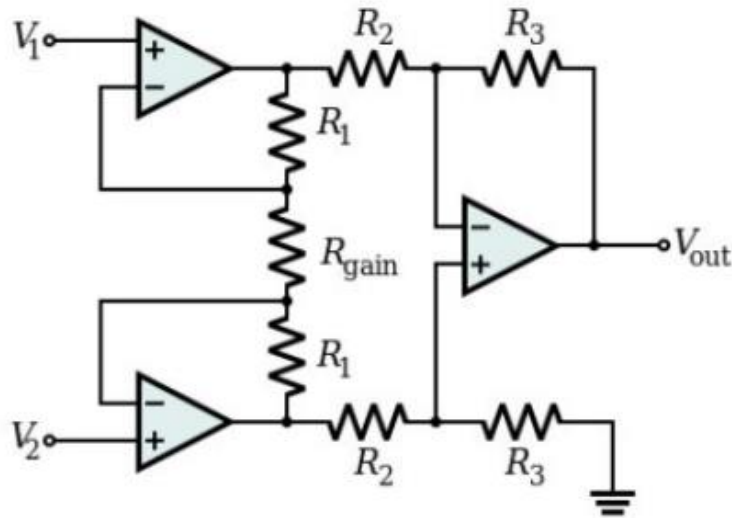
Fonte: Elaborada pelo autor

Utilizando a primeira equação para cálculo do ganho, a qual é mais bem explicitada no trabalho de Vilela (2020), é possível determinar o ganho para este amplificador. As variáveis utilizadas nesta equação estão de acordo com a Figura 7, nela é possível identificar as duas voltagens de entrada e a de saída, assim como as resistências. Realizando os cálculos, encontra-se que o amplificador tem ganho de $2 * 10^6$ ou 126 dB, utilizando a relação da segunda equação disponível em Razavi (2006).

$$\frac{V_{out}}{V_2 - V_1} = A_v = \left(\frac{R_3}{R_2}\right) * \left(\frac{2R_1}{R_{gain}} + 1\right)$$

$$A_v|_{dB} = 20 \log \frac{v_{out}}{v_{in}}$$

Figura 7 – Desenho esquemático do amplificador de instrumentação

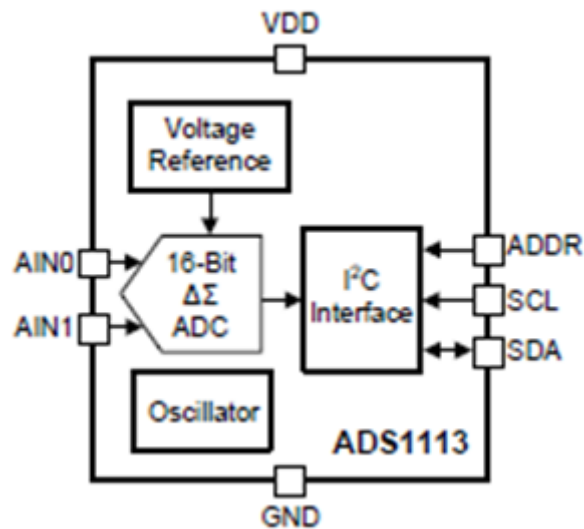


Fonte: Vilela (2020)

2.3. Conversor A/D

Os sinais captados pelos eletrodos no exame do ECG são analógicos, sendo assim, para ser possível realizar um processamento digital dos dados é preciso converter o sinal. Por esse motivo, neste projeto, após a amplificação do sinal foi utilizado um conversor analógico/digital. O módulo escolhido para este projeto foi o ADS1113, conversor analógico digital da Texas Instruments, com resolução de 16 bits e taxa de amostragem de 8 a 860 amostras por segundo. Esta taxa está de acordo com o teorema de Nyquist, o qual determina que o sinal deve ser amostrado a uma taxa, pelo menos, duas vezes maior do que sua frequência. Quanto à comunicação, o conversor utiliza o protocolo I²C, fornecendo os dados digitais por uma conexão de apenas dois fios de comunicação (dados e clock). Na Figura 8 está uma imagem do diagrama de blocos do conversor escolhido.

Figura 8 - Conversor analógico/digital

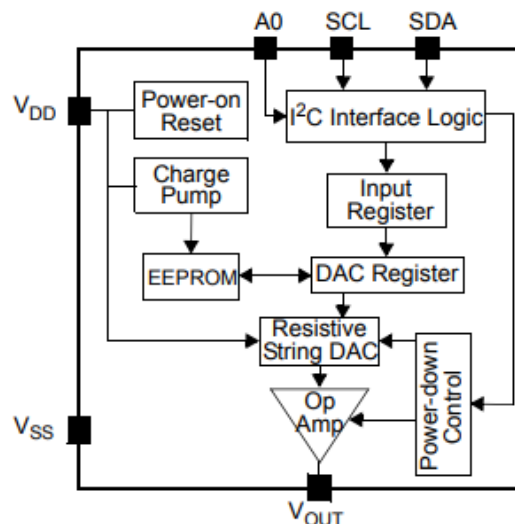


Fonte: Texas Instruments (2018)

2.4. Conversor digital/analógico

Os sinais processados pelo arduino estão em formato digital, porém, para apresentar o resultado desse processamento, neste projeto, foi utilizado um osciloscópio. Sendo assim, fez-se necessária a conversão dos sinais digitais para analógico. Para realizar essa conversão foi utilizado o MCP4725, conversor digital analógico da Microchip, com resolução de 12 bits e comunicação I²C. Na Figura 9 está uma imagem do diagrama de blocos do conversor escolhido.

Figura 9 - Conversor Digital/analógico



Fonte: Microchip (2009)

2.5. Filtros analógicos/digitais

Para reduzir os ruídos que surgem durante a aquisição do sinal, é necessário realizar uma filtragem, que pode ser feita de forma analógica ou digital. Neste projeto foram utilizados filtros digitais baseados em filtragens

descritas nos trabalhos de Rahmatillah e Ataulkarim (2017), e Kher (2019), são eles:

- **Filtro passa alta:** Utilizado para diminuir as oscilações da linha de base. É modelado de forma que permita passar apenas as faixas de frequência acima da frequência de corte. O filtro implementado nesse projeto foi um filtro adaptativo IIR de segunda ordem;
- **Filtro notch:** Utilizado para filtrar ruído de interferência da rede elétrica (60Hz). É modelado de forma que permita passar todas as faixas de frequência, com exceção da faixa que se quer eliminar, nesse caso, 60Hz. Idealmente esse filtro removeria apenas a frequência indesejada, porém na prática há remoção de uma pequena faixa próximo ao valor definido no filtro. O filtro implementado nesse projeto foi um filtro adaptativo IIR de segunda ordem;
- **Filtro passa baixa:** Utilizado para filtrar as interferências dos sinais elétricos musculares. É modelado de forma que permita passar apenas as faixas de frequência abaixo da frequência de corte. O filtro implementado nesse projeto foi um filtro adaptativo IIR de segunda ordem.

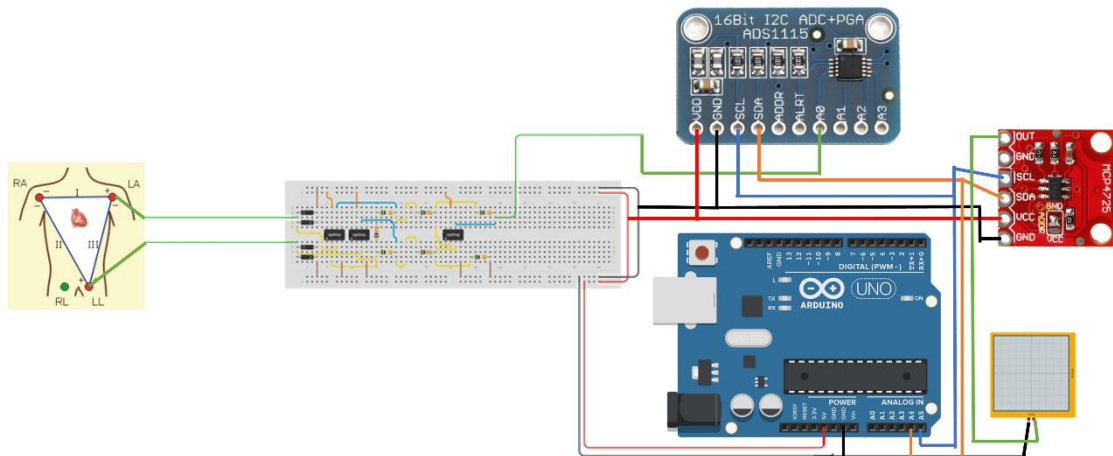
3. DESENVOLVIMENTO

Levando em consideração os pontos de comportamento do sinal cardíaco e configurações para sua correta aquisição, já abordados nesse relatório, foi projetado o canal de instrumentação biomédica para aquisição e processamento de sinais cardíacos. Para isso, foram utilizadas algumas ferramentas, como Arduino (hardware) e C++ (software).

3.1. Ferramentas de hardware utilizadas

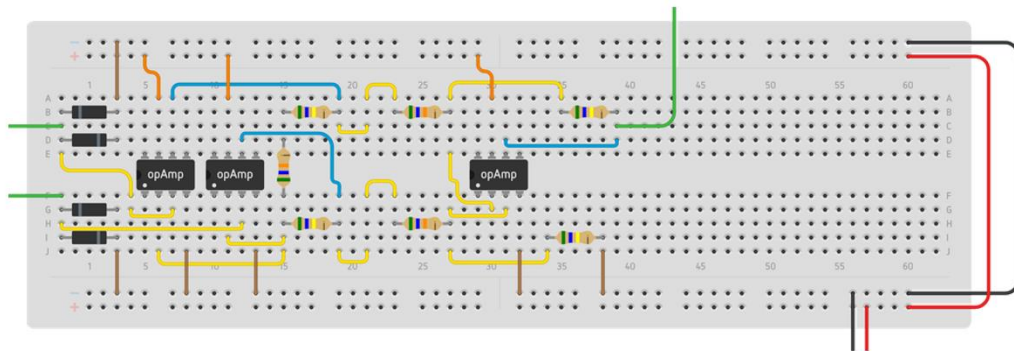
Para a aquisição o projeto utiliza eletrodos, circuitos na protoboard para amplificação e módulo para conversão do sinal. Para processá-los, foi utilizado o Arduino. Ao final, o sinal filtrado é apresentado em um osciloscópio. As imagens dos circuitos projetados estão abaixo.

Figura 10 - Esquema utilizado



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 11 - Foco no circuito do amplificador



Fonte: Elaborada pelo autor

3.2. Ferramentas matemáticas utilizadas

O código foi programado em C++. No software foram processados os sinais utilizando filtros digitais. O sinal após processado foi transmitido para um conversor digital/analógico.

3.3. Ferramentas de software utilizadas

Para o desenvolvimento dos filtros foram utilizados filtros adaptativos IIR, passa-alta, passa-baixa e notch, que seguem uma função de transferência com coeficientes, um exemplo está na equação abaixo, utilizada para o filtro notch. Os coeficientes dos filtros passa-alta e passa-baixa foram calculados com auxílio da fdatool do Matlab.

$$H(z) = \frac{1 - 2 \cos(w_0) z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r \cos(w_0) z^{-1} + r^2 z^{-2}}$$

4. CONCLUSÕES

Não foi possível realizar simulações do projeto proposto devido ao tempo disponível para sua implementação. Além disso, apesar do projeto focar na utilização de 3 eletrodos, fazendo a aquisição de 3 derivações, os exemplos

esquemáticos e código está considerando apenas dois eletrodos e uma derivação, para simplificação.

5. REFERÊNCIAS

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

Microchip Technology inc. **12-Bit Digital-to-Analog Converter with EEPROM Memory in SOT-23-6**, 2009. Disponível em: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/mcp4725.pdf>

Texas Instruments. **ADS111x Ultra-Small, Low-Power, I 2C-Compatible, 860-SPS, 16-Bit ADCs With Internal Reference, Oscillator, and Programmable Comparator**, 2018. Disponível em: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1113.pdf?ts=1633836574500&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FADS1113

RAHMATILLAH; ATAULKARIM. **IIR digital filter design for powerline noise cancellation of ECG signal using arduino platform**. 2017. Disponível em < <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/853/1/012009/pdf> >

KHER, R. **Signal Processing Techniques for Removing Noise from ECG Signals**. 2019. Disponível em: < <http://www.jscholaronline.org/articles/JBER/Signal-Processing.pdf> >