



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

**PROGRAMA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA VOLUNTÁRIA – PICVOL**

**Eletrocardiograma digital de baixo custo**

Área do conhecimento: Ciência da Computação  
Subárea do conhecimento: Sistemas de Computação  
Especialidade do conhecimento: Hardware

Relatório Parcial

Este projeto é desenvolvido com bolsa de iniciação científica  
PICVOL



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

## **1. ATIVIDADES REALIZADAS**

O plano de trabalho previa para a primeira etapa o desenvolvimento de uma placa de captura de sinais específica para o eletrocardiograma (ECG).

| CRONOGRAMA DE ATIVIDADES                     |     |     |             |     |     |     |     |     |             |     |     |     |
|--|-----|-----|-------------|-----|-----|-----|-----|-----|-------------|-----|-----|-----|
| Atividade                                    | Ago | Set | 2018<br>Out | Nov | Dez | Jan | Fev | Mar | 2019<br>Abr | Mai | Jun | Jul |
| IMPLEMENTAÇÃO DA PLACA DE CAPTURA DE SINAL   |     |     |             |     |     |     |     |     |             |     |     |     |
| IMPLEMENTAÇÃO DO SOFTWARE A RODAR NO ARDUINO |     |     |             |     |     |     |     |     |             |     |     |     |

*Figura 1: Plano de trabalho*

Primeiramente foram realizados testes numa placa desenvolvida para a captura de sinais de miografia adaptada para o ECG, foi realizado também um estudo da literatura a fim de mostrar uma visão mais atualizada do problema abordado, além do desenvolvimento de novos circuitos de captura, simulações e implementações na protoboard dos mesmos.

## **2. JUSTIFICATIVA DE ALTERAÇÃO NO PLANO DE TRABALHO**

Não se aplica

## **3. OUTRAS ATIVIDADES**

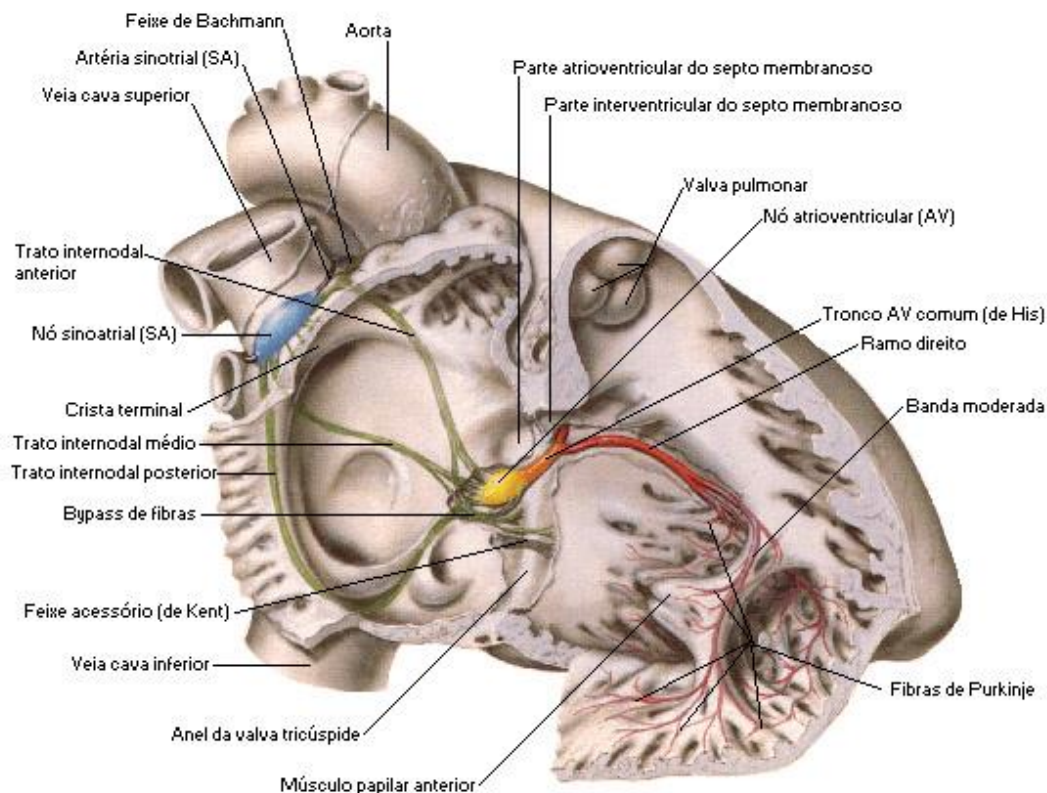
Não foram realizadas outras atividades.

## **4. REVISÃO DA LITERATURA**

O coração é um órgão complexo de extrema importância para o corpo humano, sua atividade é controlada por impulsos elétricos provenientes do nó sinoatrial responsável assim por manter o ritmo das contrações dos átrios e ventrículos, e consequentemente impulsionando o sangue para o corpo num ritmo padrão. O potencial elétrico desse nó é de aproximadamente -85mV antes da excitação, em seguida o coração é percorrido por uma onda de despolarização que cresce com taxa de 150V/s e na sua fase de repolarização os potenciais das membranas são restabelecidos até o final do ciclo cardíaco. Essas fases são chamadas de sístole (contração) e diástole (relaxamento). (WEBSTER, 2009).



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**



*Figura 2: Anatomia do coração.  
Fonte: NETTER (2000).*

Nota-se na figura 2 a localização do nó sinoatrial acima do átrio direito na sua junção com a veia cava superior, e suas conexões para o nó atrioventricular responsável por propagar o sinal aos ventrículos realizando assim a contração dos mesmos.

Apesar de ser uma entidade complexa o coração pode ser aproximado a um dipolo localizado no centro do tórax cuja magnitude e orientação variam com o tempo, e seu sinal elétrico se propaga por todo o volume condutor (tórax e membros) que se comporta como uma carga resistiva, permitindo que com eletrodos de superfície esse potencial elétrico seja medido. (WEBSTER, 2009).

O registro do ECG se dá pelo diferencial do sinal entre dois pontos distintos do corpo, nas derivações bipolares descritas por Einthoven, o corpo humano é modelado como um triângulo composto pelo braço esquerdo, braço direito e perna esquerda, posições estas que se encontram a uma mesma distância do coração no ponto de vista elétrico (Figura 3 – esquerda). Para as derivações unipolares os eletrodos são dispostos no tórax (Figura 3 – direita) de modo a pegar a diferença entre o eletrodo positivo próximo ao coração e o



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

eletrodo negativo que se encontra a uma distância muito grande do ponto de vista elétrico, sendo utilizado para isso uma combinação determinada de “terminal central de Wilson” como mostra a figura 4. (FOTIADIS et al., 2006)

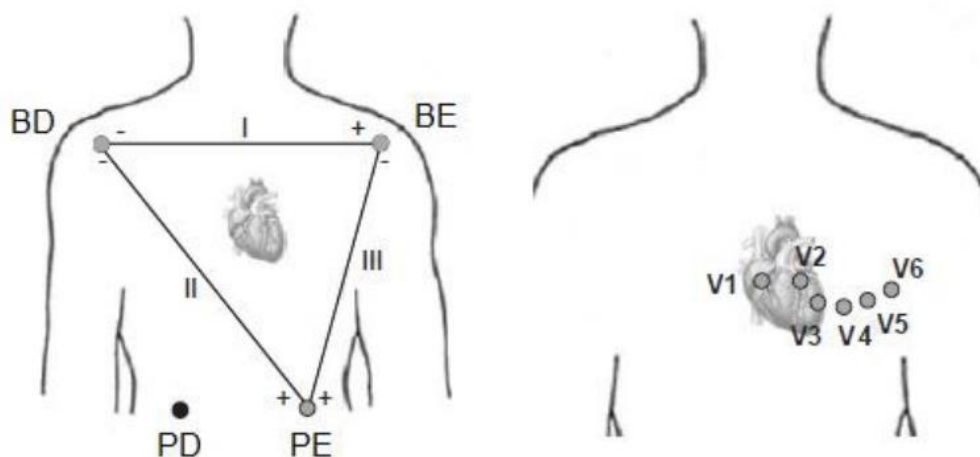


Figura 3: Derivações do ECG, esquerda bipolares e direita unipolares (precordiais). Fonte: Adaptado de (FOTIADIS et al. 2006).

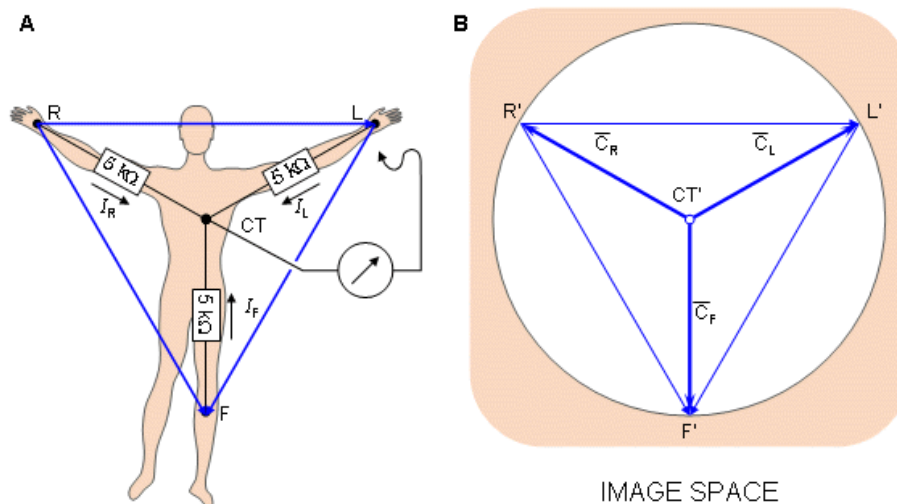


Figura 4: Terminal central de Wilson (CT). a) obtenção do CT. b) vetor elétrico do CT. Fonte: Adaptado de (FRANK et al. 1944).

Devido ao fato dos sinais de um ECG serem da ordem de alguns microvolts ou milivolts estes não podem ser conectados diretamente a algum dispositivo de visualização e precisam passar primeiro por um circuito de amplificação e filtragem, para que seus valores de tensão sejam adequados com os equipamentos de medição, e para eliminar quaisquer



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

ruídos exteriores ao sinal do coração, sendo usual utilizar a faixa de frequência de 0.67-40Hz para o monitoramento do ECG, e de 0.05-100Hz para o estudo clínico de maior precisão (Tabela 1). (PRUTCHI, 2005).

*Tabela 1: Relação entre as aplicações eletrocardiográficas e suas faixas de frequência.*

| <b>Aplicação</b>   | <b>Faixa de frequência</b> |
|--|----------------------------|
| <i>Heart rates (R-R intervals)</i>                         | 0.5–3.5 Hz                 |
| <i>R-R variability due to thermoregulation</i>             | 0.01–0.04 Hz               |
| <i>R-R variability due to baroreflex dynamics</i>          | 0.04–0.15 Hz               |
| <i>R-R variability due to respiration</i>                  | 0.15–0.4 Hz                |
| <i>P,QRS,T complex</i>                                     | 0.05–100 Hz                |
| <i>Ventricular late potentials</i>                         | 40–200 Hz                  |
| <i>Bandwith requirement for clinical ECG/rate monitors</i> | 0.67–40 Hz                 |

*Fonte: Adaptado de PRUTCHI & NORRIS (2005).*

O sinal do ECG é muito suscetível a interferências como a de um desfibrilador ou outras fontes externas, suas amplitudes podem chegar a 5000V (Tabela 2) tendo uma duração de 5 a 20ms, tempo mais que suficiente para danificar os componentes do circuito, assim, se fazem necessários circuitos de proteção para que o eletrocardiógrafo opere dentro de um limite seguro. O arranjo presente na figura 5 é um circuito *clipper*, o qual a partir de um sinal de entrada, ele permite a passagem do mesmo desde que esteja entre uma determinada faixa de valores, limitando o que ultrapassar. (BARSAYAN et al. 2017).

*Tabela 2: Sources of Input transient and its typical magnitude*

| <b>Source of Input Transients</b>           | <b>Typical Magnitude</b> |
|---|--------------------------|
| <b>Defibrillation</b>                       | ~ 5000 V                 |
| <b>Electrostatic discharge (ESD)</b>        | ≥ 2000 V                 |
| <b>Electrosurgical RF units</b>             | ~ 300 – 2000 V           |
| <b>Accidental contact with power supply</b> | ~ 110 – 220 V            |

*Fonte: BARSAYAN et al. 2017;*



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

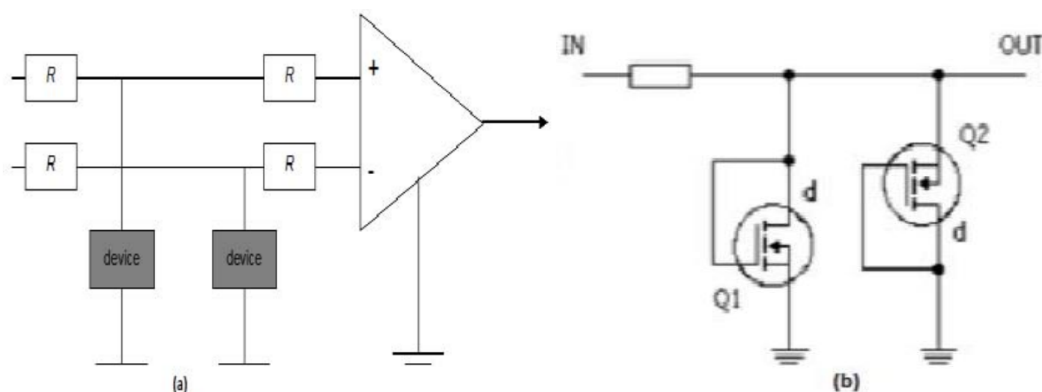


Figura 5: a) Circuito amplificador operacional com resistores de limitação de corrente e limitadores de tensão. b) Circuito clipper usando Mosfet. Fonte: BARSAYAN et al. 2017;

## 5. METODOLOGIA OU DESCRIÇÃO TÉCNICA

O primeiro passo foi esquematizar como seria o funcionamento do aparelho de ECG, primeiramente tem-se a etapa de entrada do circuito com os sinais provenientes dos eletrodos de superfície, acoplados aos membros do paciente, em seguida esses sinais passam por etapas de instrumentação, amplificação e filtragem, para que fossem obtidos sinais correspondentes as 3 derivações principais do ECG (DI, DII e DIII) livres de ruídos provenientes de fontes externas ao coração, a exemplo da rede elétrica. Por fim os sinais passariam por uma etapa de conversão A/D (analógico-digital) para que pudessem ser enviados pela rede a ser desenvolvida para monitoramento. O diagrama de blocos a seguir na figura 6 ilustra as etapas apresentadas.



Figura 6: Diagrama de blocos da aquisição do ECG



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

A etapa contendo o amplificador de instrumentação é de extrema importância para a captura de sinais uma vez que proporciona uma impedância de entrada muito alta, rejeição de modo comum também muito elevada, ganho elevado além de outras características fundamentais para aplicações médicas. As etapas de filtragem com passa altas e passa baixas são necessárias para remover os componentes DC do sinal e eliminar ruídos que aparecem em frequências muito elevadas, limitando a captura aos sinais referentes ao ECG.

Para a etapa de instrumentação foi utilizada uma combinação de 3 amplificadores operacionais TL084, em seguida um filtro passa altas com frequência de corte em 0.1Hz e um filtro passa baixas com frequência de corte em 100Hz, além do circuito de DRL que defasa e amplifica o sinal comum às entradas e injeta de volta ao corpo do usuário para atenuar o ruído comum.



*Figura 7: Placa de captura de sinais.*



*Figura 8: Eletrodos de superfície, cabo e conectores.*

A etapa de conversão A/D será abordada com mais profundidade na segunda etapa do projeto, nesta primeira etapa o principal meio de observação e captura do sinal foi o osciloscópio e em paralelo foi testada a captura utilizando o Arduino que necessitava de um circuito somador para deixar o sinal sempre positivo evitando a queima da seu conversor AD interno. Para este caso foram implementados alguns códigos de teste utilizando a taxa



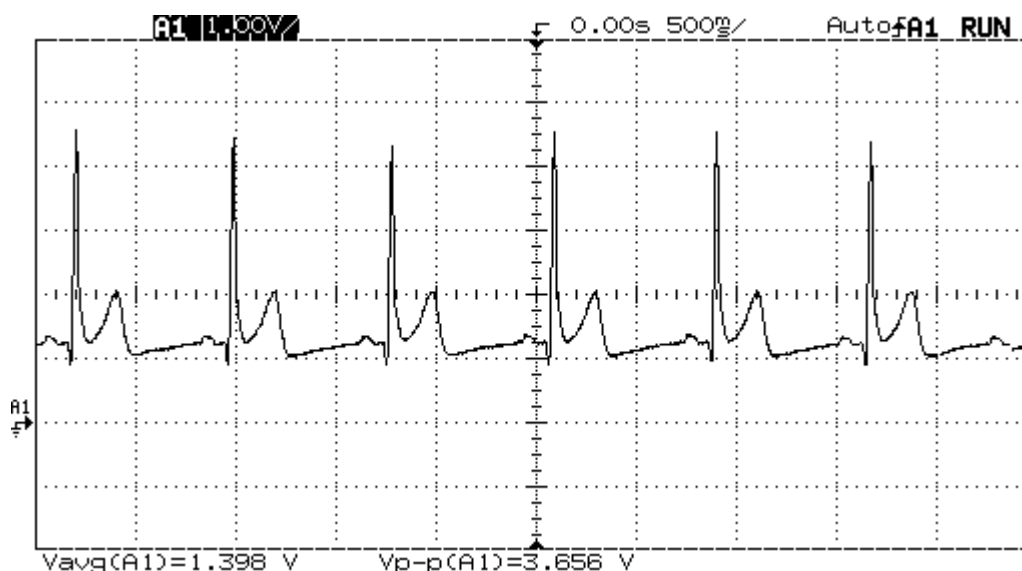


**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

de 200 amostras/s enviando os dados para um programa criado em C# responsável por armazenar no computador no formato de um arquivo de texto, e exibindo na tela utilizando o plotter da própria IDE de desenvolvimento. Para os testes foi escolhida a primeira derivação (DI) como alvo, dispondo os eletrodos nos dois antebraços juntamente com a perna direita e nos dois peitorais maiores novamente com a perna direita.

## 6. RESULTADOS PRELIMINARES

Foram realizados testes com a placa de captura desenvolvida até o momento utilizando a primeira derivação (DI), primeiramente com eletrodos posicionados nos antebraços esquerdo e direito e depois com os eletrodos no peitoral maior junto aos ombros.



*Figura 9: Captura de dados com osciloscópio*

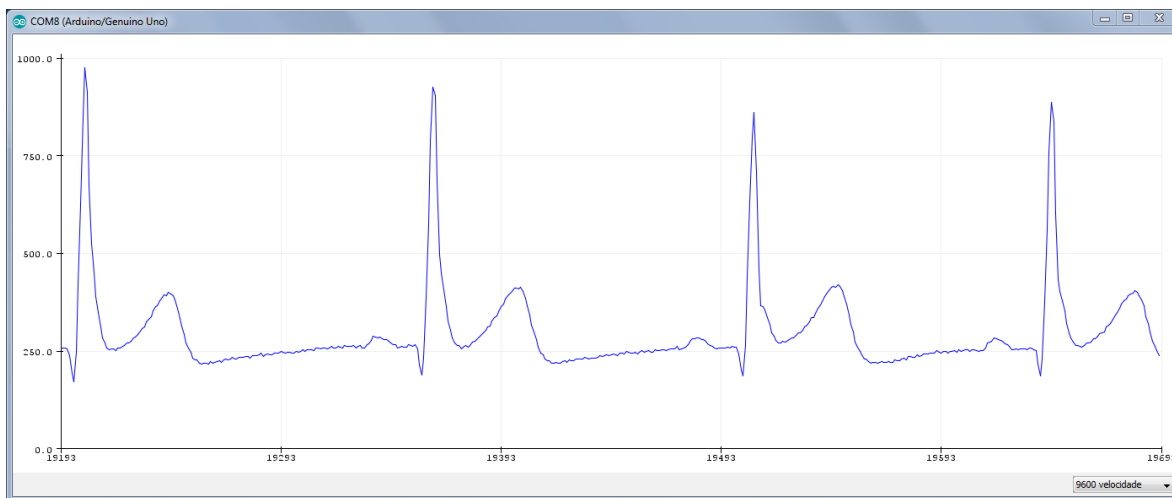
O sinal capturado apresenta boa definição dos segmentos característicos de um eletrocardiograma entretanto o ruído de 60Hz decorrente da rede elétrica é muito presente e precisa ser eliminado. Ao analisar o projeto do circuito foi encontrado um erro no projeto do DRL da placa testada, o qual pode ser a causa do ruído muito presente.

Em paralelo ao uso do osciloscópio a captura com o Arduino mostrou os seguintes resultados.





**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**



*Figura 10: Captura de dados com arduino*

A captura com o Arduino precisa ser aperfeiçoada e incrementada para que além dos dados referentes ao valor de tensão medidos sejam enviados também o tempo o qual foi realizado cada medição (muito importante para a análise do ECG e a detecção de problemas cardíacos). Até o momento esse fluxo de dados está demandando muito do seu processador limitado para trabalhar com marcas de tempo tão pequenas, ao enviar para o computador apenas as medições não foram observados problemas, entretanto ao enviar juntamente as medidas de tempo, por ser utilizada a classe microseconds o processamento ficava prejudicado necessitando de ajustes para operar corretamente.

Durante as simulações, os circuitos concebidos operaram como o esperado, o circuito da figura 11 apresenta a etapa de instrumentação seguida do filtro passa altas e do passa baixas, todos implementados utilizando filtros ativos com o amplificador operacional TL084CN. Pode-se observar a resposta do filtro passa altas na figura 13 estabelecendo um corte de frequências abaixo de 0.1Hz, e na figura 12 a resposta do filtro passa altas com corte em aproximadamente 100Hz.



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

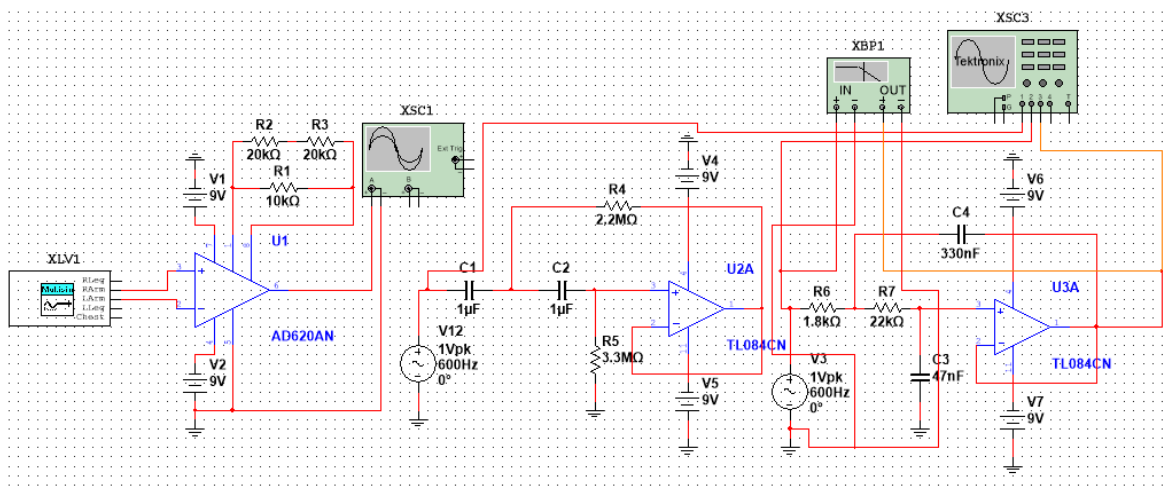


Figura 11: Circuito de condicionamento do ECG, etapas de instrumentação e filtragem alta e baixa.

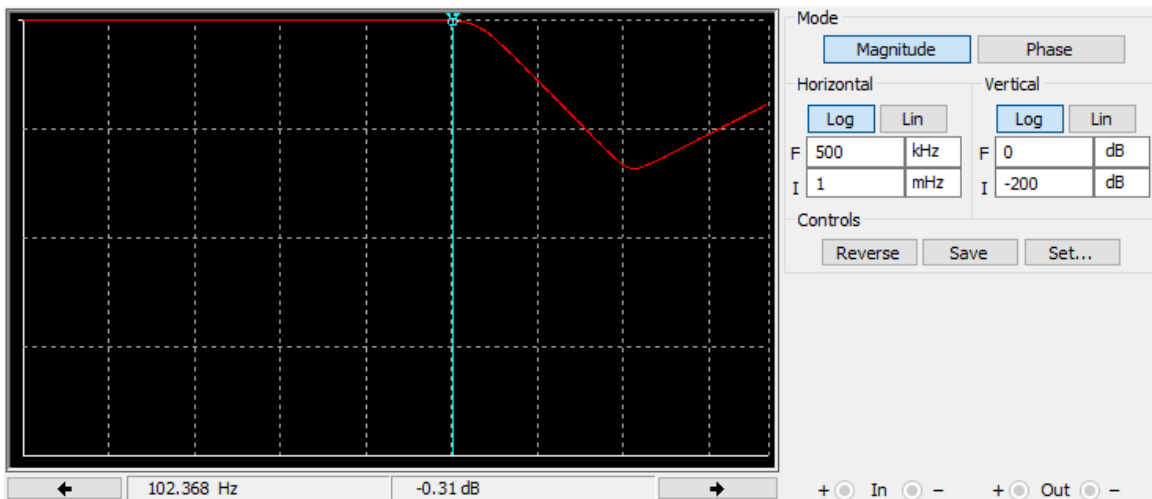


Figura 12: Resposta do filtro passa baixas.



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

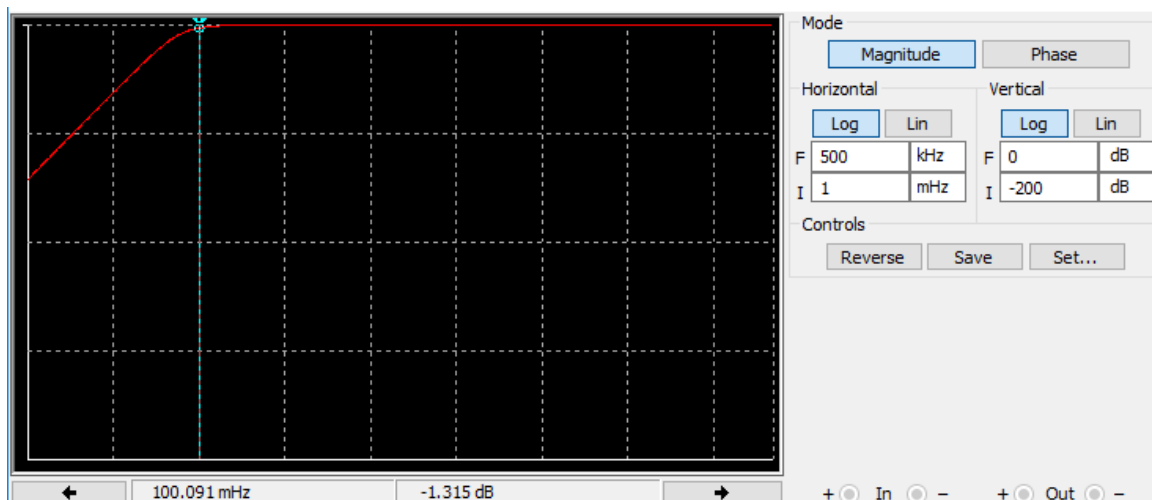


Figura 13: Resposta do filtro passa altas.

Também foi simulado o funcionamento do filtro notch para atenuação de sinais de 60Hz, seu esquema pode ser conferido na figura 14, e sua resposta em função da frequência na figura 15, onde pode-se observar que para sinais próximos de 60Hz o ganho é de cerca de -42dB o que corresponde a aproximadamente 0.007943 V/V que equivale a uma atenuação de 125 vezes no sinal, tornando-o desprezível em relação as outras frequências de observação.

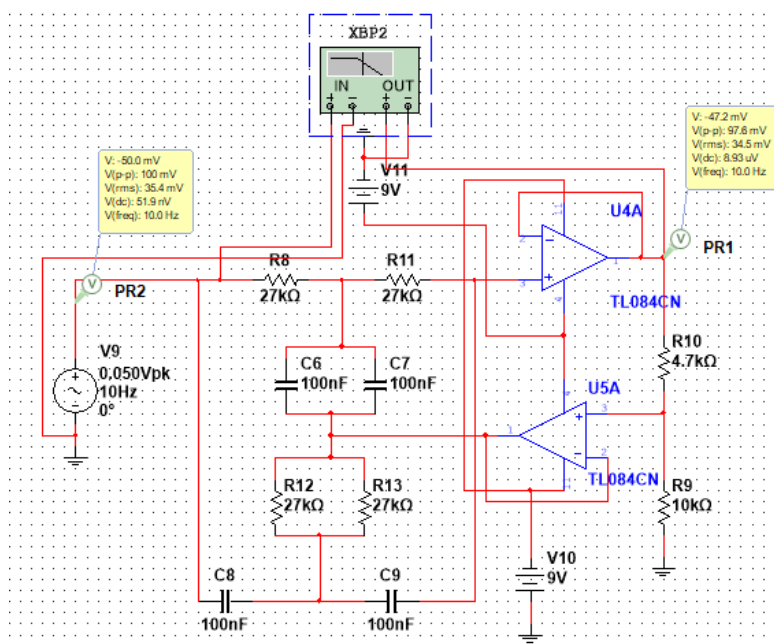
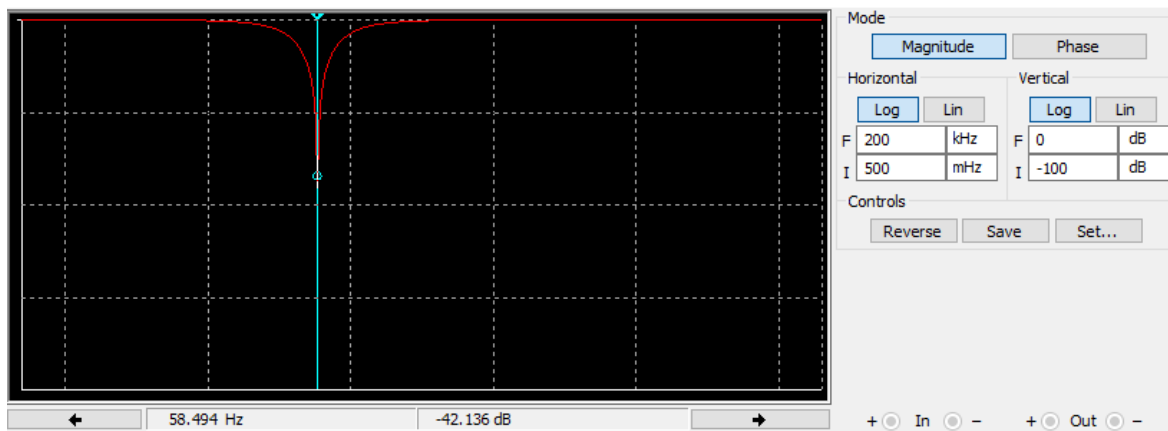


Figura 14: Circuito notch para atenuação de sinais de 60Hz



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**



*Figura 15: Resposta de ganho em frequência do circuito notch.*

Foi observado também que o conector juntamente com o cabo presos aos eletrodos são uma fonte de ruído e de erros já que não são os mais apropriados para o uso, ficando para o próximo momento do projeto uma melhoria em ambos.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- a. COUGHLIN, Robert F.; DRISCOLL, Frederick F.; **Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits** (2nd Ed.1982. ISBN 0-13-637785-8)
- b. PRUTCHI, David; NORRIS, Michael. **Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and testing of medical devices**. John Wiley & Sons, 2005.
- c. WEBSTER, John. **Medical instrumentation: application and design**. John Wiley & Sons, 4th ed., 2009.
- d. SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microelectronic circuits**. USA: Oxford University Press, 6 ed., 2009.
- e. BARSAYAN, Mayank; P. P. Bansod; **Protection circuit design for Electrocardiograph (ECG) with input filtering**. 8th ICCNT 2017
- f. FOTIADIS, D. I. et. al. Electrocardiogram (ECG): Automated Diagnosis. In: AKAY, M. **Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering**. USA: John Wiley & Sons, 2006.
- g. FRANK N., Wilson et al. **The precordial electrocardiogram**. Am. Heart J. 27: 19-85, 1944.



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

h. NETTER, Frank H.; **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.