

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E ELETRÔNICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELETRÔNICA

Giovani de Medeiros Júnior

SISTEMA PARA AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DO SINAL DE ECG FETAL

Florianópolis

2022

Giovani de Medeiros Júnior

SISTEMA PARA AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DO SINAL DE ECG FETAL

Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em Engenharia Eletrônica do Centro Tecnológico da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.
Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD

Florianópolis

2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

de Medeiros Junior, Giovani
SISTEMA PARA AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DO SINAL DE ECG
FETAL / Giovani de Medeiros Junior ; orientador, Jefferson
Luiz Brum Marques, 2022.
58 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico,
Graduação em Engenharia Eletrônica, Florianópolis, 2022.

Inclui referências.

1. Engenharia Eletrônica. 2. Engenharia Biomédica. 3.
Eletrocardiograma Fetal. 4. Filtragem de sinal. I. Brum
Marques, Jefferson Luiz. II. Universidade Federal de Santa
Catarina. Graduação em Engenharia Eletrônica. III. Título.

Giovani de Medeiros Júnior

SISTEMA PARA AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DO SINAL DE ECG FETAL

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de “Bacharel em Engenharia Eletrônica” e aprovado em sua forma final pelo Curso de Graduação em Engenharia Eletrônica.

Florianópolis, 12 de setembro de 2022.



Prof. Fernando Rangel de Sousa, Dr.
Coordenador do Curso

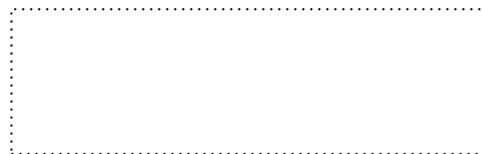
Banca Examinadora



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD
Orientador



Prof. Sandra Cossul, MSc
Universidade Estadual de Maringá



Prof. Glauco Cardozo, Dr
Instituto Federal de Santa Catarina

Florianópolis, 2022.

Este trabalho é dedicado à minha família, minha namorada, meus colegas de turma e aos meus professores.

AGRADECIMENTOS

Agradeço este trabalho à toda minha família que sempre me apoiou, em especial a minha querida mãe Adriana que sempre buscou fazer tudo por mim. Agradeço a minha namorada Débora por sempre estar do meu lado. Não poderia me esquecer dos agradecimentos aos professores pelos ensinamentos que levarei para sempre comigo, agradeço os meus amigos e colegas tanto da Universidade quanto do trabalho.

RESUMO

No ano de 1902 foi inventado por Willem Einthoven o eletrocardiógrafo, ou eletrocardiograma (ECG), que representa a atividade elétrica cardíaca percebida de forma não invasiva pela superfície do corpo. Este pode ser registrado em papel milimetrado ou em formato digital. O ECG é muito utilizado na prática clínica para avaliação inicial de doenças cardíacas, podendo ser útil na avaliação tanto em adultos como em crianças, neonatos e até mesmo em fetos. O presente trabalho aborda o desenvolvimento de um sistema para a aquisição e processamento de um sinal de eletrocardiograma fetal utilizando um circuito contendo amplificadores e circuitos condicionadores além de um Raspberry Pi 3 para interface gráfica com o usuário. Antes da montagem do circuito em placa, foram realizadas simulações do circuito no software Tina-TI para validação dos circuitos. Como o Raspberry Pi 3 só possui entradas digitais foi implementada uma etapa de conversão AD antes de o Raspberry receber o sinal de ECG para processamento. Foi utilizada uma bateria externa (i.e., *power bank*) para alimentar o circuito de ECG e o Raspberry. Além dos componentes de *hardware* citados, foi utilizada uma ferramenta chamada Node-RED para conectar o Raspberry Pi à internet e fazer os gráficos de ECG. O Node-RED é utilizado para conectar dispositivos de *hardware* e adquirir dados, facilitando a visualização desses dados na internet em outros dispositivos. Os resultados obtidos com este trabalho foram satisfatórios, visto que o hardware desenvolvido permite fazer o registro e aquisição de dois canais de ECG simultâneos, necessários para aplicação em eletrocardiografia fetal.

Palavras-chave: Eletrocardiograma Fetal. Raspberry Pi. Instrumentação biomédica.

ABSTRACT

In 1902 Willem Einthoven invented the electrocardiograph, or electrocardiogram (ECG), which represents the cardiac electrical activity perceived non-invasively by the surface of the body. This can be recorded on graph paper or in digital format. The ECG is widely used in clinical practice for the initial assessment of cardiac diseases, and can be useful in the assessment of both adults and children, neonates and even fetuses. The present work deals with the development of a system for the acquisition and processing of a fetal electrocardiogram signal using a circuit containing amplifiers and conditioning circuits in addition to a Raspberry Pi 3 for graphical user interface. Before assembling the circuit on a board, circuit simulations were performed in the Tina-TI software to validate the circuits. As the Raspberry Pi 3 only has digital inputs, an AD conversion step was implemented before the Raspberry receives the ECG signal for processing. An external battery (i.e., power bank) was used to power the ECG circuit and the Raspberry. In addition to the hardware components mentioned, a tool called Node-RED was used to connect the Raspberry Pi to the internet and make the ECG graphs. Node-RED is used to connect hardware devices and acquire data, facilitating the visualization of this data on the internet on other devices. The results obtained with this work were satisfactory, since the developed hardware allows the recording and acquisition of two simultaneous ECG channels, necessary for application in fetal electrocardiography.

Keywords: Fetal electrocardiogram. Raspberry. Instrumentation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Introdução sobre o complexo PQRST e seus intervalos normais.....	15
Figura 2 – Registro do ECF fetal. (a) Posicionamento dos eletrodos no abdômen materno. (b) Registro do eletrocardiograma materno (M) e fetal (F).....	21
Figura 3 - Diagrama de blocos do sistema desenvolvido. (a) Temos basicamente a etapa de extração utilizando o circuito de aquisição. (b) Temos a etapa de conversão ADC que utiliza o ADS1115 para transformar o sinal analógico em digital e entregar o sinal ao Raspberry. .	22
Figura 4 - Raspberry Pi 3 model B.....	24
Figura 5 – Esquemático do circuito de aquisição e condicionamento do ECG.....	26
Figura 6 – Circuito de aquisição é dividido em duas partes. Parte 1 – front-end com o amplificador de instrumentação e filtragem PA; Parte 2 – Etapa de filtragem PB e deslocamento de nível.....	27
Figura 7 - Parte 1 referente a divisão do circuito de aquisição, o front-end conta com um amplificador de instrumentação (INA128 ou INA129) e com um filtro Sallen-Key passa altas.....	27
Figura 8 - Filtro topologia Sallen-Key de segunda ordem.....	29
Figura 9 - Sinal de entrada para simulação no TINA-TI.....	29
Figura 10 - Parte 2 do circuito de aquisição. A parte 2 conta com dois filtros passa baixas e uma etapa de deslocamento DC.....	30
Figura 11 - Filtro Sallen-Key passa baixas de segunda ordem.....	31
Figura 12 – Resultado das ondas obtidas na saída do circuito de aquisição através simulação utilizando o software TINA-TI.....	32
Figura 13 - Resultado com foco na saída do circuito de aquisição (Vecg).....	33
Figura 14 - Tabela de relação de componentes.....	34
Figura 15 - Hardware do circuito de aquisição com as principais partes destacadas.....	35
Figura 16 – Bancada de testes do circuito de aquisição, circulado em vermelho está um simulador de atividade elétrica do coração usado na validação do circuito.....	36
Figura 17 - Resultado da etapa de testes do circuito de aquisição, utilizando o simulador da figura anterior.	37
Figura 18 - Resultado de teste real com eletrodos colocados no tórax do autor, este teste foi realizado propositalmente sem o shield de isolamento do cabo.....	38

Figura 19 - Conversor ADC ADS1115, a placa do ADS1115 é bem compacta cerca de 2x1cm.....	39
Figura 20 - ADS1115 pinout.....	39
Figura 21 - Back-end do node-red, destacado em vermelho temos a etapa de códigos e blocos que montam os gráficos.....	41
Figura 22 - Raspberry Pi 3 e seu pinout.....	42
Figura 23 - Esquemático circuito de alimentação.....	43
Figura 24 - Teste de tensão do circuito de alimentação.....	43
Figura 25 – Placa do circuito de alimentação, aqui podemos ver na prática o uso dos três circuitos integrados da Figura 23.....	44
Figura 26 - Primeiro resultado obtido, estas descontinuidades destacadas em azul são valores NaN (Not a Number) que se deve ao fato de uma frequência de amostragem muito elevada em que o sistema não consegue fazer a leitura correta.....	45
Figura 27 - Sinal de ECG da mãe e do suposto feto, pode se perceber uma grande diferença na ordem de magnitude entre os dois sinais.....	46
Figura 28 - Funções do sistema. Na parte superior temos os dois sinais MECG e FECG e na parte inferior uma ênfase no sinal FECG, escalas verticais em Volts e horizontais em hh:mm:ss. Circulado em vermelho temos botões com algumas opções.....	47
Figura 29 – Representação dos dois sinais separadamente.....	48
Figura 30 - Vista superior do resultado final do projeto.....	48
Figura 31 - Vista lateral do projeto, mostrando as entradas para alimentação, que é feita utilizando baterias.....	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC – Conversor analógico para digital

BPM – Batimento por minuto.

BLE – Bluetooth Low Energy

C.I. – Circuito integrado

CMRR – Common Mode Rejection Ratio

CSI – Camera Port for connecting a Raspberry Pi

CPU – Central Processing Unit

DSI – Display Port for connecting a Raspberry Pi

DRL – Driven Right Leg

dB – Decibéis

ECG – Eletrocardiograma

ECO – Ecocardiograma

FECG – Eletrocardiograma Fetal

FHR – Fetal Heart Rate ou Frequência cardíaca fetal

HR – Heart Rate ou Frequência cardíaca

HDMI – High-Definition Multimedia Interface

HP – High pass

LP – Low pass

MECG – Eletrocardiograma Materno

MIT – Massachusetts Institute of Technology

OMS – Organização Mundial da Saúde

PA – Filtro seletivo passa alta

PB – Filtro seletivo passa baixas

P.G.A – *Programável* Gain Amplifier

PINOUT – Configuração da ligação de pinos de um C.I.

RAM – Random Access Memory

Rasp – Raspberry

USB – Universal Serial Bus

LISTA DE SÍMBOLOS

μF – micro Farad

Ω – ohm

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	14
2.	OBJETIVOS.....	17
2.1	OBJETIVO GERAL	17
2.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	17
3.	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	18
4.	MOTIVAÇÃO.....	19
4.1	ECG Fetal (FECG).....	19
5.	METODOLOGIA.....	22
6.	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA	26
6.1	O CIRCUITO DE AQUISIÇÃO.....	26
6.2	RESULTADO DAS SIMULAÇÕES NO TINA-TI	32
6.3	MONTAGEM DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO	33
6.4	COMPONENTES REAIS.....	34
6.5	MONTAGEM DO CIRCUITO E TESTES.....	35
6.6	ORGANIZAÇÃO DA PLACA	35
6.7	TESTES E VALIDAÇÕES	36
6.8	ETAPA DE CONVERSÃO ADC.....	38
6.9	USO DO NODE-RED	40
6.10	CIRCUITO DE ALIMENTAÇÃO	42
7.	RESULTADOS	45
8.	DISCUSSÃO.....	50
9.	CONCLUSÕES.....	52
10.	TRABALHOS FUTUROS	53
11.	REFERÊNCIAS	54
	APÊNDICE A	57

1. INTRODUÇÃO

Em 1887, o fisiologista Augustus D. Walker registrou o primeiro eletrocardiograma humano, onde conectou eletrodos ao tórax. No ano de 1902 foi inventado pelo fisiologista holandês Willem Einthoven o eletrocardiógrafo. O eletrocardiograma, conhecido também como ECG, representa a atividade elétrica cardíaca percebida de forma não invasiva na superfície do corpo, registrado em papel milimetrado ou em formato digital. O ECG é um componente essencial na avaliação inicial de doenças cardíacas, sendo um exame de baixo custo e baixo risco usado para identificar arritmias, isquemia cardíaca, distúrbios hidroeletrólíticos e complicações cardíacas de doenças pulmonares (MAIA *et al.*, 2021).

O ECG por ser um exame de baixo custo, simples e não invasivo é amplamente usado na prática clínica. O objetivo da monitorização do traçado eletrocardiográfico abrange desde uma simples análise da frequência cardíaca e dos ritmos básicos até o diagnóstico de arritmias complexas, isquemia miocárdica e identificação da síndrome do intervalo QT longo (SAFFI, BONFADA, 2018).

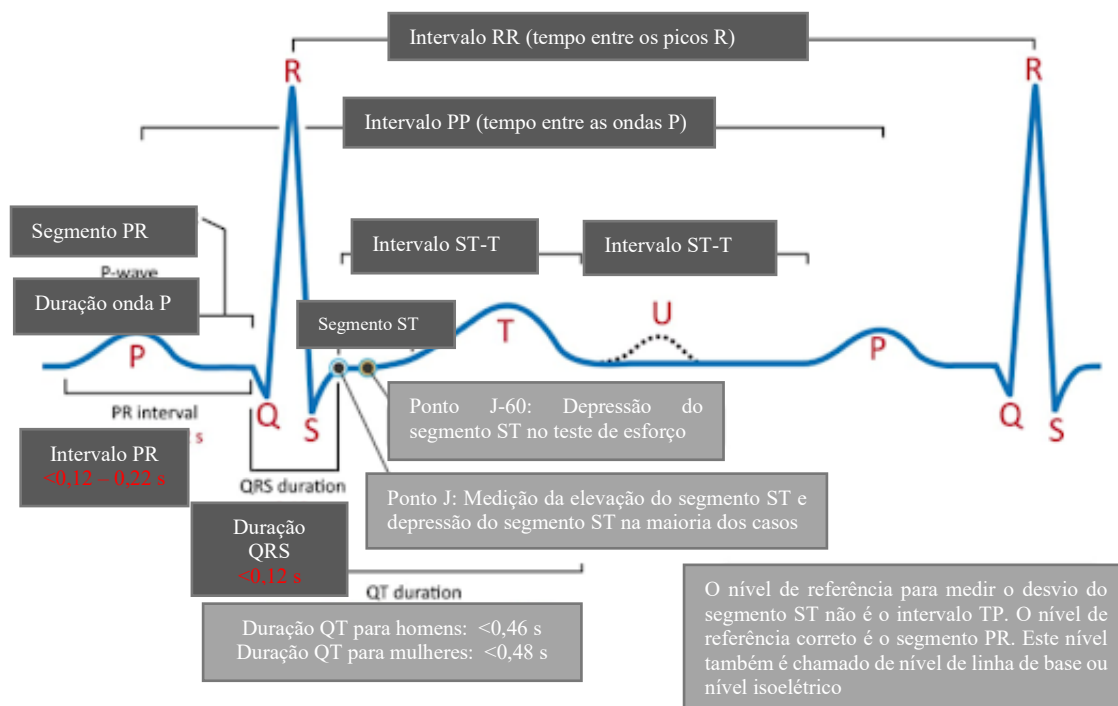
Em resumo, o eletrocardiograma é um sinal que mede a diferença de potencial entre dois pontos ou mais, ou seja, pequenas variações de potenciais em eletrodos colocados em pontos estratégicos do corpo humano, enquanto registra tais variações elétricas, ao longo do tempo. (SOUZA, 2019).

Assim como para os adultos em geral, para o feto o sinal de eletrocardiograma também é um parâmetro de extrema importância para analisar a vitalidade fetal, onde é possível extrair informações a partir do sinal de eletrocardiograma do feto (FECG). Apesar de que os primeiros batimentos do coração do feto já estão presentes com apenas 20 dias de gestação, estes serão audíveis com melhor eficiência a partir da sétima semana de gestação, quando o feto desenvolve o ventrículo primitivo, criando o ventrículo direito, que dará origem a artéria pulmonar, e o ventrículo esquerdo, de onde sairá a aorta. Com 12 semanas, o batimento cardíaco fetal pode ser ouvido através da ausculta externa, a uma frequência cardíaca de cerca de 120-160 batimentos por minuto (bpm) (INOCÊNCIO, 2017).

As características do sinal de ECG fetal são: baixíssima amplitude, ordem de magnitude que dificilmente ultrapassa 20 μ V (KARVOUNIS *et al.*, 2010; KAHANKOVA *et al.*, 2017) e uma frequência mais alta do que de um adulto, cerca de 175 bpm até a nona semana de gestação, que vai desacelerando gradativamente, indo para cerca de 120-160 bpm na metade da gestação (INOCÊNCIO, 2017).

Em um sinal de ECG temos uma onda de extrema importância para analisarmos. Essa onda é chamada de complexo QRS ou ainda de uma forma mais completa, as ondas PQRST. As ondas no sinal de ECG em análise devem seguir um padrão em comparação às ondas extraídas anteriormente e de pessoas saudáveis. Esse padrão deve ser definido de acordo com os períodos e amplitudes das ondas do ECG em análise. Na Figura 1 temos uma imagem explicando cada ponto da onda e qual deve ser a janela do período para este sinal ser considerado normal para cada etapa.

Figura 1 – Introdução sobre o complexo PQRST e seus intervalos normais.



Fonte: Modificado de Mohammad Farouq, 2018.

No complexo PQRST, a onda P é produzida pelos potenciais elétricos gerados quando os átrios se despolarizam, antes da contração atrial começar. O complexo QRS é reflexo da despolarização ventricular, ou seja, propagação da onda de despolarização pelos ventrículos. Ao mesmo tempo, ocorre a repolarização dos átrios, porém ela é mascarada pela intensidade do sinal resultante da despolarização ventricular. A onda T é formada pela repolarização dos ventrículos, preparando-se para a próxima contração. Esse processo ocorre geralmente de 0,25 a 0,35 segundos após a sua despolarização e a onda T é conhecida como onda de repolarização (INOCÊNCIO, 2017).

A maior dificuldade em relação a aquisição de um sinal de FEKG (eletrocardiograma fetal) se deve do fato de se tratar de um sinal de baixíssima amplitude por conta do tamanho do coração e a localização do feto no útero da mãe. Além disso, ainda temos que considerar a interferência do

eletrocardiograma materno durante o exame. Por isso devemos ser capazes de extrair o Eletrocardiograma Materno (MECG), cuja amplitude é geralmente maior do que a do FECCG (INOCÊNCIO, 2017).

2. OBJETIVOS

Nesta etapa será abordado os principais objetivos do trabalho, de uma maneira geral e específica.

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo principal do trabalho é desenvolver um dispositivo simples e de baixo custo para aquisição de sinal de um ECG fetal (FECG), de maneira não invasiva e utilizando dois canais de extração: um conectado ao tórax com intuito de obter o ECG materno (MECG) e o outro canal conectado ao abdômen a fim de obter o sinal de ECG do feto.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Desenvolver um circuito de hardware que permite a captação do sinal analógico de FECG com precisão, minimizando ruídos e interferências e amplificando somente os sinais de interesse.
- Desenvolver uma interface gráfica para apresentação do sinal em tempo real

3. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O TCC inicia com um resumo sobre o software TINA-TI usado nas simulações do circuito de aquisição. Após o resumo sobre este software, será apresentada uma série de simulações feitas neste software, utilizando sinais reais de ECG em arquivo de formato CSV, coletados do banco de dados da PhysioNet (physionet.org). Nesta etapa será apresentado cada componente e sua função no circuito, explicando em mais detalhes o funcionamento de um modo geral.

Após serem apresentadas as simulações e o circuito utilizado para aquisição, será apresentada a conversão de analógico para digital e os motivos da necessidade dessa etapa de processamento. Será feita uma introdução sobre o processo de conversão de sinais analógicos para digitais e abordado o conversor utilizado no circuito, que no caso é o ADS1115 (Texas Instruments Inc. USA).

Após as etapas de simulações e explicação do circuito, será abordado a parte mais prática do circuito, mostrando e explicando a montagem do circuito e as conexões. Nesta etapa é comum ocorrer algumas dificuldades que devem ser solucionadas ao decorrer do desenvolvimento do trabalho, como por exemplo mau contatos, fios partidos, falhas na alimentação, componentes queimados e interferências. Nesta etapa que será mais utilizado hardware será apresentado o Raspberry Pi e outra ferramenta para fazer a conexão entre os hardwares, esta ferramenta é o Node-RED que será utilizada basicamente para conectar os dados obtidos pelo Raspberry Pi à internet para fácil visualização em outros dispositivos.

4. MOTIVAÇÃO

O sinal de ECG desde a sua descoberta se mostra um parâmetro muito importante para monitoramento da vitalidade do coração, podendo ser utilizado para diagnosticar várias doenças e comportamentos anormais do coração de forma precoce, como por exemplo a cardiopatia congênita que é uma patologia recorrente no Brasil (SBC, 2020). Com o feto não é diferente, para um melhor acompanhamento da vitalidade fetal devemos ser capazes de captar e processar esse sinal, mesmo que ainda de baixíssima amplitude. Além disso os equipamentos de ECG geralmente possuem um valor de mercado elevado, tornando-se ainda mais viável a execução desse projeto.

A cardiopatia congênita é definida como uma anormalidade na estrutura ou na função cardiovascular que está presente ao nascer, mesmo quando é descoberta mais tarde. As más formações cardiovasculares congênitas geralmente resultam de uma alteração do desenvolvimento embrionário de uma estrutura ou da falta de progressão desta estrutura para além de um estágio embrionário ou fetal precoce. (FRANCESCHI, MARQUES E SOUZA, 2020).

Para o diagnóstico de cardiopatias podem ser realizados os seguintes exames: o Eletrocardiograma (ECG) que é utilizado para registrar a atividade elétrica cardíaca, e o Ecocardiograma (ECO) que permite a visualização das estruturas cardiovasculares. Sendo ambos exames complementares não invasivos e de fácil realização, por isso, são fundamentais para a avaliação cardiológica do paciente. (FRANCESCHI, MARQUES E SOUZA, 2020).

Cerca de 130 milhões de crianças no mundo tem algum tipo de cardiopatia congênita. Uma relação de um caso a cada cem nascimentos, segundo a American Heart Association, chegando a 1,35 milhão de casos por ano (OMS) (SBC, 2020). No Brasil, de acordo com o Ministério da Saúde, são dez casos a cada mil nascidos vivos, estimado em 29 mil o número de crianças que nascem com cardiopatia congênita por ano, cerca de 6% delas morrem antes de um ano de vida (SBC, 2020).

4.1 ECG Fetal (FECG)

Durante a gestação, o feto pode estar vulnerável e exposto a vários riscos e/ou patologias como por exemplo: hipóxia, ruptura prematura da membrana, restrição do crescimento intrauterino, anemia, distúrbios hipertensivos, entre outras diversas situações. As condições

patológicas citadas produzem efeito direto na variação da frequência dos batimentos cardíacos fetais, portanto a monitoração do feto através do FECG pode auxiliar o profissional tanto para solicitar exames mais precisos para avaliar a situação clínica do feto, como para determinar o momento de intervir e induzir o parto. Além disso, a vantagem está na facilidade de obtenção dos dados, pois o sistema de captação de FECG é muito mais simples do que um ecocardiograma, por exemplo (INOCÊNCIO, 2017).

O desenvolvimento do coração do feto começa na terceira semana de gestação com a formação de um "tubo simples". Os batimentos cardíacos podem ser detectados aproximadamente no 21º dia de gestação, porém a circulação sanguínea começa apenas uma semana depois. Visto que os batimentos cardíacos poderão ser monitorados externamente, sendo audível com maior clareza por meio de um ecocardiograma a partir da sétima semana de gestação. Com 12 semanas, o batimento cardíaco fetal pode ser ouvido através da ausculta externa, com uma taxa de cerca de 120-160 batimentos por minuto (bpm) (INOCÊNCIO, 2017).

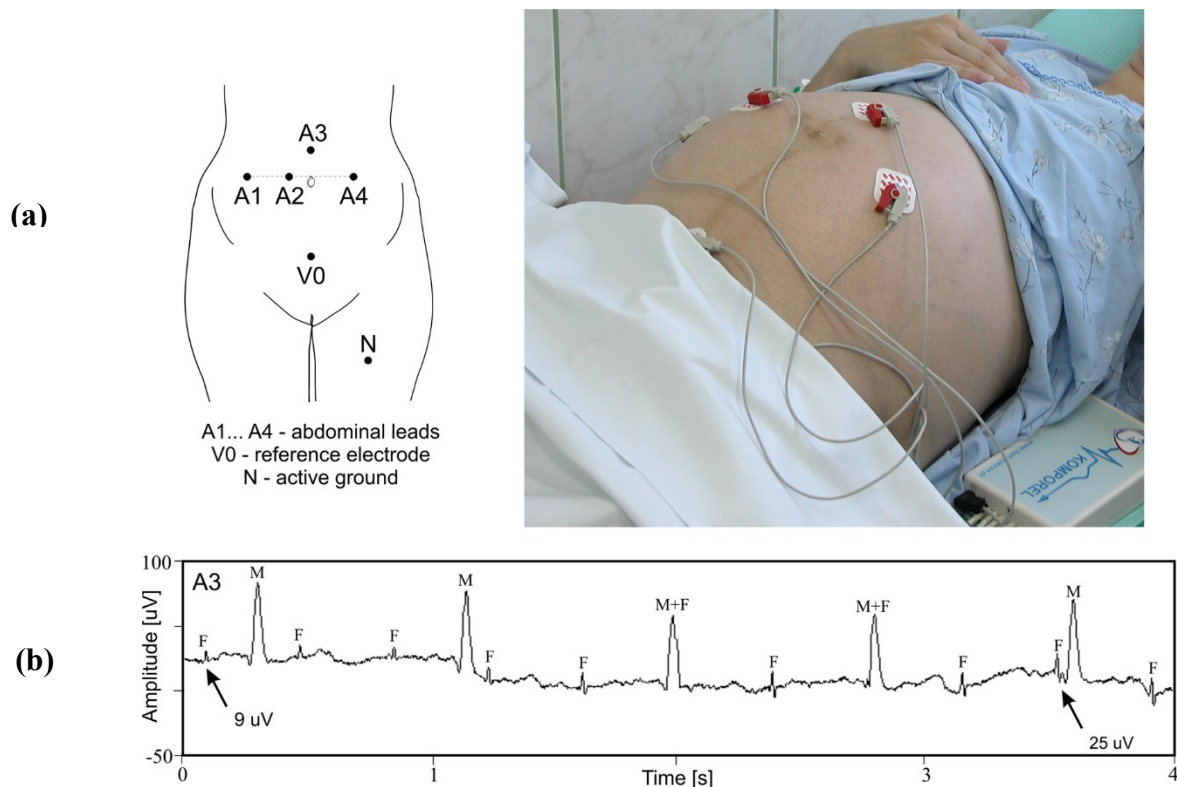
As características do sinal de ECG fetal são: baixíssima amplitude, ordem de magnitude de micro Volts, e uma frequência cardíaca mais alta do que de um adulto, cerca de 175 bpm até a nona semana de gestação, que vai desacelerando gradativamente, indo a cerca de 120-160 bpm na metade da gestação (INOCÊNCIO, 2017).

Através de eletrodos dispostos sobre a barriga da mãe, é possível medir de maneira não invasiva, os sinais elétricos gerados pelo coração do feto. Contudo, neste método de aquisição, o sinal cardíaco fetal tem uma amplitude cerca de dez vezes menor do que o sinal eletrocardiográfico materno (INOCÊNCIO, 2017).

O uso do ECG fetal é uma técnica bastante difundida para monitoramento, diagnóstico e para detectar anomalias fetais. Com isso o médico pode preparar-se para as possíveis anormalidades de um feto, que por sua vez se descobertas precocemente podem tornar o tratamento mais efetivo. É o método não invasivo mais simples para diagnosticar várias doenças cardíacas fetais, porém não é simples extrair este sinal, ele tem baixíssima amplitude e muitos ruídos associados. A atividade elétrica do coração é representada pelo ECG fetal (FECG), portanto, fornece informações importantes sobre o estado fisio/patológico. O sinal FECG pode ser obtido a partir de eletrodos posicionados no abdômen e no tórax (eletrocardiograma materno, MECG) de uma mulher grávida, conforme ilustrado na Figura 2. O FECG fornece detalhes minuciosos sobre a condição fetal, que são muito úteis para a monitoração da saúde do coração fetal. A adição do sinal de MECG com o sinal de FECG é geralmente um problema. O sinal de ECG abdominal contém várias interferências indesejadas como por exemplo, o sinal de MECG, eletromiograma (EMG), ruídos e artefatos, dando origem a um sinal FECG corrompido por todos estes sinais

interferentes, o que causa problemas para o registro, visualização e análise do sinal. (VANIN, 2017)

Figura 2 – Registro do ECF fetal. (a) Posicionamento dos eletrodos no abdômen materno. (b) Registro do eletrocardiograma materno (M) e fetal (F).



Fonte: Modificado de MATONIA; Adam et al., 2022.

Devido ao fato do FECG ser contaminado com essas interferências, dificilmente é possível calcular a frequência cardíaca a partir do sinal sem processamento adequado. Assim, o ECG fetal é registrado e processado para se obter a frequência cardíaca fetal. Para isso existem vários métodos de processamento digital de sinais para extrair o FECG (e.g., transformada *wavelet*, métodos de correlação, técnica de separação cega e a filtragem adaptativa). A frequência cardíaca do FECG pode ser determinada pelo cálculo através dos picos R-R presentes nos complexos QRS consecutivos (VANIN, 2017).

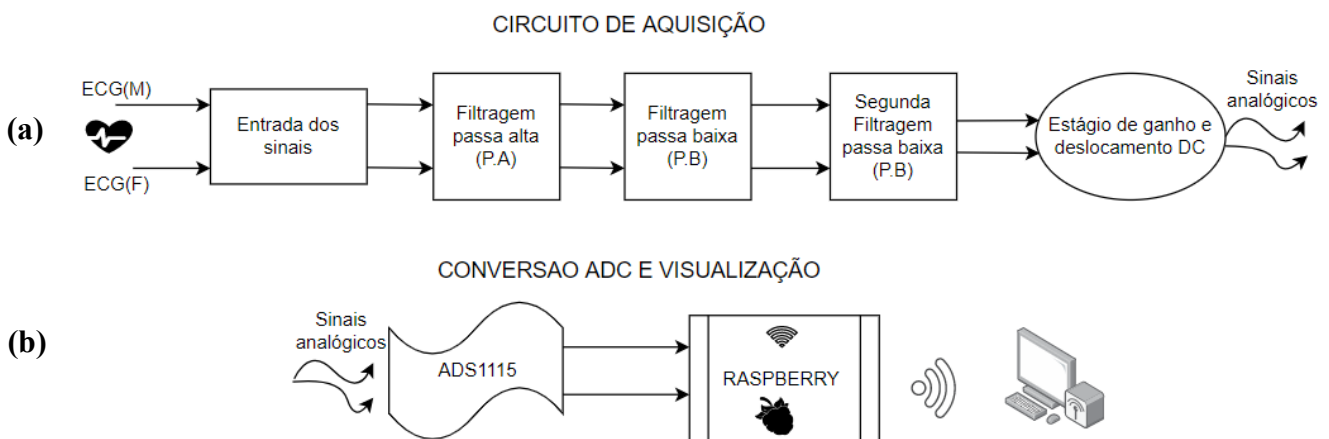
O foco deste trabalho será desenvolver o hardware para extrair os sinais de interesse, o processamento digital de sinais não será tratado em detalhes.

5. METODOLOGIA

A Figura 3 mostra o diagrama de blocos do sistema desenvolvido, em que a parte superior da figura representa os blocos referentes ao circuito de aquisição, ou seja, a parte analógica. O sinal ECG(F) é registrado no abdômen da mãe. Este trabalho abordará mais especificamente a aquisição do sinal, sem entrar em detalhes do processamento após este processo.

A primeira etapa na parte inferior da Figura 4 contém o ADS1115 que faz a conversão do sinal analógico em um sinal digital, para recepção pelo Raspberry Pi. A última etapa é a camada de visualização, onde o Raspberry Pi deve estar conectado na mesma rede WiFi do dispositivo de visualização, com o endereço sendo o endereço IP (Internet Protocol ou Protocolo de Internet) do Raspberry Pi.

Figura 3 - Diagrama de blocos do sistema desenvolvido. (a) Temos basicamente a etapa de extração utilizando o circuito de aquisição. (b) Temos a etapa de conversão ADC que utiliza o ADS1115 para transformar o sinal analógico em digital e entregar o sinal ao Raspberry Pi.



Fonte: O Autor.

Nos dias de hoje, antes de projetar e montar fisicamente um circuito eletrônico mais complexo, podemos usar a tecnologia a nosso favor e utilizar softwares de simulações para se ter uma avaliação, caracterização e validação prévia do funcionamento do circuito. Com este trabalho não foi diferente, antes de fazer a montagem do circuito em um protoboard e fazer testes em hardware, foram feitas simulações em softwares para avaliar o funcionamento do circuito de aquisição do sinal. Isto foi feito utilizando o software TINA-TI (Texas Instruments, Inc.).

Como ferramentas que serão utilizadas temos o TINA-TI que é um software da Texas Instruments, é um poderoso simulador de circuitos analógicos, digitais e mistos que permite verificar o circuito na prática. Durante este trabalho será apresentado em mais detalhes a utilização e o funcionamento deste software no desenvolvimento dos circuitos implementados.

Para obter o sinal em tempo real e de forma a buscar uma conectividade com outros dispositivos será utilizado um Raspberry Pi 3, um hardware da Raspberry Pi Foundation, uma empresa de Cambridge-UK sem fins lucrativos. O hardware da Raspberry Pi é bastante utilizado e difundido pelo mundo inteiro e possui vários modelos, o que será utilizado neste trabalho é o Raspberry Pi 3B, este possui as seguintes características de acordo com o fabricante:

- Processador Quad Core 1.2GHz Broadcom BCM2837 64bit CPU
- 1 GB de memória RAM
- BCM43438 wireless LAN and Bluetooth Low Energy (BLE) on board
- 40-pin extended GPIO
- 4 USB 2 ports
- 4 Pole stereo output and composite video port
- Full size HDMI
- CSI camera port for connecting a Raspberry Pi camera
- DSI display port for connecting a Raspberry Pi touchscreen display
- Micro SD port for loading your operating system and storing data
- Upgraded switched Micro USB power source up to 2.5A

Na Figura 4Erro! Fonte de referência não encontrada. é mostrada uma foto do Raspberry Pi 3 model B.

Figura 4 - Raspberry Pi 3 model B.



Fonte: SILVA, 2019.

Outra ferramenta que será utilizada é o Node-RED, que é uma ferramenta que permite a fácil integração entre diferentes hardwares, principalmente integração utilizando o Raspberry Pi. No caso do presente trabalho será utilizado para conectar o Raspberry Pi à internet, permitindo a leitura dos sinais em outra plataforma.

Além das ferramentas de softwares e do Raspberry Pi, será desenvolvido um circuito de aquisição do sinal, este circuito possui resistores, capacitores, amplificadores de instrumentação, filtros, circuitos condicionadores de sinal, entre outros. Este circuito de aquisição deve ser capaz de captar o sinal analógico de modo diferencial, filtrar os ruídos, amplificar e converter para um sinal digital, para então ser tratado pelo Raspberry Pi.

No mundo da eletrônica existe a parte de hardware e software, neste trabalho será abordado estas duas partes. A parte de hardware será desenvolvendo o circuito em placa, escolhendo e soldando os componentes e seguindo com os testes. A parte de software será feita da aquisição do sinal até a sua amostragem em uma tela.

A primeira parte de hardware será fazer a placa do circuito de aquisição, com filtros passa baixas e passa altas. Esta parte de hardware será testada utilizando um osciloscópio para validar o circuito de aquisição. Por fim será escolhido um conversor ADC para obter o sinal extraído de forma digital a fim de melhorar o processamento. Além do circuito de aquisição será desenvolvido um circuito extra para fazer a alimentação deste circuito de aquisição.

A parte de software será desenvolvida em uma ferramenta chamada Node-Red, que é utilizada para conectar hardwares, nesta ferramenta será necessário instalar uma biblioteca para utilizar o ADC1115 em conjunto com o Raspberry Pi, que fará a leitura do sinal digital e posteriormente apresentar em algum dispositivo. Serão necessários alguns códigos escritos em linguagem JavaScript para fazer o cálculo dos batimentos e montagem dos gráficos.

6. DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

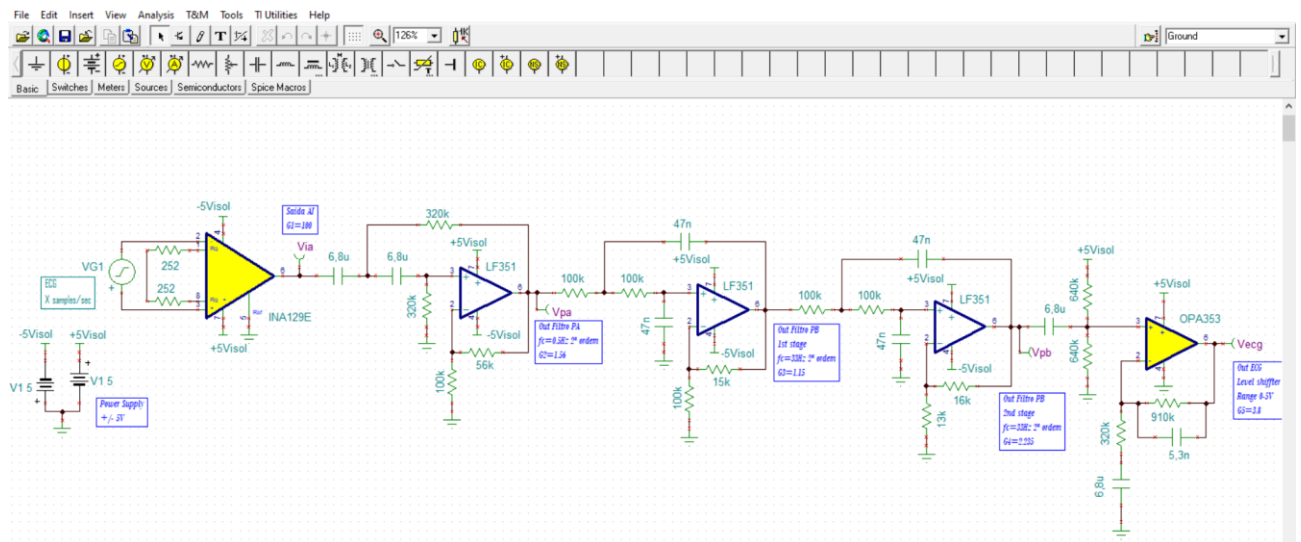
Como primeira etapa no desenvolvimento deste trabalho foram feitas simulações no software TINA-TI, que é um simulador SPICE com vários componentes pré-instalados. Simulações usando um sinal de ECG convencional, somente um sinal entrando no circuito para avaliar o comportamento do circuito implementado. O sinal utilizado como dito anteriormente foi obtido através do banco de dados da PhysioNet que é um repositório central e gratuito de sinais fisiológicos administrado pelo MIT (Massachusetts Institute of Technology). No site da PhysioNet podemos encontrar um vasto conjunto de dados com vários sinais de ECG, inclusive com sinais de ECG de mulheres grávidas entre 38 a 41 semanas.

A primeira simulação no TINA - TI foi feita usando um sinal convencional de ECG, de apenas um canal como mostrado a seguir na Figura 5.

6.1 O CIRCUITO DE AQUISIÇÃO

Na Figura 5 temos a imagem completa para aquisição do circuito de ECG, desde o sinal de entrada mostrado na Figura 9 até o sinal processado na saída mostrado mais à direita, o Vecg.

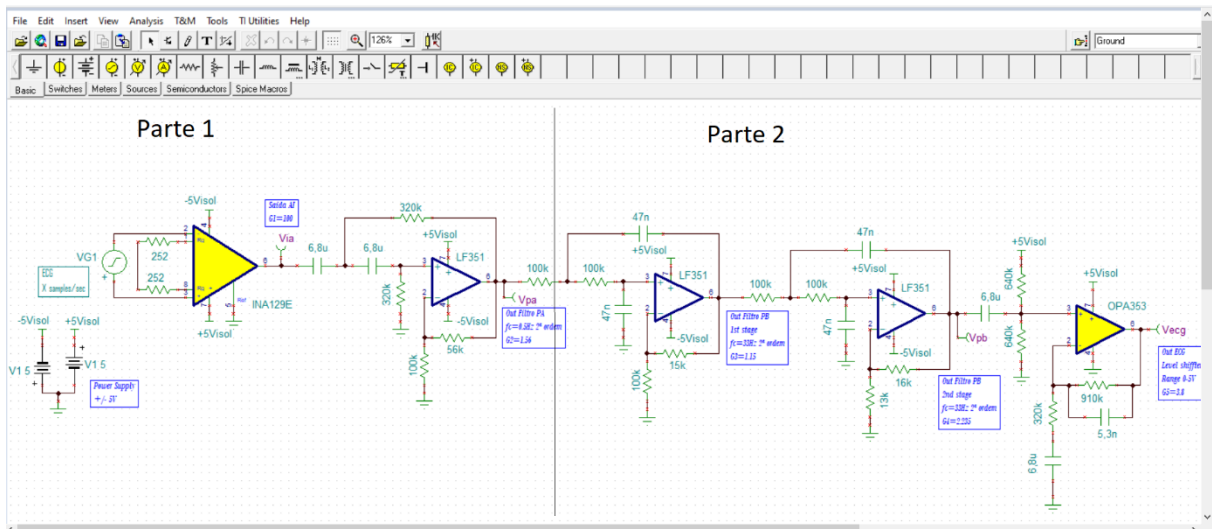
Figura 5 – Esquemático do circuito de aquisição e condicionamento do ECG.



Fonte: O Autor.

Para melhor visualização e explicação do circuito ele será dividido em duas partes como mostrado na Figura 6 abaixo.

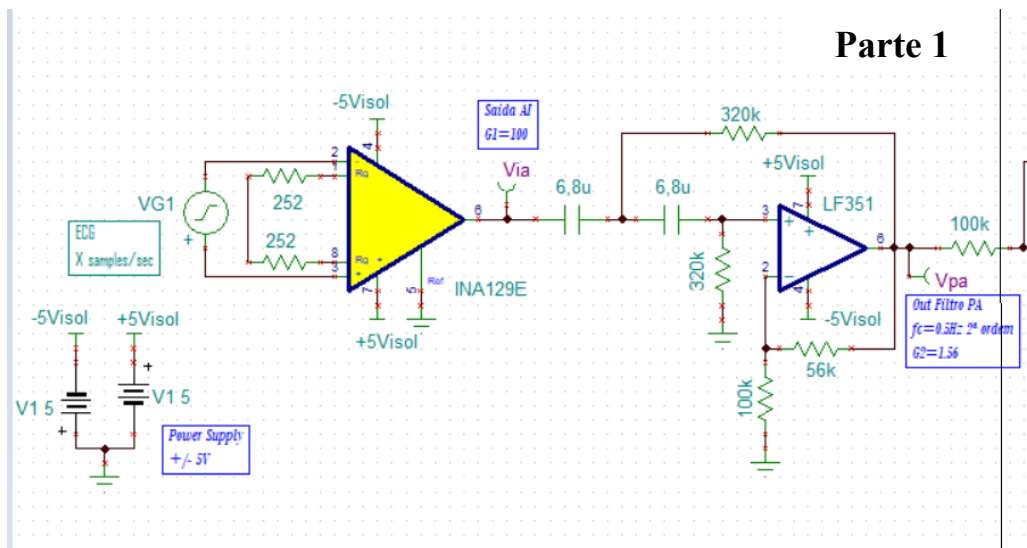
Figura 6 – Circuito de aquisição é dividido em duas partes. Parte 1 – front-end com o amplificador de instrumentação e filtragem PA; Parte 2 – Etapa de filtragem PB e deslocamento de nível.



Fonte: O Autor.

Na Figura 7 podemos ter uma visão melhor do circuito que foi dividido, no canto inferior esquerdo temos uma fonte simétrica de -5 a +5 V, bem como a fonte de sinal alternado VG1 que nesse caso possui um sinal real de ECG associado a ela, como visto na Figura 9.

Figura 7 - Parte 1 referente a divisão do circuito de aquisição, o front-end conta com um amplificador de instrumentação (INA128 ou INA129) e com um filtro Sallen-Key passa altas.



Fonte: Elaborado pelo autor

Em amarelo temos um amplificador operacional de instrumentação de baixa potência (INA129E).

Os amplificadores de instrumentação são amplamente utilizados na área da biomédica, pois possuem uma impedância de entrada elevada, no caso para leitura de sinais fisiológicos geralmente estamos lendo níveis de tensão baixíssimos, logo precisamos de amplificadores com elevada impedância de entrada e com estas entradas diferenciais. Este amplificador de instrumentação oferece impedância de entrada da ordem de 10^{10} ohms, um ganho máximo de 10.000, corrente máxima de polarização em torno de 5 nA e com CMRR de 120 dB. A CMRR (Common Mode Rejection Ratio) trata se de um parâmetro muito importante para os amplificadores operacionais, principalmente quando buscamos um certo nível de precisão e redução da tensão de modo comum. Quando temos dois sinais de mesma amplitude, fase e frequência são aplicadas as entradas, em teoria deveríamos ter uma saída nula, porém na prática não é bem isso que acontece. Esse desbalanceamento da saída quando temos um mesmo sinal na entrada é medido pela seguinte fórmula:

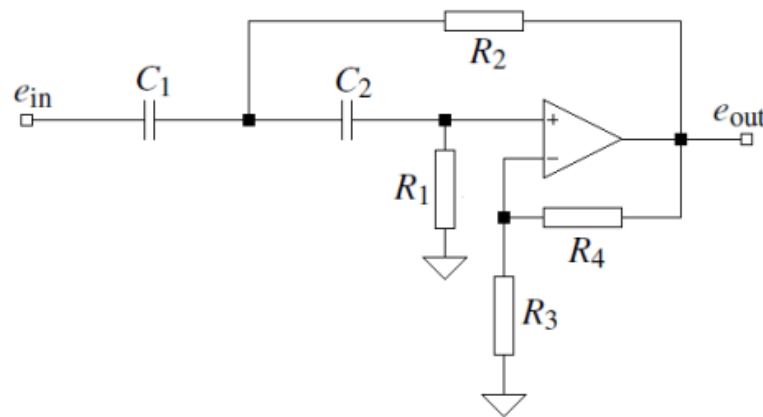
$$CMRR = \left(\frac{A_d}{|A_{cm}|} \right) = 10 * \log \left(\frac{A_d}{|A_{cm}|} \right)^2 \text{ dB} = 20 * \log \left(\frac{A_d}{|A_{cm}|} \right) \text{ dB}$$

Onde A_d é o ganho em modo diferencial e A_{cm} é o ganho em modo comum, como geralmente a CMRR é um número muito elevado geralmente é expresso em dB.

Logo após o amplificador de instrumentação temos um filtro que utiliza a topologia Sallen-Key passa alta de segunda ordem mostrado na Figura 8, com frequência de corte de 0,5 Hz e ganho de 1,56. O ganho pode ser obtido pela fórmula: $A = 1 + R_4/R_3$, que neste caso ficaria $A = 1 + 56k/100k = 1,56$. A função de transferência desse filtro pode ser obtida pela seguinte fórmula:

$$H_a(S) = \frac{A_\infty}{1 + \frac{R_2(C_1+C_2)+R_1C_2(1-A_\infty)}{\omega_c R_1 R_2 C_1 C_2} \frac{1}{S} + \frac{1}{\omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2} \frac{1}{S^2}}, \quad \text{com } A_\infty = 1 + R_4/R_3,$$

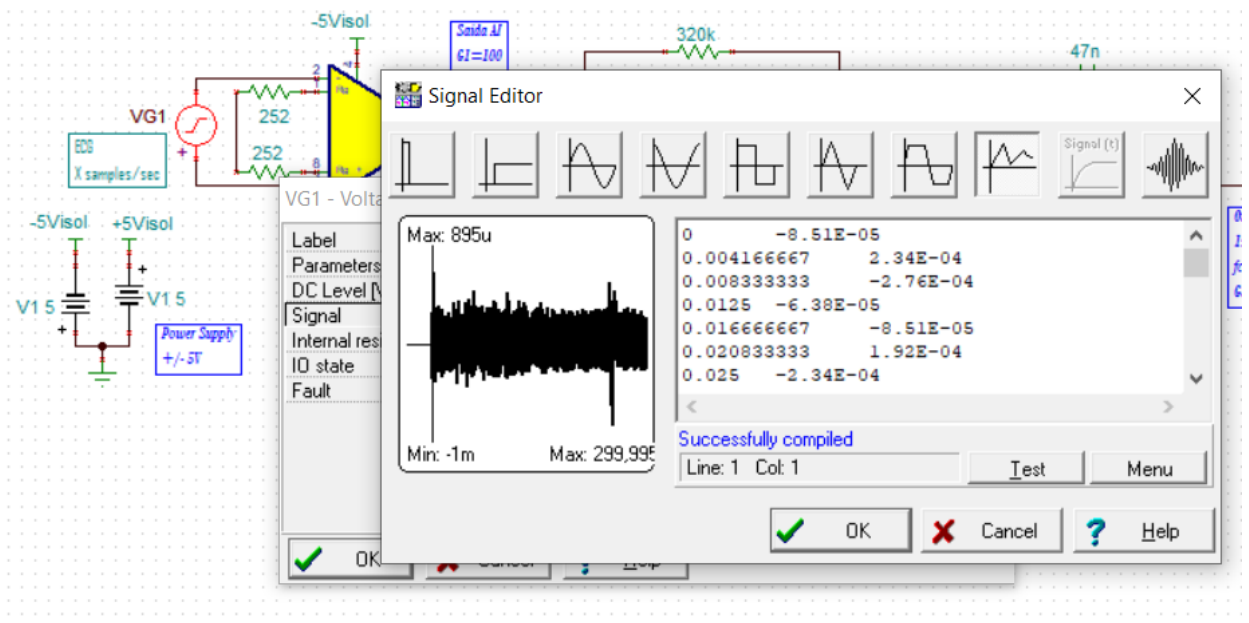
Figura 8 - Filtro topologia Sallen-Key de segunda ordem.



Fonte: USP, 2011.

A Figura 9 mostra uma prévia do sinal utilizado na entrada do circuito na fonte VG1 sinalizada em vermelho, esse sinal foi obtido de uma amostragem real de um ECG a partir do banco de dados da Physionet. Na prévia do sinal na caixa de texto da fonte podemos observar duas colunas, a da esquerda faz referência ao tempo e podemos ver uma amostragem do sinal a cada 0,004166667 segundos, o que nos leva a uma taxa de amostragem aproximada de 240 amostras por segundo. À direita temos o valor do sinal naquele instante, expresso em Volts, também temos um gráfico prévio do sinal no qual podemos ver os valores máximo e mínimo atingidos.

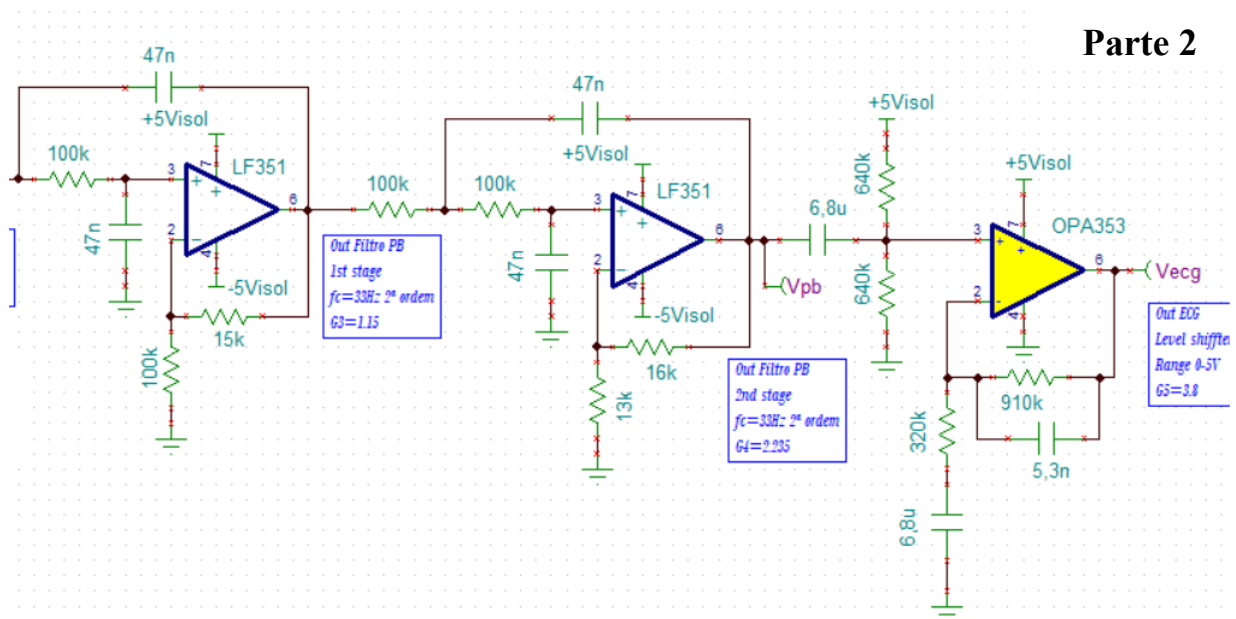
Figura 9 - Sinal de entrada para simulação no TINA-TI.



Fonte: O Autor.

Na Parte 2 do circuito mostrado abaixo (Figura 10) estão demonstrados dois filtros e um deslocador de nível DC. Da esquerda para direita podemos ver um filtro PB que utiliza a topologia Sallen-Key (Figura 11) com frequência de corte (f_c) de 33Hz e ganho de $(15k/100k) + 1 = 1,15V/V$. No segundo estágio de filtro passa baixa temos outro filtro PB com a mesma frequência de corte pois possui o mesmo valor de componentes e consequentemente a mesma resposta em frequência. Porém esse segundo estágio PB o ganho fica $\frac{16k}{13k} + 1 = 2,23 \frac{V}{V}$. Após estes dois filtros PB temos um capacitor para fazer o acoplamento AC. Por fim, mais à direita temos um circuito que realiza o deslocamento do nível DC utilizando um divisor de tensão, que no caso soma um nível DC de 2,5V ao sinal, pois temos um divisor de tensão com resistores iguais e 5V de tensão, ficando $V_2 = 5 * \left(\frac{R_1}{R_1+R_2}\right)$ com a relação de $\frac{R_1}{R_1+R_2}$ ficando $\frac{1}{2}$.

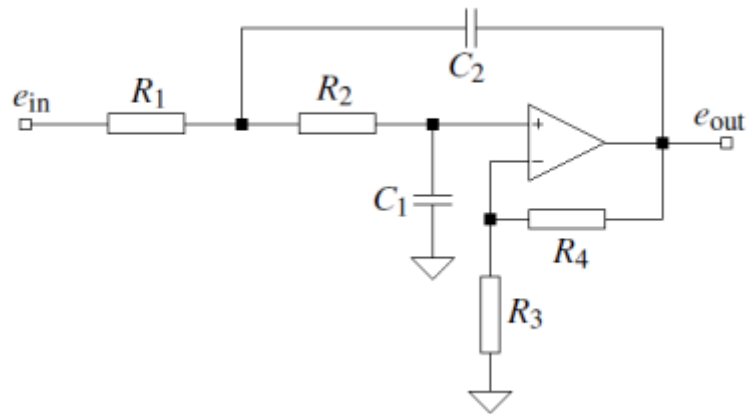
Figura 10 - Parte 2 do circuito de aquisição. A parte 2 conta com dois filtros passa baixas e uma etapa de deslocamento DC.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Um capacitor de 6,8 μ F faz o bloqueio do sinal DC anterior, o ganho de 3,8V/V é aplicado somente ao sinal AC. Este último ganho pode ser calculado através de $\frac{910k}{320k} + 1 = 3,84 \frac{V}{V}$.

Figura 11 - Filtro Sallen-Key passa baixas de segunda ordem.



Fonte: USP, 2011.

Função de transferência do filtro Sallen-Key passa baixas de segunda ordem:

$$H_{a_1}(S) = \frac{1}{1 + \omega_c C_1 (R_1 + R_2) S + \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 S^2},$$

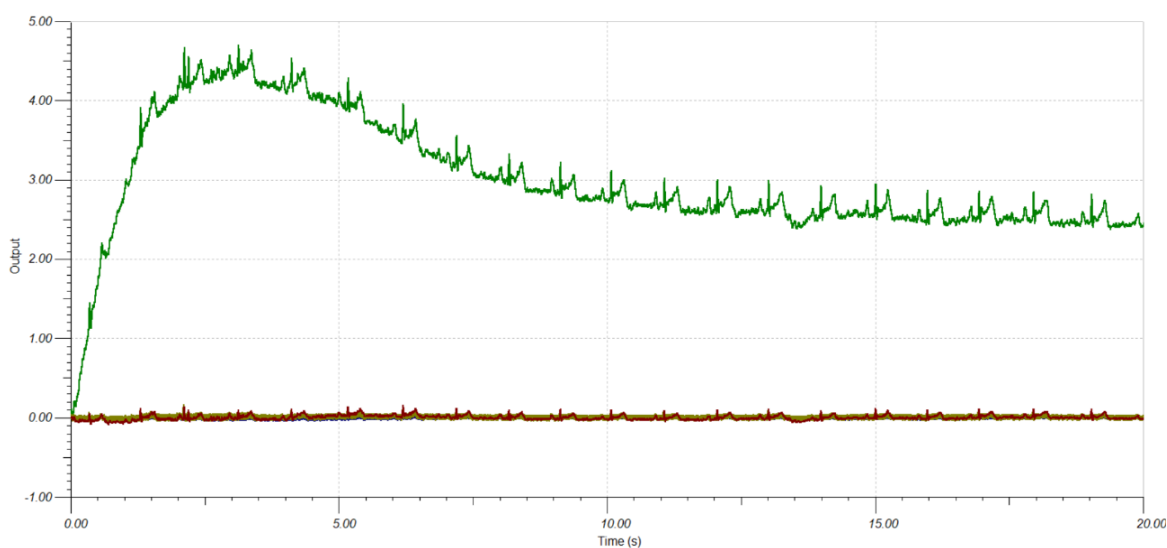
No caso de componentes iguais, ou seja, $R_1 = R_2 = R$, $C_1 = C_2 = C$, que é este caso da Figura 10, temos uma simplificação que resulta em:

$$H_{a_2}(S) = \frac{A_0}{1 + \omega_c RC (3 - A_0) S + (\omega_c RC)^2 S^2}, \quad \text{com } A_0 = 1 + R_4/R_3.$$

6.2 RESULTADO DAS SIMULAÇÕES NO TINA-TI

Nesta seção serão demonstrados e comentados os resultados obtidos nas simulações. A Figura 12 abaixo demonstra as formas de ondas vistas no circuito, em verde está o sinal de saída do circuito, que seria o rótulo Vecg, mais à direita do circuito (ver Figura 10). Os outros sinais de menor amplitude são sinais intermediários do circuito. Estas ondas são referentes ao sinal de entrada da Figura 9, um arquivo CSV de um sinal real de ECG.

Figura 12 – Resultado das ondas obtidas na saída do circuito de aquisição através simulação utilizando o software TINA-TI.

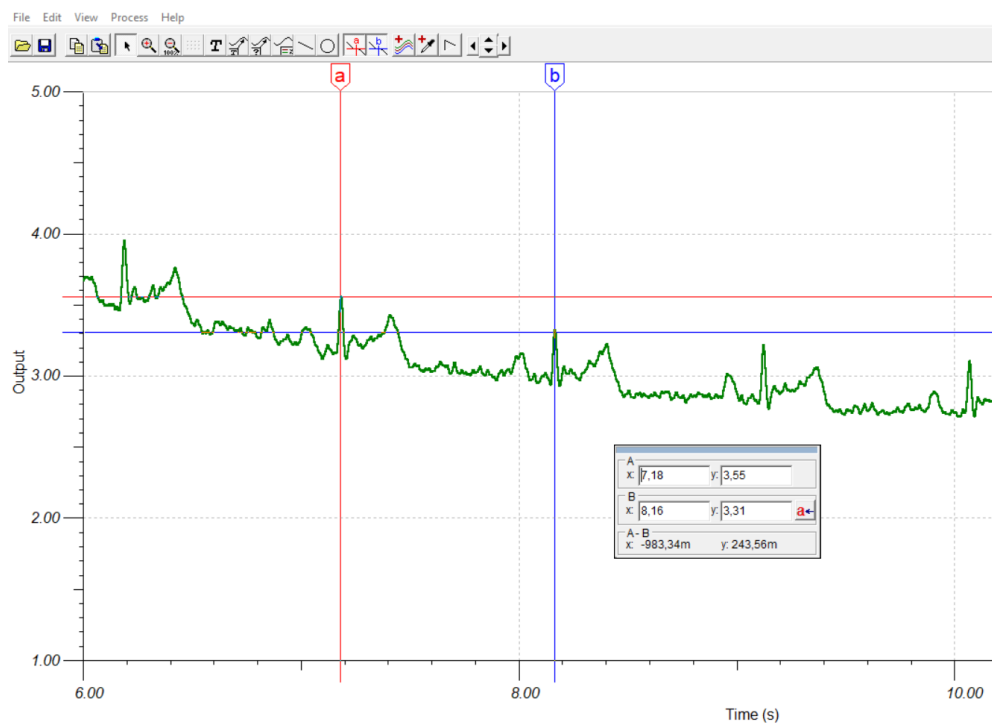


Fonte: O Autor.

Como visto acima na Figura 12 temos vários rótulos de tensão, sejam eles para testes ou verificar as etapas de ganho e filtragem do sinal, a saída fica um pouco poluída em termos de visualização, mas podemos facilmente dar zoom no sinal de interesse em verde, que será o sinal de saída do circuito.

A Figura 13 abaixo mostra um foco maior no sinal de saída, no qual podemos identificar os mesmos padrões vistos anteriormente de ondas de ECG.

Figura 13 - Resultado com foco na saída do circuito de aquisição (Vecg).



Fonte: O Autor.

6.3 MONTAGEM DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO

Para montagem do circuito de aquisição serão necessários vários componentes eletrônicos, além do cabo de ECG, placas e baterias. O circuito apresentado até o momento em simulações serve para extrair o sinal de ECG de apenas uma pessoa, ou seja, apenas um sinal. Porém o objetivo do trabalho é extrair o sinal de ECG da mãe e de seu feto, precisamos então dobrar o circuito e conseqüentemente dobrar o número de componentes no qual vamos precisar. Para melhor organização na montagem do circuito, foi criada uma tabela com todos os componentes básicos necessários para montagem do circuito.

Abaixo na Figura 14 podemos ver a tabela de relação dos componentes que serão utilizados na montagem do hardware do circuito.

Figura 14 - Tabela de relação de componentes.

Resistores		Capacitores		Componente	QTD
Valor em ohms	QTD	Valor em F	QTD		
				ADS1220	1
320k	6	6,8u	8	INA128P	2
100k	12	47n	8	TL072	3
56k	2	5,3n	2	TL071	1
15k	2			LM358P	3
910k	2			PLACA	1
640k	4			RASP	1
16k	2			CABO ECG	1
13k	2				
Total	32		18		13

Fonte: O Autor.

6.4 COMPONENTES REAIS

No circuito de aquisição visto na Figura 7 temos logo na entrada um INA129E, porém na montagem será utilizado um INA128 que tem a mesma pinagem, exerce a mesma função, tem um valor mais acessível e é encontrado com mais facilidade no mercado nacional. Logo após o INA129E temos capacitores de 6,8 μ F, infelizmente nesse valor foi encontrado somente capacitores eletrolíticos de 250 V e 400 V no caso são polarizados e possuem um tamanho grande por conta do seu isolamento de tensão. Para alterar os capacitores de 6,8 μ F precisamos alterar também o valor dos resistores de 320 k Ω pois precisamos manter a mesma resposta em frequência do filtro.

De acordo com a equação que relaciona a frequência aos valores do capacitor e resistor:

$$(f = \frac{1}{2\pi RC}).$$

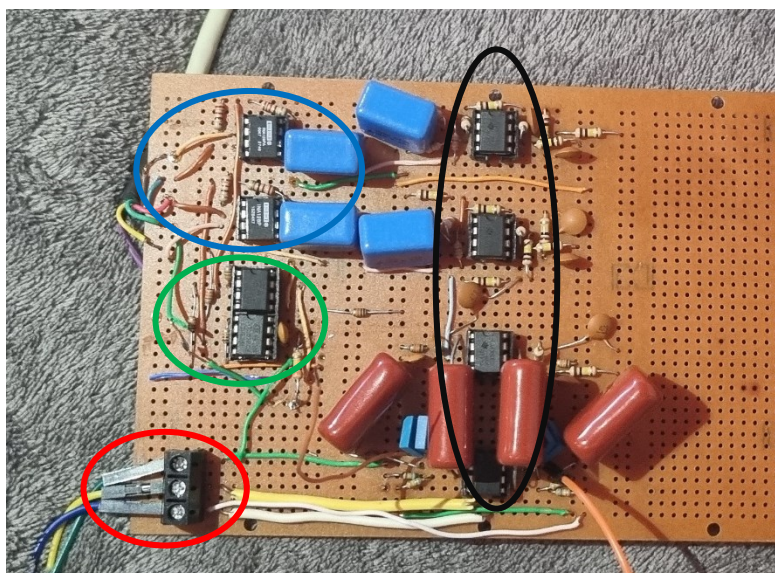
Neste caso foi encontrado capacitor de 680 nF e substituindo na fórmula para obtermos uma mesma frequência de corte do circuito ($\sim 0,5$ Hz), chegamos em um valor de resistor de 470 k Ω , nesse caso foram feitas tentativas para encontrar valores comerciais de componentes, o valor de resistor de 470 k Ω pertence às três classes mais comuns E6, E12 e E24.

6.5 MONTAGEM DO CIRCUITO E TESTES

Na Figura 15 podemos ver imagens da placa do circuito de aquisição, como dito anteriormente, foram utilizados componentes com valores diferentes da simulação. Alguns capacitores por exemplo são maiores por serem para 220 Volts. As principais partes do circuito foram circuladas para identificação e explicação.

6.6 ORGANIZAÇÃO DA PLACA

Figura 15 - Hardware do circuito de aquisição com as principais partes destacadas.



Fonte: O autor.

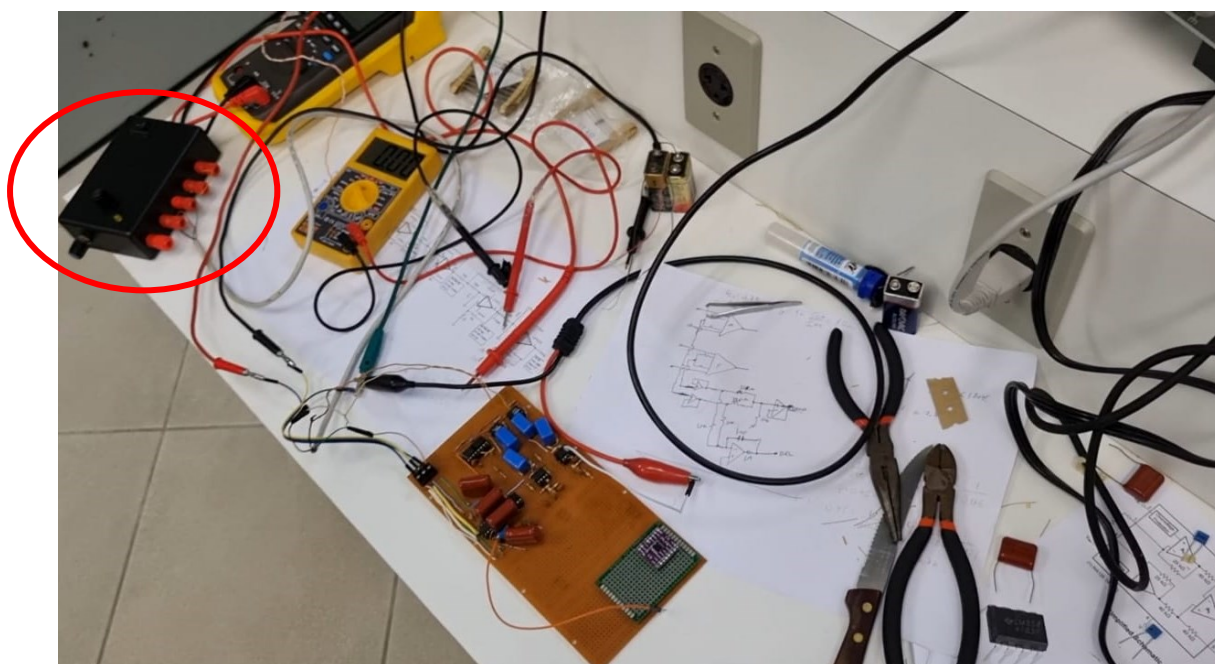
Legenda:

- Entrada da alimentação do circuito, com fonte simétrica ± 5 V e zero.
- Entrada dos sinais de ECG dos eletrodos diretamente aos dois amplificadores de instrumentação INA128. A entrada possui 6 fios, dos quais: 2 para um canal de ECG, 2 para o outro, 1 para a referência comum DRL (*Driven Right Leg*) e 1 para o *Shield*.
- Dois amplificadores operacionais TL072 para o circuito de DRL e *Shield*.
- Filtros PB e PA dos dois canais.

6.7 TESTES E VALIDAÇÕES

A Figura 16 representa uma imagem das etapas de testes do circuito, o aparelho à esquerda circulado em vermelho simula a atividade elétrica do coração e foi utilizado para validar esta etapa. Nesta etapa foi encontrada algumas dificuldades como por exemplo fios partidos gerando mau contatos.

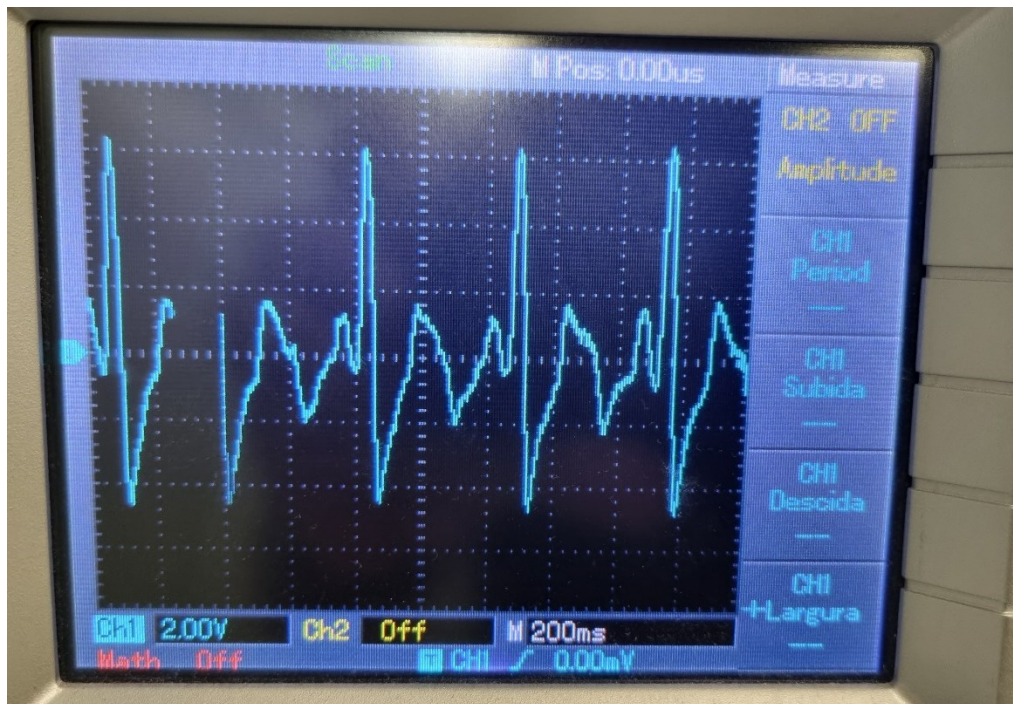
Figura 16 – Bancada de testes do circuito de aquisição, circulado em vermelho está um simulador de atividade elétrica do coração usado na validação do circuito.



Fonte: O autor

Na Figura 17 temos o resultado do teste usando o aparelho que simula a atividade elétrica do coração, pode-se observar que quase não aparenta ruídos.

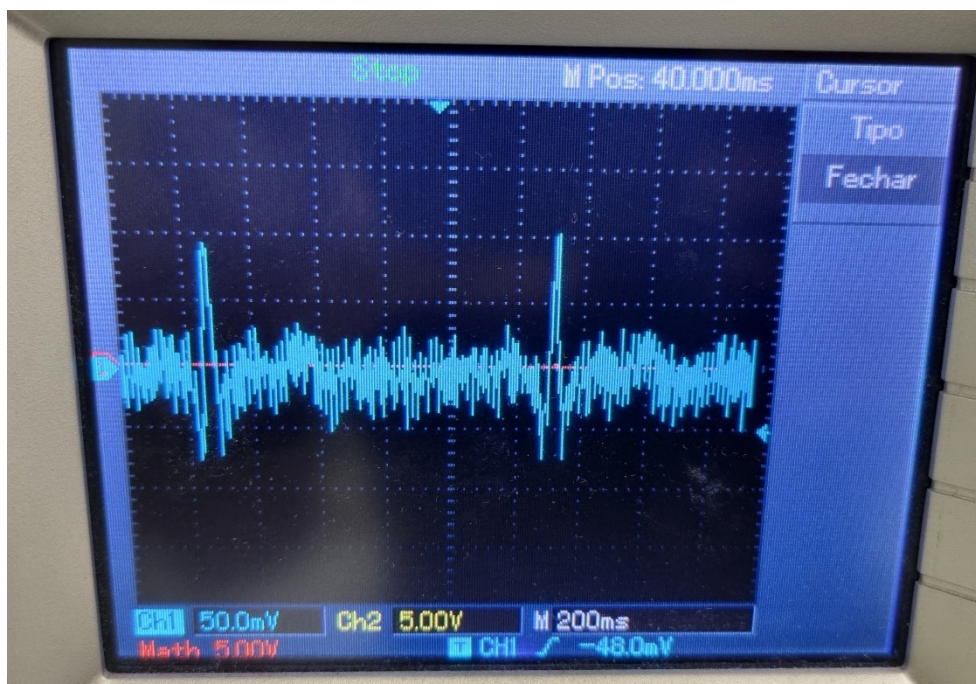
Figura 17 - Resultado da etapa de testes do circuito de aquisição, utilizando o simulador da figura anterior.



Fonte: O autor

Na Figura 18 foi obtido o sinal de ECG a partir de um teste real, o que significa que foram utilizados eletrodos e um cabo conectados à uma pessoa. Claramente foi observado muito ruído com esse teste real. Na Figura 16 pode-se perceber algumas tomadas e equipamentos próximos, além de que neste momento o shield do cabo não está conectado, o que faz captar todos os ruídos do ambiente. No caso do teste real até mesmo as lâmpadas acesas e fontes de computadores inserem ruídos induzidos ao circuito.

Figura 18 - Resultado de teste real com eletrodos colocados no tórax do autor, este teste foi realizado sem o shield de isolamento do cabo, para perceber melhor a quantidade de interferências próximas ao local de medição e a diferença que este shield causa ao sinal.



Fonte: O autor

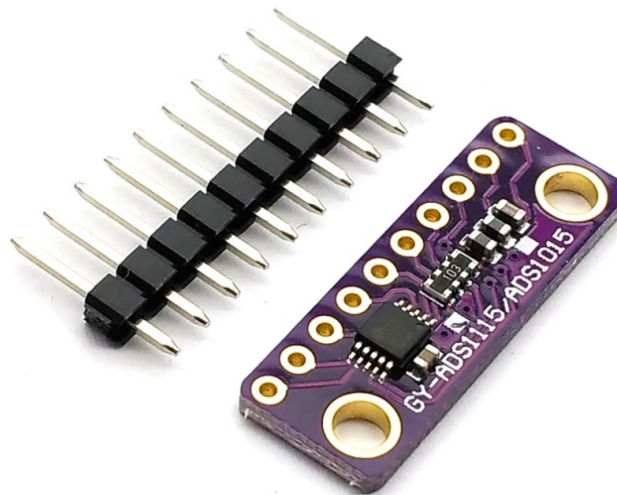
6.8 ETAPA DE CONVERSÃO ADC

Após a etapa de aquisição do sinal de ECG, inicia-se uma etapa muito importante, que trata da conversão do sinal analógico em um sinal digital. O sinal digital tem inúmeras vantagens em relação ao analógico, processamento de forma mais simples, armazenamento, compactação, leitura., O projeto visa utilizar um Raspberry para leitura e apresentação dos dados coletados, porém como o Raspberry só possui entradas digitais esta etapa de conversão ADC se torna obrigatória.

A conversão analógica para digital será feita utilizando um ADS1115, um C.I. programável no qual é possível escolher: quantos canais utilizar, sendo possível utilizar no máximo 4 canais, qual a resolução em bits por amostra e taxa de amostragem. Este C.I. possui uma ótima precisão, podendo ser utilizado até 16 bits de resolução por amostra na corrente máxima de operação de apenas 1mA. Ele também possui um *Programmable Gain Amplifier* (PGA) que pode ser configurado para ter um ganho de 1 V/V até 8 V/V, isso permite amplificar o sinal na mesma etapa de conversão ADC. A tensão de alimentação pode ser de até 5,5V.

Na Figura 19 observa-se uma imagem do ADS1115 soldado em uma pequena placa para sua utilização, como também a identificação dos pinos de I/O. No lado esquerdo inferior pode ser observado os dois pinos de alimentação e a direita superiormente os quatros canais de entrada analógica.

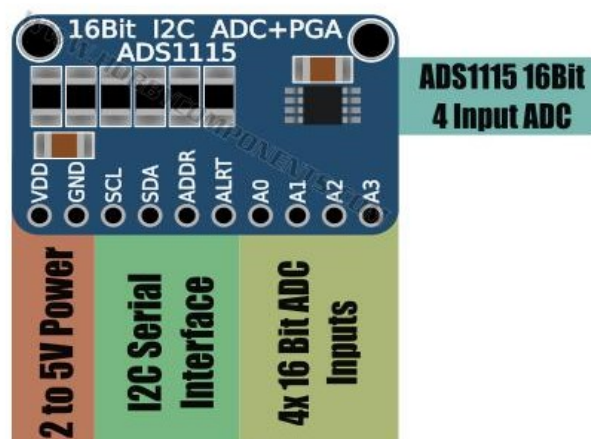
Figura 19 - Conversor ADC ADS1115, a placa do ADS1115 é bem compacta cerca de 2x1cm.



Fonte: Wantika, Karyanto, Antosia.

Na Figura 20 abaixo temos a pinagem do ADS1115 juntamente com um resumo de suas especificações, dando mais ênfase para: os pinos VDD e GND que são os pinos de alimentação, os pinos SCL (*Serial Clock*), SDA (*Serial Data*) que são necessários para a comunicação I₂C e também para os canais de entrada A0, A1, A2 e A3.

Figura 20 - ADS1115 pinout.



Fonte: Wantika, Karyanto, Antosia.

6.9 USO DO NODE-RED

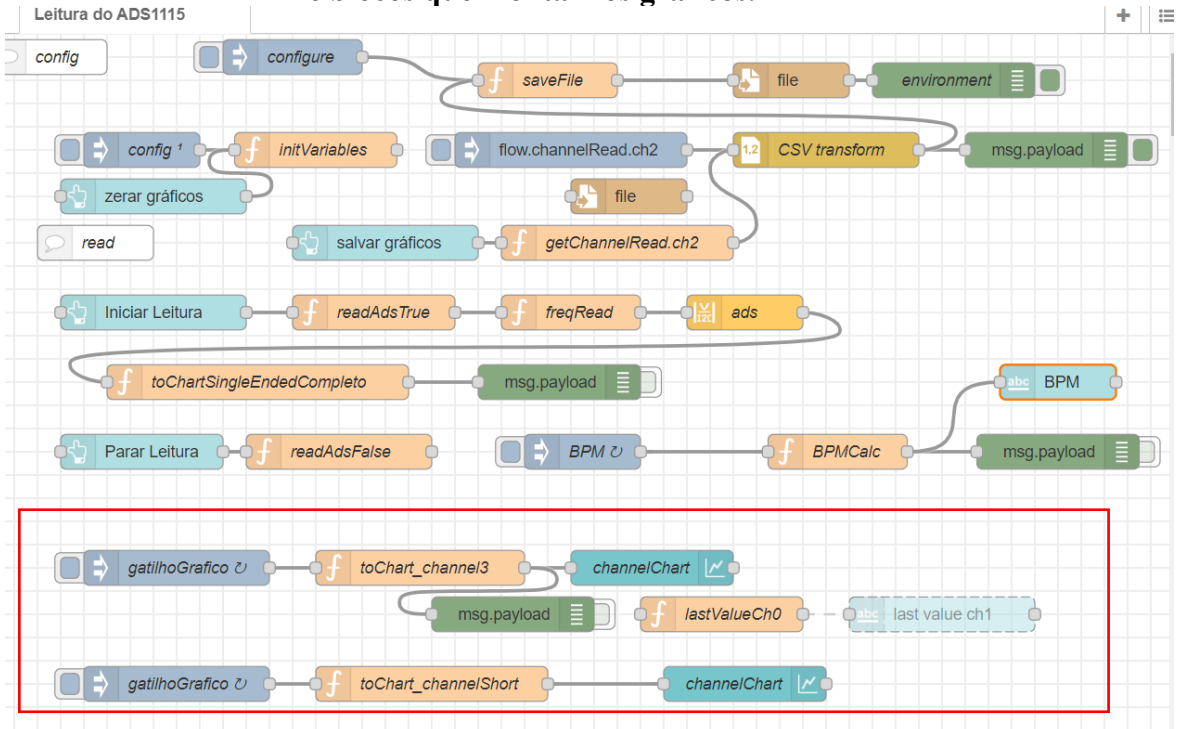
Logo após obter-se o sinal digital na saída do conversor ADS1115, este sinal deve entrar nos pinos de GPIO do Raspberry para leitura do sinal. Para visualização do sinal de ECG de forma gráfica vamos utilizar uma ferramenta chamada Node-Red, que é uma ferramenta gratuita bastante difundida para conexão de hardwares. O Node-RED é uma ferramenta *low-code*, ou seja, com pouca necessidade de programação, que permite resolver vários problemas apenas com o *drag and drop*, que é utilizada para arrastar blocos que possuem uma função específica, como por exemplo plotar um gráfico ou configurar um conversor analógico para digital. Além do Node-RED ser gratuito, tem também uma fácil instalação e uma comunidade bastante difundida, com alguns fóruns e conteúdo. No caso da conexão com o Raspberry, deve-se fazer download de um “Palette”, como se fosse uma biblioteca no Node-RED. Após o processo de download do Palette de gráficos usado para convecção e configuração dos gráficos, foi baixado também o Palette do ADS1115 usado para configurar amostragem, ganho e range do sinal. Para de fato ver os dados que o Raspberry está lendo é necessário utilizar um computador ou celular conectados na mesma rede Wi-Fi em que o Raspberry.

Para desenvolver no Node-RED devemos acessar o IP da máquina com o sufixo :1880 ao final, isto dá acesso ao que é chamado de *Back-end* do Node-RED, que é o espaço para desenvolvimento e testes.

Na Figura 21 é mostrado o diagrama da parte do software do sistema, composto por vários blocos diferentes que exercem funções diversas no Node-RED. Tem-se os blocos de inject, que são interativos e o usuário deve clicar neles para executar tal função pretendida, temos os blocos de funções, representados na cor laranja, que no caso da se mostra dominante, este bloco permite escrever códigos em seu interior, foi bastante utilizado para fazer lógicas com os dados obtidos.

A linguagem utilizada por estes blocos é JavaScript. O Apêndice deste trabalho contém trechos de códigos utilizados durante a elaboração do projeto.

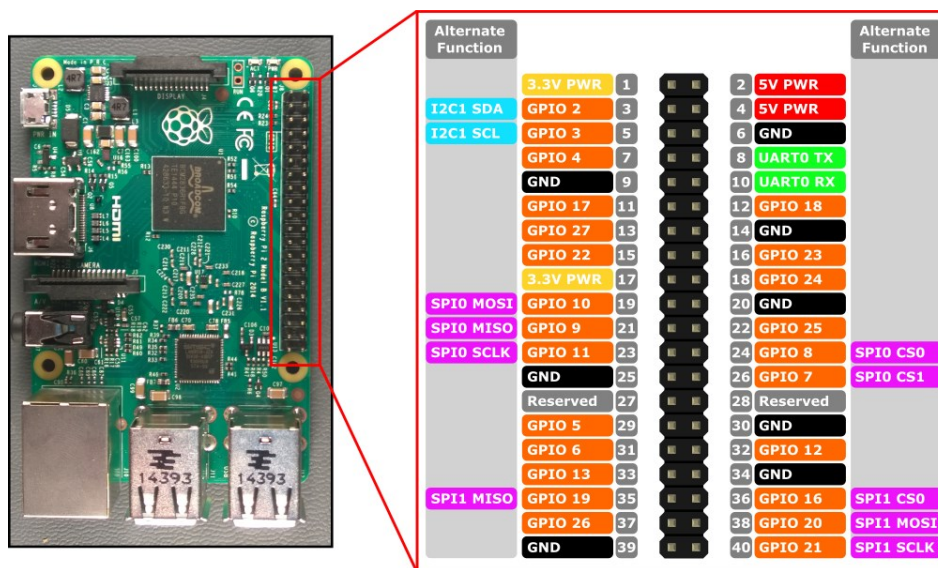
Figura 21 - Back-end do node-red, destacado em vermelho temos a etapa de códigos e blocos que montam os gráficos.



Fonte: O autor.

Na Figura 22 abaixo temos uma foto do Raspberry Pi 3 model B, o mesmo utilizado no trabalho, a direita temos sua configuração de pinagem (pinout). Para comunicar o ADS1115 com o Raspberry deve-se primeiramente alimentar o ADS conectando os pinos de alimentação, foi utilizado +5V para o VDD e o GND para o GND. Os pinos SDA e SCL do ADS serão conectados nos pinos 2 e 3 de GPIO do Raspberry, destacados em azul como I₂C SDA e I₂C SCL.

Figura 22 - Raspberry Pi 3 e seu pinout.



Fonte: SILVA, 2019.

6.10 CIRCUITO DE ALIMENTAÇÃO

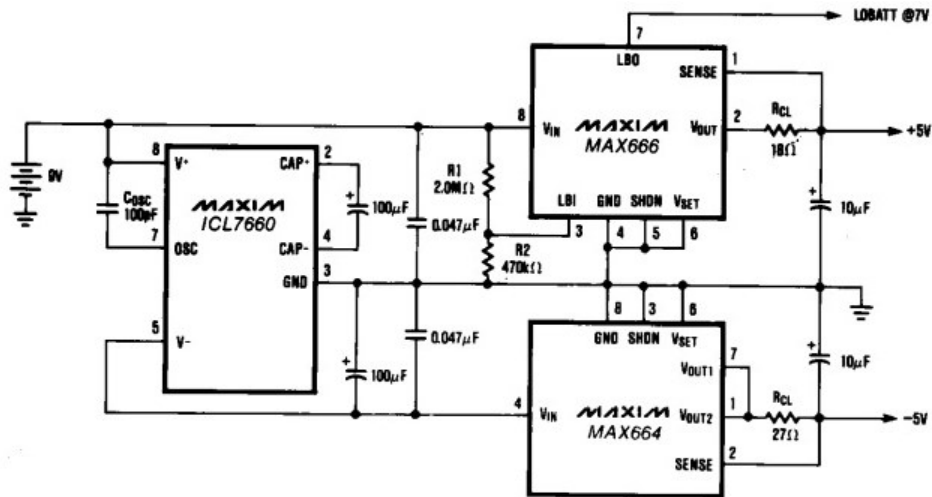
Neste capítulo será abordado a respeito de como foi feito o circuito de alimentação deste projeto.

Como a segurança é fundamental e buscando a maior segurança neste trabalho, o Raspberry e o circuito de aquisição não serão conectados a nenhuma fonte externa, pois desta maneira, não pode se garantir o isolamento da rede elétrica. Os dois componentes que necessitam de alimentação foram alimentados com baterias. O Raspberry com uma bateria externa de 5V e 10.000 mAh com corrente máxima de 2A, e para o circuito de aquisição foi necessário desenvolver um circuito específico para alimentar com tensão simétrica a partir de uma bateria de 9V

No intuito de usar uma bateria para fazer a alimentação, será necessário montar outro circuito, que transforma os 9 V de uma bateria comum em +5 V, 0 V e -5 V. A Figura 23 apresenta o esquemático do circuito que possui os seguintes CI's: ICL7660, MAX666 e MAX664. Todos estes CI's são da fabricante *Maxim Integrated* que agora faz parte da *Analog Devices*. Este circuito pode ser encontrado no *Datasheet* do MAX666, na última página. O ICL7660 é usado para converter o valor de tensão, assim podemos ter o valor de tensão negativo. O MAX666 e o MAX664 são usados para poder aumentar a corrente de saída, sem eles o ICL7660 conseguiria entregar no máximo 10 mA, com estes dois CI's a corrente de saída poderá ser de até 40 mA. Como o consumo do circuito de aquisição é relativamente baixo (cerca de 10 mA), foi possível utilizar a bateria de 9 V e 500 mAh por vários testes sem precisar recarregá-la. Já no caso da

alimentação do Raspberry Pi que consome muito mais (por volta de 500 mA), o tempo de uso sem recarregar fica em torno de 20 horas.

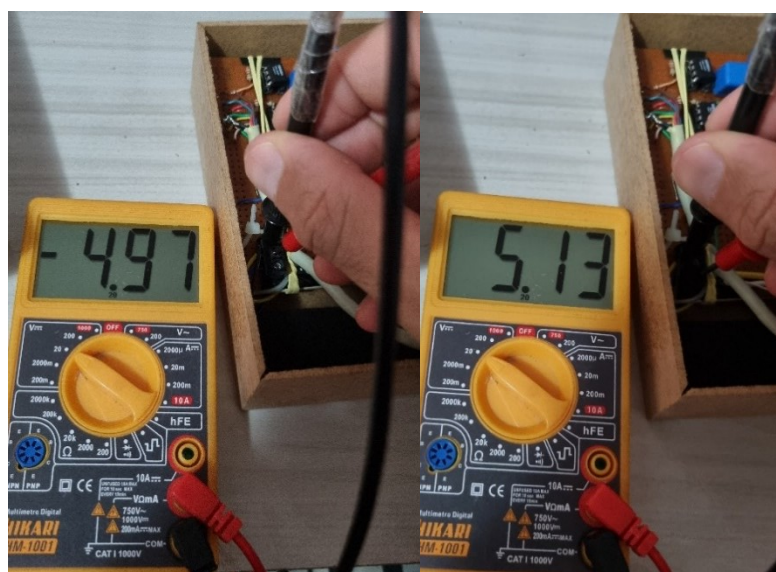
Figura 23 - Esquemático circuito de alimentação.



Fonte: Datasheet do circuito MAX664.

A Figura 24 abaixo mostra um teste feito na entrada do circuito de aquisição, ou seja, um teste que indica se o nível de tensão está correto. A imagem da direita representa o valor positivo de tensão e a imagem da esquerda o valor negativo. Podemos perceber uma leve flutuação em torno do valor absoluto 5, de acordo com a fórmula do erro relativo: $\frac{V_{aproximado} - V_{exato}}{V_{exato}} * 100$. Temos um erro relativo 0,6% para a tensão negativa e 2,6% para o valor de tensão positiva.

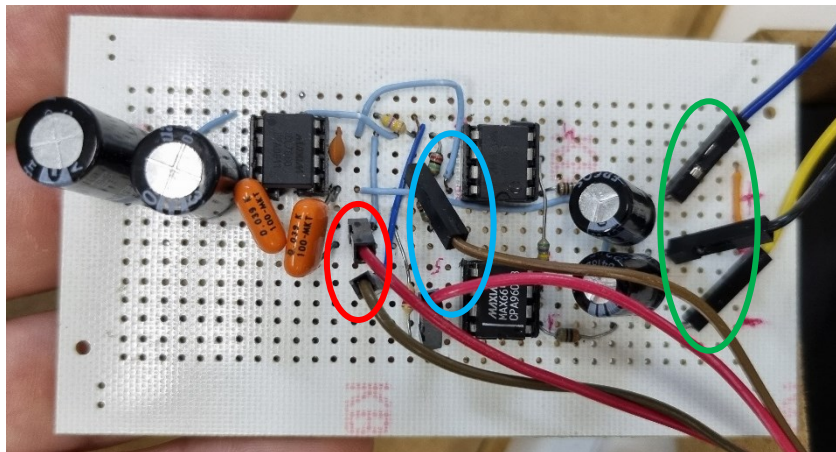
Figura 24 - Teste de tensão do circuito de alimentação.



Fonte: O autor

Na Figura 25 abaixo pode se observar uma foto do circuito de alimentação pronto, circulado em vermelho temos a entrada do circuito, com 9 V de tensão da bateria. Circulado em azul é a saída que vai para um LED, que serve para alertar quando o nível de tensão da bateria fica abaixo de 5,5 V. À direita, circulado em verde, é a saída do circuito, onde o fio azul indica +5 V, o preto 0 V e o amarelo -5 V.

Figura 25 – Placa do circuito de alimentação, aqui podemos ver na prática o uso dos três circuitos integrados da Figura 23.



Fonte: O autor

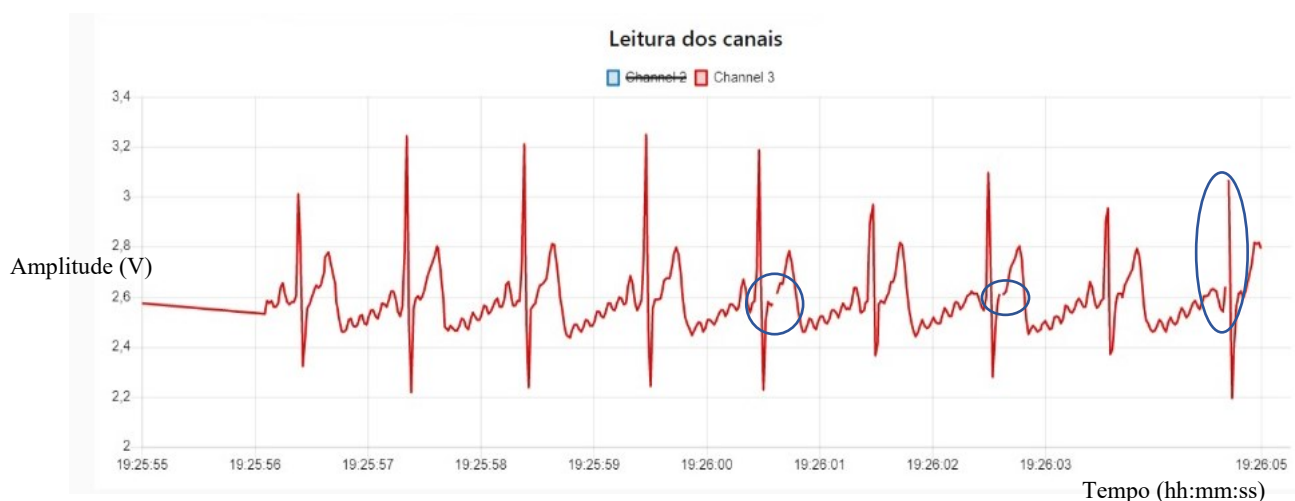
Como primeiros testes foi utilizando uma fonte de bancada ajustável regulada em 9 V simulando uma bateria, medindo a tensão de saída do circuito, a qual deveria estar em -5 V, 0 V e +5 V. Utilizando a mesma fonte de bancada e ajustando a tensão até cerca de 5,5 V um LED indicador de bateria fraca deve ascender, indicando a necessidade de recarregar ou substituir a bateria, este LED pode ser visto na Figura 30. Após os testes utilizando a fonte de bancada, foi utilizado a bateria de 9 V e 500mAh como fonte para o circuito de alimentação.

7. RESULTADOS

Para a possível visualização dos sinais, o dispositivo escolhido (computador ou celular) deve estar conectado na mesma rede Wi-Fi que o Raspberry pi, após isto, deve-se acessar o endereço de IP do Raspberry Pi com o sufixo: “1880/ui” (como circulado em vermelho no exemplo da Figura 27) para então conseguir visualizar os gráficos.

Na Figura 26 temos o gráfico de um dos primeiros testes realizados com a integração de todas as etapas, podemos perceber um pouco de ruído associado ao sinal, bem como algumas discontinuidades, destacadas em azul na imagem. Estas discontinuidades devem-se ao fato de a taxa de extração estar muito elevada, em torno de 1 ms. O Raspberry e o Node-RED começam a travar com uma taxa muito alta, o Raspberry apresenta nestes pontos um valor NaN (*Not a Number*), para corrigir este efeito de discontinuidade foi utilizado uma taxa de extração de 20 ms.

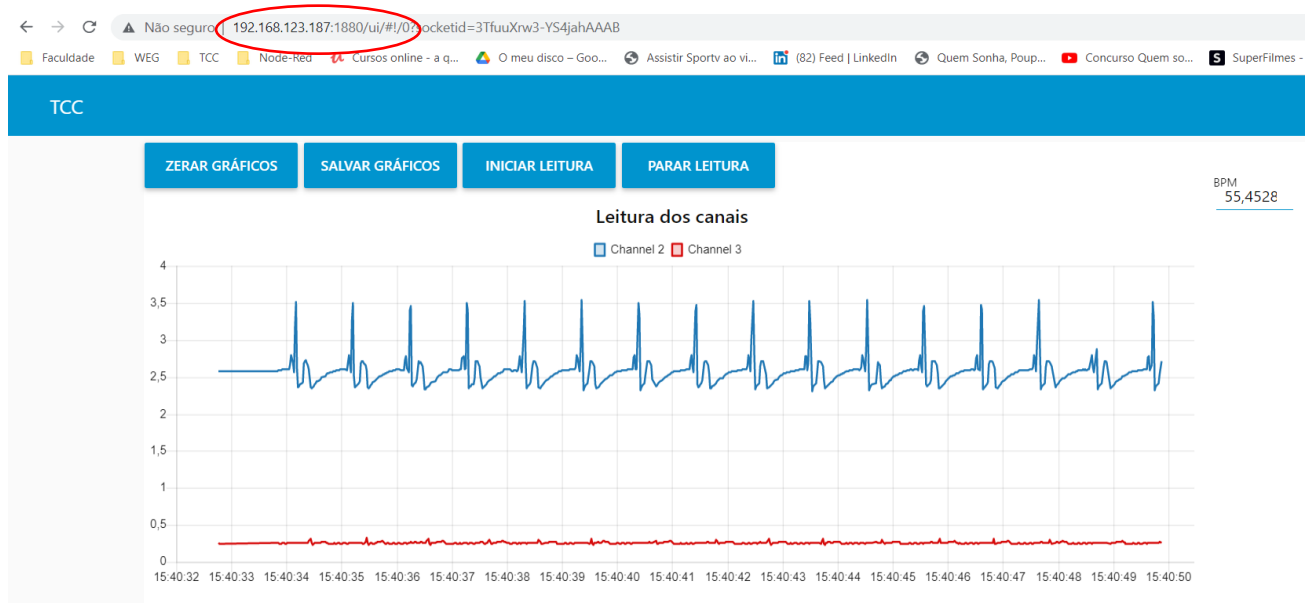
Figura 26 - Primeiro resultado obtido, estas discontinuidades destacadas em azul são valores NaN (Not a Number) que se deve ao fato de uma frequência de amostragem muito elevada em que o sistema não consegue fazer a leitura correta.



Fonte: O Autor.

Abaixo na Figura 27 temos uma simulação utilizando os dois canais simultaneamente. Para realizar este teste o canal 2 (azul) foi conectado aos eletrodos que por sua vez estavam conectados ao autor, simulando o batimento cardíaco materno, já o canal 3 (vermelho) foi conectado ao simulador de atividade elétrica do coração apresentado na Figura 16, para assim simular o batimento cardíaco fetal, atenuando o sinal do simulador por um fator de 10 para simular a amplitude do sinal de ECG fetal.

Figura 27 - Sinal de ECG da mãe e do suposto feto, pode se perceber uma grande diferença na ordem de magnitude entre os dois sinais.



Fonte: O Autor.

Na Figura 28 abaixo podemos ver todas as funcionalidades implementadas no trabalho, na parte superior da figura destacada em vermelho temos quatro botões que apresentam diferentes funções, apresentadas respectivamente a seguir: 1) Zera o gráfico e inicia uma nova medição. 2) Salva os gráficos em formato CSV no Raspberry. 3) O terceiro seria para iniciar a leitura caso o usuário decida parar clicando no ultimo botão. 4) Serve para parar a leitura, esta opção foi implementada para não utilizar processamento e memória RAM do Raspberry em vão, iniciando a leitura sempre que a pessoa com os eletrodos esteja sentada e em repouso, evitando assim as interferências indesejadas.

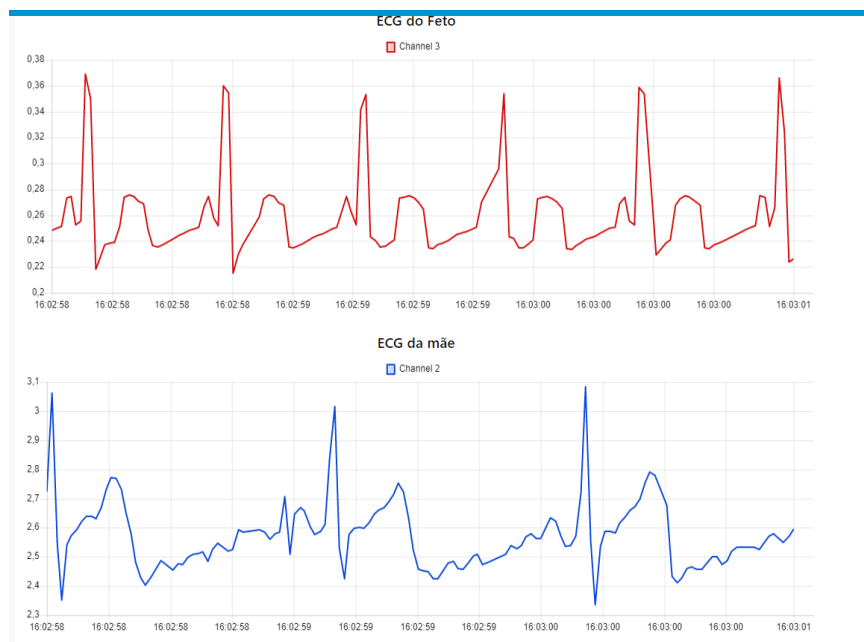
Figura 28 - Funções do sistema. Na parte superior temos os dois sinais MECG e FECG e na parte inferior uma ênfase no sinal FECG, escalas verticais em Volts e horizontais em hh:mm:ss. Circulado em vermelho temos botões com algumas opções.



Ainda na Figura 28 à direita pode se observar as duas frequências cardíacas referente aos dois sinais, o código para cálculo destas frequências foi disponibilizado no Apêndice A deste trabalho. Pode se perceber que as medições de frequências cardíacas são condizentes com a realidade, a frequência cardíaca do autor (sinal em azul) tem característica de ser um pouco abaixo da média, enquanto que a frequência que simula o BPM do feto (sinal em vermelho) pode ser ajustada por um potenciômetro no simulador de atividade elétrica do coração. Na parte inferior da figura temos o sinal de ECG do feto (FECG), pode se perceber que a escala muda, pois está de acordo com a amplitude baixa do sinal, foi adicionado dois gráficos com os sinais separadamente para analisar melhor cada um deles, como pode ser observado com mais precisão na Figura 29 abaixo.

Na parte superior da Figura temos o sinal FECG enquanto que na parte inferior temos o MECG, pode se observar que no caso do MECG, onde os eletrodos estão conectados ao autor, este sinal apresenta um ruído maior associado, isto pode ser explicado por conta dos eletrodos mal posicionados ou dos sinais interferentes presentes no corpo do autor.

Figura 29 – Representação dos dois sinais separadamente.



Fonte: O autor

Abaixo na Figura 30 está o resultado final do projeto, nesta lateral podemos observar o botão que liga e desliga a alimentação do circuito, o LED que indica nível de tensão baixa e o conector para o cabo de ECG.

Figura 30 – Vista superior do resultado final do projeto.



Fonte: O Autor.

Na Figura 31 podemos ver a outra lateral, esta por sua vez possui duas entradas, à esquerda temos a entrada para carregar a bateria de 9 V e à direita temos a entrada para alimentar o Raspberry. A alimentação do Raspberry pode ser tanto com um *powerbank* ou um cabo USB

conectado a um notebook que deve estar desconectado da rede elétrica. Na grande maioria dos testes foi utilizado o *powerbank* para alimentar o Raspberry, no caso da escolha de se usar o cabo conectado a um notebook deve se usar uma porta USB 3.0 já que esta libera mais corrente do que uma USB 2.0 convencional.

Figura 31 - Vista lateral do projeto, mostrando as entradas para alimentação, que é feita utilizando baterias.



Fonte: O Autor.

8. DISCUSSÃO

Alguns autores já se dedicaram a realizar a extração do Eletrocardiograma Fetal de sinais abdominais de forma não invasiva, sendo encontrado diversas técnicas para a obtenção do melhor resultado.

ALMEIDA, et al., (2013) realizaram a extração utilizando a técnica da Transformada Wavelet (TW) ou a Análise de Componentes Independentes, do inglês Independent Component Analysis (ICA). Neste caso os autores aplicaram o método com base em Wavelet para localizar as ondas do ECG materno e posteriormente uma estratégia similar foi adaptada para a fisiologia fetal e aplicada para detectar o complexo QRS fetal, excluindo o sinal associado ao batimento materno.

DESAI e SANKHE (2012), desenvolveram um monitor para captar os sinais ECG maternal e fetal, para isso o monitor foi testado com um grupo de 35 mulheres em um hospital da cidade, em diferentes períodos da gravidez, para obter o sinal de ECG materno e fetal. Foram fixados 8 eletrodos no ventre da gestante, não utilizaram um posicionamento padrão pois o mesmo foi determinado com o auxílio de ultrassonografia de acordo com a posição do feto no momento. O sinal fraco obtido foi pré-amplificado, filtrado e digitalizado, o método proposto pelos autores obteve êxito de mais de 99%.

Já um outro estudo propôs estimar a frequência cardíaca fetal de gravações de eletrocardiogramas abdominais, baseado na Transformada Wavelet não-decimada, contendo os sinais maternos e fetais. Este método é invariante à translação, ou seja, leva em consideração todos os elementos da amostra, onde representa uma série temporal com o mesmo número de coeficientes em cada escala, não sendo necessário um pré-processamento para filtragem de ruídos, podendo ser utilizado tanto a um banco de dados simulado como a um banco real. Os resultados foram satisfatórios, porém ainda seriam necessárias outras validações. (ELMANSOURI, LATIF e MAOULAININE, 2014).

INOCÊNCIO (2017) desenvolveu um sistema embarcado de baixo custo para monitoração de batimentos fetais e maternos, sendo testado em quatro voluntárias, utilizando os dados adquiridos das próprias pacientes. Neste estudo, a autora desenvolveu um algoritmo e um circuito para detecção dos batimentos cardíacos, feito de maneira sequencial, utilizando cálculo da variância para detectar e eliminar o batimento materno, foram utilizados três eletrodos, sendo a referência do circuito colocada na parte das costas da paciente.

Outro estudo, realizado com apenas uma gestante, foi feito a análise da separação do batimento fetal do batimento materno, por meio da transformada de Wavelet, a partir da aquisição do sinal fazendo uso de dois eletrodos, utilizando um amplificador integrador para criar uma referência (FAUZANI, et al., 2013).

Já no artigo de MORALES, et al. (2013), foi utilizado um dispositivo reconfigurável analógico e um digital. O primeiro é responsável pela aquisição do sinal, pré processamento e conversão analógico-digital, e, o segundo é composto por um Field-programmable Gate Arrays (FPGA) que serve para o processamento e separação dos batimentos maternos e fetais. Foram testados apenas sinais disponíveis em bancos de dados, deixando dúvidas como seria a aquisição dos dados em indivíduos reais, apresentando como vantagem o circuito ser programado inteiramente por softwares, diminuindo assim a parte de instrumentação. Porém este protótipo apresenta um custo elevado, pois os itens utilizados são caros.

Embora foram encontradas algumas dificuldades durante o desenvolvimento do trabalho, principalmente durante os testes do circuito de aquisição. Assim, algumas dificuldades foram observadas na junção entre as partes analógica e digital, desde a parte de aquisição, conexão com o ADS1115, comunicação I²C com o Raspberry e o uso do Node-Red para visualizar os sinais.

O objetivo principal deste trabalho se mostrou satisfatório visto que foi possível registrar dois canais de sinais de eletrocardiograma, simulando um ECG materno e um ECG fetal, com qualidade e ao mesmo tempo. Foi possível a aquisição de sinais de baixíssima amplitude (ordem de micro Volts) e fazer o gráfico deste sinal. As limitações se encontram na forma de alimentar o circuito que utiliza bateria, onde a autonomia foi de cerca de 20 horas de utilização, limitado ao power bank de 10.000 mAh que alimenta o Raspberry, que por sua vez consome cerca de 500 mA dependendo da utilização e acessórios conectados. Outra limitação encontrada foi a de não realizar os testes com sinais de ECG reais, maternos e fetais, sendo necessário utilizar sinais de ECG simulados e de voluntários. Para o caso real de aquisição de um sinal de ECG fetal, após a etapa de aquisição, deveria existir mais uma etapa de processamento digital para fazer a separação do sinal de ECG fetal do sinal de ECG da mãe.

9. CONCLUSÕES

O objetivo principal foi alcançado em sua maior parte, visto que é possível fazer a extração e leitura dos sinais do feto e da mãe simultaneamente. Porém, em função da dificuldade da aceitação do código de ética para realizar testes em gestantes, não foi possível realizar o teste final extraindo o sinal de ECG de um feto real. Os objetivos específicos foram alcançados, visto que todo o processo de teste desde a extração e visualização foi realizado em um humano, no caso o autor deste trabalho, e o sinal de FECG foi simulado através do simulador de atividade elétrica do coração.

10. TRABALHOS FUTUROS

Recomenda-se para trabalhos futuros algumas melhorias, como por exemplo, a confecção em circuito impresso da placa do circuito de aquisição, na qual foi utilizada uma placa perfurada genérica e de baixo custo. Os componentes poderiam ser melhores selecionados e voltados para este tipo de aplicação, onde exige uma precisão maior, os capacitores por exemplo, além de serem para 250 Volts e por isso possuem um tamanho maior do que o necessário, estes possuem uma tolerância de até 20% de variação. Isto significa que um capacitor de $2,2\mu\text{F}$ pode ter na verdade valores efetivos de $1,76\mu\text{F}$ até $2,64\mu\text{F}$.

Também como sugestão para melhoria seria a criação de um banco de dados para armazenamento dos sinais extraídos, bem como a opção de salvar arquivo em formato CSV no dispositivo utilizado para a visualização, até o momento existe somente a opção de salvar o sinal no Raspberry Pi. Além disso, realizar testes reais em uma mulher em período gestacional, onde seria possível realizar o teste de fato em um feto, comprovando assim a total eficiência do projeto em questão.

11. REFERÊNCIAS

- ALMEIDA R., GONÇALVES H., ROCHA AP., BERNARDES J. A Wavelet-based method for assessing fetal cardiac rhythms from abdominal ECGs. IEEE conference Computing in Cardiology, p. 289-292, Set. 2013.
- ALVES; José Marcos. SEL0393 - Laboratório de Aplicação de Circuitos Integrados Lineares. USP- Universidade de São Paulo, São Carlos, 2011.
- BUENO, N.; Classificação Automática de Cardiopatias Baseada em Eletrocardiograma. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Uberlândia UFU, 2006.
- BRUCATO A., FRASSI M., FRANCESCHINI F., CIMAZ R., FADEN D., PISONI MP., MUSCARA M., VIGNATI G., STRAMBA-BADIALE M., CATELLI L., LOJACONO A., CAVAZZANA I., GHIRARDELO A., VESCOVI F., GAMBARI PF., DORIA A., MERONI PL., TINCANI A. Risk of congenital complete heart block in newborns of mother with anti-Ro/SSA antibodies detected by counterimmuno-electrophoresis: Arthritis Rheum 44:1832, 2001.
- CARVALHO, J.; Sistema para Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca. Projeto Final de Graduação em Engenharia Elétrica - Universidade de Brasília, 2002.
- DELGADO, J. A. ALTUVE, M. HOMSI, M. N. Haar Wavelet transform and principal component analysis for fetal QRS classification from abdominal maternal ECG recordings. 20th Symposium on Signal Processing, Images and Computer Vision (STSIWA), Bogota, Set. 2015.
- DESAI, K. D. SANKHE, M. S. A Real-Time Fetal ECG Feature Extraction Using Multiscale Discrete Wavelet Transform. 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, Out. 2012
- ELMANSOURI, K. LATIF, R. MAOULAININE, F. Efficient Fetal Rate Extraction using Undecimated Wavelet Transform. Second World Conference on Complex Systems (WCCS), p. 696-701. Nov. 2014.
- FAUZANI; Narul, AHMAD; Siti A., NOOR; Samsul Bahari Mohd, HASAN; Wan Zuha Wan. Two electrodes system: Performance on ECG FECG and EMG detection. 2013 IEEE Student Conference on Research and Development. Anais. IEEE, dez. 2013.
- FRANCESCHI; Jarbas, MARQUES; Frederico Manoel, SOUZA; Patrícia Alves de. Cardiopatias congênicas em um hospital pediátrico. Research, Society and Development, v. 9, n. 6, 2020.
- GADAKARI; Rupali Mohan, MHAPANKAR; Umesh, DESAI; Jatin, PAI, Sadhana. Non-invasive extraction of fetal ecg using differential algorithm and analysis using labview. International Journal of Scientific & Engineering Research, Volume 6, Issue 11, November-2015.
- Getting Started: Node-Red. <https://nodered.org/docs/getting-started/>
- HASAN, M. A. REAZ, MB, Ibrahimy MI, Hussain MS, Uddin J. Detection and processing techniques of fecg signal for fetal monitoring. Biological procedures online, Springer-Verlag, v. 11, n. 1, p. 263, 2009.

HASAN M.A., REAZ M.B, IBRAHIMY M.I., HUSSAIN M.S., UDDINJ. Techniques of FECG signal analysis: detection and processing for fetal monitoring. *Wit Transactions On Biomedicine And Health*, v. 12, n. 7, p.295-305, 2007.

HUSEBY, M. K. Fpga based development platform for biomedical measurements: Ecg module. 2013.

INOCÊNCIO, Ana Vitória de Moraes. SISTEMA EMBARCADO DE BAIXO CUSTO PARA MONITORAÇÃO DE BATIMENTOS FETAIS E MATERNO. Dissertação (pós graduação em Engenharia Elétrica), Universidade Federal de Pernambuco- Recife, 2017.

KAHANKOVA; Radana, JEZEWSKI; Janusz, NEDOMA;Jan, JEZEWSKI; Michal, FAJKUS; Marcel, KAWALA-JANIK; Aleksandra, WEN; He, MARTINEK; Radek. The influence of gestation age on the performance of adaptive algorithms used for fetal ECG signal extraction. *Adv. Elect. Electr. Eng.* 15, 491–501 (2017)

KARVOUNIS; E. C.; "An automated methodology for fetal heart rate extraction from the abdominal electrocardiogram." *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on* 11.6 (2007): 628-638.

KARVOUNIS E. C., TSIPOURAS M.G., PAPALOUKAS C., TSALIKAKIS D.G., NAKA K.K, FOTIADIS D .I. A non-invasive methodology for fetal monitoring during pregnancy. *Methods Inf. Med.* 49, 238–253 (2010).

LEE J., MCMANUS DD. , MERCHANT S, CHON KH. Automatic motion and noise artifact detection in holter ECG data using empirical mode decomposition and statistical approaches. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 59, n. 6, p. 1499–1506, 2012.

LIU, C. LI, P. Systematic methods for fetal electrocardiographic analysis: Determining the fetal heart rate, RR interval and QT interval. In: *COMPUTING IN CARDIOLOGY*, 2013, Zaragoza. CinC. Zaragoza, p. 309-312, 2013

MAIA; Diego Leonardo Menezes, LIMA; Carlos José Mota de, PAIVA; Nara Mirella Teixeira, LINO; Danielli Oliveira da Costa, LIMA; Jéssica Lustosa Costa. Uso de softwares digitais como ferramenta de educação médica no ensino na interpretação do eletrocardiograma: uma revisão sistemática. *Research, Society and Development*, v. 10, n. 12, 2021.

MARCHON N.; NAIK G.; Electrode positioning for monitoring Fetal ECG: (ICIP), 2015.

MATONIA; Adam, JEZEWSKI; Janusz, KUPKA; Tomasz, JEZEWSKI; Michał, HOROBA; Krzysztof , WROBEL; Janusz, CZABANSKI; Robert, KAHANKOWA Radana. Eletrocardiogramas fetais, diretos e abdominais com anotações de batimentos cardíacos de referência. *ScientificData* 7 , 200 (2020).

MELCO, T.; Estudo do Eletrocardiograma sob uma Abordagem Matemática. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo USP, 2006.

MOFFA, P.; Eletrocardiograma Normal e Patológico. São Paulo: Editora Roca toda, 2001. 911 p.

MORALES D. P., GARCIA A., CASTILLO E., CARVAJAL M.A., PARRILLA L., PALMA A.J. An application of reconfigurable technologies for non-invasive fetal. 2013.

PETERFI, I.; KELLENYI L.; "Noninvasive Recording of True-to-Form Fetal ECG during the Third Trimester of Pregnancy." *Obstetrics and gynecology international* 2014 (2014).

PODZIEMSKI, P.; GIERALTOWSKI, J. Fetal Heart Rate Discovery: Algorithm for Detection of Fetal Heart Rate from Noisy, Noninvasive Fetal ECG Recordings. *Computing in Cardiology* 2013, n. C, p. 333–336, 2013.

Saffi MAL, Bonfada MS. Conhecimento de enfermeiros no manejo e interpretação do eletrocardiograma. *Rev baiana enferm* (2018);32:e26004.

SBC-Sociedade Brasileira de Cardiologia: Cardiopatia congênita afeta 29 mil crianças/ano Disponível em: <https://www.portal.cardiol.br/post/cardiopatia-cong%C3%AAnita-afeta-29-mil-crian%C3%A7as-ano-e-6-morrem-antes-de-completar-um-ano-de-vida>. Acesso em: Julho de 2022.

SILVA, Cássio Moreira. Sistema de controle de apresentação por meio de Raspberry Pi. 2019. Monografia (graduação em Sistemas da Informação), a Universidade Federal de Uberlândia-Minas Gerais, 2019.

SOUZA; Patrese Emiron Barbosa de. Compressão de Sinais de Eletrocardiograma Utilizando Técnicas de Codificação Distribuída. 2019. Dissertação (pós graduação em Engenharia Elétrica), Universidade Federal do Amazonas- Amazonas, 2019.

SOUZA, P. V. E. DE. Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma Android. [s.l.] Universidade Federal de Pernambuco, 2015.

TUTIDA; Helton Isamu Carvalho. Implementação de um Módulo de Aquisição de ECG Abdominal em Gestantes para Estimativa da Frequência Cardíaca Fetal Usando FPGA. 2016. Monografia (graduação em Engenharia Eletrônica), Faculdade UnB Gama – FGA. Brasília, 2016.

VANIN, Felipe Trentin. AVALIAÇÃO DA VITALIDADE FETAL ATRAVÉS DO ELETROCARDIOGRAMA MATERNO ABDOMINAL. 2017. Monografia (graduação em Engenharia Eletrônica), UFSC-SC,2017.

Wantika Tri Wahyudi, Karyanto, S.Si., M.T. , Risky Martin Antosia, S.Si., M.T. Rancang Bangun Alat Resistivitas Berbasis Arduino Menggunakan Modul ACS712 dan ADS1115.

APÊNDICE A

Código em linguagem JavaScript para obter os sinais na saída do ADS1115:

```
``
channelRead = flow.get('channelRead');
channelReadShort = flow.get('channelReadShort');
msg.time = new Date().getTime();

if (!isNaN(msg.read['/dev/i2c-
1'].ads1115['0x48'].singleEnded.channel_2.Volts)) {
    channelRead.ch2.push({
        "x": msg.time,
        "y": msg.read['/dev/i2c-
1'].ads1115['0x48'].singleEnded.channel_2.Volts
    });

    channelReadShort.ch2.push({
        "x": msg.time,
        "y": msg.read['/dev/i2c-
1'].ads1115['0x48'].singleEnded.channel_2.Volts
    });
}

if (!isNaN(msg.read['/dev/i2c-
1'].ads1115['0x48'].singleEnded.channel_3.Volts)) {

    channelRead.ch3.push({
        "x": msg.time,
        "y": (msg.read['/dev/i2c-
1'].ads1115['0x48'].singleEnded.channel_3.Volts) / 10
    });

    channelReadShort.ch3.push({
        "x": msg.time,
        "y": (msg.read['/dev/i2c-
1'].ads1115['0x48'].singleEnded.channel_3.Volts) / 10
    });
}

newMsg = {};
newMsg.payload = [{
    "series": ["Channel 2", "Channel 3"],
    "data": [channelRead.ch2, channelRead.ch3],
    "labels": ["Leitura2", "Leitura3"]
}];

return newMsg;``
```

Código em linguagem JavaScript para obter os Batimentos por Minuto(BPM) dos sinais:

```
    "BPM = 0
for (i = (channelRead.ch2.length) - 1; i > 1; i--) {

    value = [channelRead.ch2[i].y];

    if (value > 2.80) {
        if (time2 > 0) {
            time2 = time1;

            time1 = [channelRead.ch2[i].x]; //calcula os próximos picos
            period = time2 - time1;

        }

        if (time2 == 0) {
            time2 = [channelRead.ch2[i].x]; //Pega o primeiro pico
            node.warn('time in sec 2222: ' + time1);
            time1 = [channelRead.ch2[i].x];
            period = time2 - 0;

        }

        if (period > 300) {
            BPM = (60 * 1000 / (period));

            msg.payload = BPM;

            return msg;

        }
    }
}
}"
```