

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
COORDENAÇÃO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA  
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA

AMANDA COSTA MARTINEZ

**DESENVOLVIMENTO DE UM ELETROCARDÍOGRAFO DE BAIXO CUSTO  
UTILIZANDO UM MICROCOMPUTADOR *RASPBERRY PI***

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

TOLEDO

2016

AMANDA COSTA MARTINEZ

**DESENVOLVIMENTO DE UM ELETROCARDÍOGRAFO DE BAIXO CUSTO  
UTILIZANDO UM MICROCOMPUTADOR *RASPBERRY PI***

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do Curso de Engenharia Eletrônica da Coordenação de Engenharia Eletrônica - COELE - da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Campus Toledo, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Eletrônico.

Orientador: Prof. Dr. Felipe Walter Dafico Pfrimer

TOLEDO

2016



---

## TERMO DE APROVAÇÃO

Título do Trabalho de Conclusão de Curso Nº 034

# Desenvolvimento de um Eletrocardiógrafo Portátil Utilizando um Microcomputador Raspberry Pi

por

**Amanda Costa Martinez**

Esse Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado às 12h45 do dia **22 de junho de 2016** como requisito parcial para a obtenção do título de **Bacharel em Engenharia Eletrônica**. Após deliberação da Banca Examinadora, composta pelos professores abaixo assinados, o trabalho foi considerado **APROVADO**.

---

Prof. Dr. Alberto Nakano  
(UTFPR-TD)

---

Prof.<sup>a</sup> Me. Jaqueline Vargas  
(UTFPR-TD)

---

Prof. Dr. Felipe W. D. Pfrimer  
(UTFPR-TD)  
Orientador

**Visto da Coordenação**

---

Prof. M. Jorge A. V. Alves  
Coordenador da COELE

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus pais, Almir e Darci, aos meus irmãos, Anderson, Alan e Aline, aos meus sobrinhos, Gustavo, Eduarda e Raul, e aos meus cunhados, Kelly, Valéria e Thiago por terem me incentivado a desenvolver este trabalho, me trazendo força e alegria para desenvolvê-lo e proporcionando motivação e confiança para que não desanimasse durante sua execução.

Agradeço ao meu namorado, Mathias S. Costa, pela compreensão, carinho e dedicação com que me auxiliou no decorrer do trabalho e, principalmente, pela valiosa ajuda durante o desenvolvimento do *software*.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Felipe W. D. Pfrimer, do Departamento de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Toledo, pela sugestão do tema, pelo conhecimento transmitido, pela dedicação ao orientar e direcionar o desenvolvimento ao longo de todo o projeto.

Agradeço também aos Professores Dr. Alberto Yoshihiro Nakano e M.Sc. Victor A. F. de Carvalho, do Departamento de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Toledo, pelas ideias, sugestões e pelo interesse em acompanhar o desenvolvimento do trabalho e, especialmente ao M.Sc. Victor, pelo contato no Hospital Universitário de Cascavel, sem o qual não conseguiria os cabos para desenvolver o projeto.

Também agradeço a empresa TEXAS INSTRUMENTS, fabricante de componentes, por ter disponibilizado amostras dos componentes utilizados, sem os quais não conseguiria realizar este projeto.

Acima de tudo e de todos, existe um ser superior, um Deus de amor, de bondade e de generosidade, ao qual agradeço pelo dom da vida, pela minha saúde e intelecto, pela minha família, e por ter colocado pessoas tão especiais no meu caminho, proporcionando assim uma vida ainda mais gratificante. Obrigada!

## RESUMO

MARTINEZ, Amanda Costa. Desenvolvimento de um Eletrocardiógrafo de Baixo Custo Utilizando um Microcomputador *Raspberry Pi*. 2016. 66f. Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação (Bacharelado em Engenharia Eletrônica), Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Toledo, 2016.

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um eletrocardiógrafo de baixo custo, capaz de captar os sinais elétricos da atividade cardíaca humana e mostrá-los por meio de uma interface. Este projeto inclui o desenvolvimento de um circuito eletrônico que, por meio de três eletrodos conectados aos braços esquerdo e direito e na perna direita do paciente, capta os potenciais elétricos oriundos da contração e relaxamento do coração, de acordo com a derivação DI, e os amplifica utilizando um amplificador de instrumentação. A interface gráfica (GUI) foi implementada utilizando um microcomputador *Raspberry Pi B+* (RPI) e os códigos foram elaborados em linguagem de programação *Python*. A GUI apresenta o sinal cardíaco obtido em uma tela, apenas um canal por vez, em tempo real antes de serem filtrados. Estes dados são armazenados e posteriormente processados por meio do *software* GNU Octave. São utilizados um conjunto de pinos da *General Purpose Input/Output* (GPIO) do *Raspberry* para fazer a comunicação via barramento *Serial Peripheral Interface* (SPI) entre o conversor analógico para digital (ADC) e o RPI.

**Palavras-chave:** Eletrocardiógrafo, Amplificador de Instrumentação, INA, *Raspberry Pi B+*, *Python*.

## ABSTRACT

MARTINEZ, Amanda Costa. Development of a Low Cost Electrocardiograph Using a Microcomputer Raspberry Pi. 2016. 66f. Final Project (Bachelor's Degree in Electronic Engineering), Federal University of Technology - Paraná, Toledo, 2016.

This study presents the development of a portable electrocardiograph, that is able to capture the electrical signals of the human heart activity and show them through an interface. This project includes the development of an electronic circuit that, through three electrodes connected on the left and right arms and the patient's right leg, captures the electrical potentials arising from the contraction and relaxation of the heart, in accordance with the derivation DI, and amplifies them using an instrumentation amplifier. The graphical user interface (GUI) was implemented using a Raspberry Pi B+ microcomputer and the codes were developed in Python programming language. The GUI displays the heart's signal on a screen, only one channel at a time, in real time, before being filtered. These data are stored and then processed through the software GNU Octave. It's used a set of pins of the Raspberry's general purpose input output (GPIO) to communicate via serial peripheral interface (SPI) bus between analog to digital converter (ADC) and the RPI.

**Keywords:** Electrocardiograph, Instrumentation Amplifier, INA, Raspberry Pi B+, Python .

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Registros de ECG obtidos por Gabriel Lippmann e Willem Einthoven. . . . .	11
Figura 2:	Registro de um ECG utilizando um eletrocardiógrafo. . . . .	12
Figura 3:	Comparação entre as principais causas de morte no mundo. . .	13
Figura 4:	Cavidades do coração e sentido de circulação do sangue. . . .	17
Figura 5:	Sistema de condução intracardíaco. . . . .	17
Figura 6:	Sinal típico do coração. . . . .	18
Figura 7:	Atividade elétrica do coração. . . . .	19
Figura 8:	Derivações bipolares. . . . .	20
Figura 9:	Entrada típica de um circuito amplificador de sinal cardíaco. . .	21
Figura 10:	Exemplo de circuito utilizando INA128. . . . .	22
Figura 11:	Influência do campo elétrico na captação de biopotenciais. . . .	26
Figura 12:	Filtro passa-baixas conectado entre a saída do INA121 e o terminas de referência do mesmo. . . . .	27
Figura 13:	Diagrama de blocos do estágio de filtro. . . . .	28
Figura 14:	Gráfico de Bode da função de transferência em malha fechada para o filtro. . . . .	28
Figura 15:	Esquemático da aquisição de biopotenciais utilizando o circuito de realimentação DRL. . . . .	29
Figura 16:	Diagrama de blocos do sistema proposto. . . . .	29
Figura 17:	Eletrodo e conector utilizados no presente trabalho. . . . .	30
Figura 18:	Esquemático do circuito desenvolvido. . . . .	31
Figura 19:	<i>Layout</i> da placa referente ao circuito desenvolvido. . . . .	32
Figura 20:	Placa do eletrocardiógrafo desenvolvido conectada ao RPI. . . .	33
Figura 21:	Pinos de comunicação SPI da GPIO do RPI. . . . .	34

Figura 22:	Métodos de ligação do ADS8321, diferencial e terminação única.	35
Figura 23:	Diagrama de temporização do ADS8321.	36
Figura 24:	Interface gráfica desenvolvida.	38
Figura 25:	Representação da execução do código paralelo e da comunicação entre núcleos em um mesmo <i>communicator</i> .	39
Figura 26:	Representação da sincronização das rotinas desenvolvidas.	40
Figura 27:	Fluxograma do código desenvolvido.	41
Figura 28:	Gráfico obtido com o sinal de entrada do ECG sendo um pulso.	44
Figura 29:	Gráfico obtido com o sinal de entrada do ECG sendo uma onda quadrada.	45
Figura 30:	Gráfico obtido com o sinal de entrada do ECG sendo uma onda senoidal.	45
Figura 31:	Sinal cardíaco adquirido utilizando o ECG desenvolvido.	46
Figura 32:	Sinal cardíaco adquirido com frequência de amostragem de 100 Hz, antes e após o filtro.	47
Figura 33:	Gráfico referente ao sinal cardíaco para frequência de amostragem de 191 Hz, antes e após o filtro.	48
Figura 34:	Gráfico referente ao sinal cardíaco para frequência de amostragem de 390 Hz, antes e após o filtro.	49
Figura 35:	Espectro referente ao sinal cardíaco para frequência de amostragem de 390 Hz, antes e após o filtro.	49

## LISTA DE TABELAS

1	Tensão de entrada e saídas digitais binárias no formato de complemento de dois. . . . .	35
---	---	----

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

$CO_2$	Dióxido de Carbono.
$f_N$	Frequência de Nyquist.
$f_s$	Frequência de Amostragem.
$G_{INA}$	Ganho do INA.
$G_{Saída}$	Ganho do Estágio de Saída.
$R_g$	Resistor de Ganho.
$V_d$	Tensão Diferencial.
$V_{CM}$	Tensão de Modo Comum AC.
$V_{DC}$	Potencial de Junção.
$Z_e$	Impedância de Junção.
$+I_n$	Entrada Não Inversora.
$-I_n$	Entrada Inversora.
AC	<i>Alternate Current.</i>
ADC	<i>Analog to Digital Converter.</i>
Ag/AgCl	Prata/Cloreto de Prata.
Amp Op	Amplificador Operacional.
aVf	Derivação Unipolar Aumentada - Pé.
aVl	Derivação Unipolar Aumentada - Mão Esquerda.
aVr	Derivação Unipolar - Mão Direita.
C	Capacitor.
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio.</i>
CS	<i>Chip Select.</i>
DC	<i>Direct Current.</i>
DI	Derivação 1.
DII	Derivação 2.
DIII	Derivação 3.
DOUT	<i>Digital Output.</i>
DRL	<i>Driven Right Leg.</i>
ECG	Eletrocardiograma.

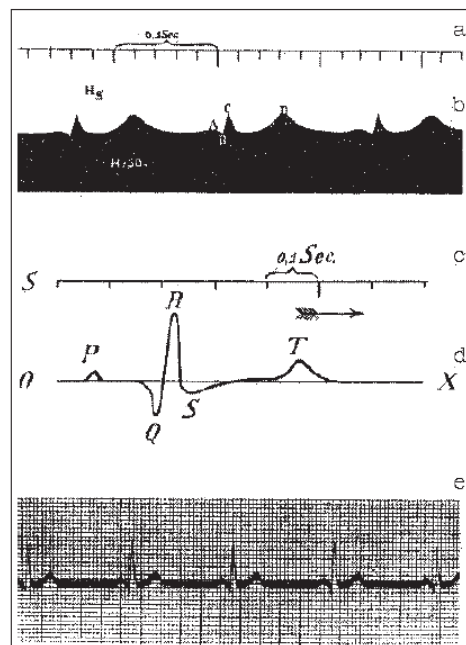
FFT	<i>Fast Fourier Transform.</i>
GND	<i>Ground.</i>
GPIO	<i>General Purpose Input Output.</i>
GUI	<i>Graphical User Interface.</i>
INA	<i>Instrumentation Amplifier.</i>
J	<i>Conector Jack.</i>
LPF	<i>Low Pass Filter.</i>
MISO	<i>Master In Slave Out.</i>
MOSI	<i>Master Out Slave In.</i>
MPI	<i>Message Passing Interface.</i>
MSB	<i>Most Significant Bit.</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board.</i>
R	<i>Resistor.</i>
RPI	<i>Raspberry Pi B+.</i>
SAR	<i>Successive Approximation Register.</i>
SL	<i>Pinos Conectores.</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface.</i>
VCC	<i>Tensão de Alimentação.</i>
X	<i>Bornes.</i>

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>11</b>
1.1 OBJETIVOS .....	13
1.2 JUSTIFICATIVA .....	14
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>16</b>
2.1 ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA .....	16
2.2 AMPLIFICADOR DE BIOPOTENCIAIS CARDÍACOS .....	21
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>24</b>
3.1 MATERIAIS .....	24
3.2 MÉTODOS .....	24
3.2.1 Circuito Desenvolvido .....	25
3.2.2 Construção do <i>Hardware</i> .....	32
3.2.3 Interface Gráfica no RPI .....	33
3.2.4 Aquisição de Dados .....	41
3.2.5 Metodologia de Análise de Dados .....	42
<b>4 RESULTADOS OBTIDOS</b> .....	<b>44</b>
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	<b>51</b>
5.1 PROJETOS FUTUROS .....	52
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>54</b>
<b>ANEXO A - PRIMEIRO ANEXO</b> .....	<b>56</b>
<b>ANEXO B - SEGUNDO ANEXO</b> .....	<b>57</b>
<b>ANEXO C - TERCEIRO ANEXO</b> .....	<b>64</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Pode-se considerar que o eletrocardiógrafo é a evolução tecnológica do eletrômetro de Lippmann e do galvanômetro de cordas. O primeiro foi concebido por Gabriel Lippmann, em seu estágio, no laboratório de Kirchhoff em 1873, e publicado em 1875. Naquela época, era o melhor aparelho em uso nos laboratórios de pesquisa para fins de registros eletrofisiológicos. O segundo foi idealizado pelo médico e cientista Willem Einthoven, e publicado em 1901, com o intuito de corrigir o inconveniente da inércia exagerada que o eletrômetro de Lippmann exibia. O galvanômetro apresentava ainda, maior aperiodicidade, sensibilidade, melhor padronização, proporcionalidade entre as variações da corrente e as deflexões, supressão dos fenômenos de atrito, isolamento mais perfeito, melhor nitidez da imagem e maior simplicidade de manejo (MACIEL, 1996). Pode-se observar os registros do galvanômetro e do eletrômetro na Figura 1.



**Figura 1: Registro de um ECG utilizando um Eletrômetro de Lippmann (itens a e b), correções feitas por Willem Einthoven (itens c e d) e registro de um ECG com o Galvanômetro de Cordas (item e) (MACIEL, 1996).**

Atualmente o eletrocardiograma (ECG) é realizado pelo equipamento médico denominado eletrocardiógrafo, que é capaz de captar os sinais da atividade elétrica do coração, vide Figura 2.



**Figura 2: Registro de um ECG utilizando um eletrocardiógrafo (INSTRAMED, 2015).**

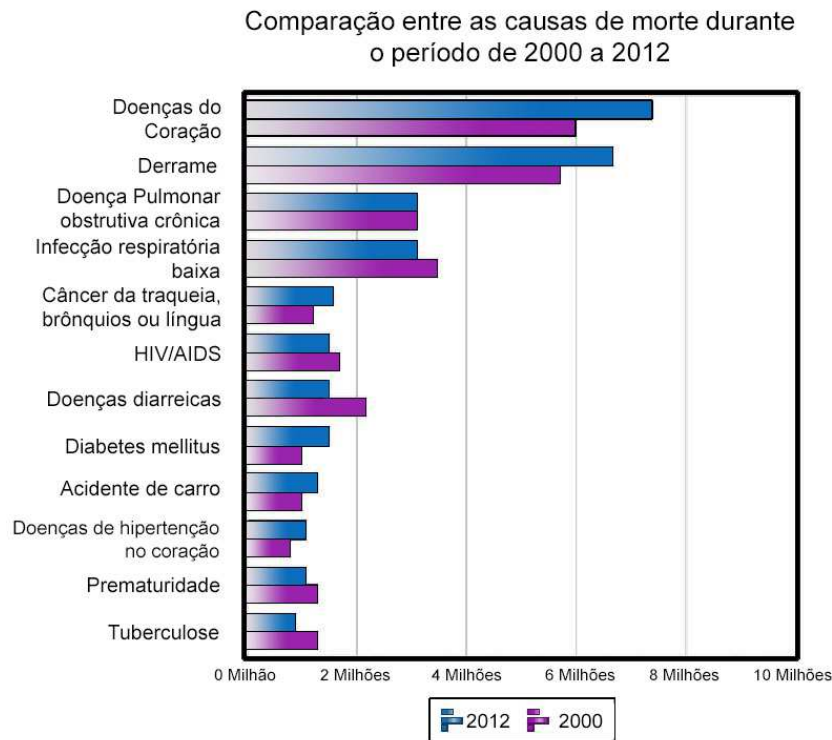
Graças ao desenvolvimento da eletrônica, o eletrocardiógrafo pôde ser aprimorado resultando na maior resolução do sinal do ECG, o que possibilitou a obtenção de informações cada vez mais minuciosas a respeito da atividade elétrica cardíaca.

Segundo dados da organização mundial da saúde (WHO, 2014), as doenças cardiovasculares estão entre as principais causas de morte no mundo, como pode-se observar na Figura 3, sendo a prevenção e o diagnóstico precoce os melhores mecanismos de ação contra doenças desta natureza.

O ECG é realizado com o intuito de auxiliar o diagnóstico do paciente, sendo possível reconhecer 90% das patologias cardíacas, que se diagnosticadas precocemente podem ser tratadas, poupando o paciente de maiores sofrimentos, e em casos mais graves até a morte (INCOR, 2015).

Neste cenário, surge a necessidade de melhorar constantemente os equipamentos médicos, tanto no aspecto tecnológico, quanto no cumprimento das necessidades clínicas, normas vigentes de segurança e meio ambiente. Também se evidencia a necessidade da utilização de tecnologias de baixo custo e de qualidade, para que o exame (ECG), realizado pelo equipamento médico eletrocardiógrafo, se torne cada vez mais acessível à população. Atualmente, o custo de um eletrocardiógrafo varia de, aproximadamente, R\$ 3.000,00 a R\$ 20.000,00 (CIRURGICAPASSOS, 2015).

Dessa forma, no presente trabalho é apresentado o projeto e construção de um eletrocardiógrafo de baixo custo cuja interface gráfica foi concebida no micro-



**Figura 3: Comparação entre as principais causas de morte no mundo entre os anos de 2000 e 2012, imagem adaptada (WHO, 2014).**

computador *Raspberry Pi*. Serão mostrados os métodos que permitiram a captação dos potenciais elétricos oriundos da atividade elétrica do coração, juntamente com circuitaria responsável pela diminuição do sinal de modo comum presente no corpo do paciente para que o amplificador de instrumentação pudesse operar dentro dos limites aceitáveis. Por último será feita uma análise dos resultados obtidos.

Vale ressaltar que o presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

## 1.1 OBJETIVOS

Tem-se como objetivo geral do presente trabalho, o projeto e a construção de um eletrocardiógrafo de baixo custo e canal único, capaz de captar e mostrar, por meio de uma interface gráfica, a atividade elétrica de despolarização e repolarização do coração humano através de eletrodos colados sobre a pele. Para isso, as seguintes etapas foram contempladas:

- Projeto do circuito analógico do eletrocardiógrafo que é responsável pela captação, amplificação e filtragem do sinal elétrico cardíaco;

- Projeto do circuito de amostragem que inclui um conversor analógico para digital, (ADC);
- Comunicação entre o ADC e o microcomputador *Raspberry Pi B+* (RPI) utilizando protocolo de comunicação SPI;
- Projeto da interface gráfica no RPI utilizando a linguagem de programação *Python*;

## 1.2 JUSTIFICATIVA

Profissionais da área de engenharia eletrônica adquirem conhecimentos que os tornam aptos a desenvolver novos equipamentos, controlar processos, elaborar projetos para diversas áreas, entre outras atividades. Por outro lado, profissionais da área de saúde, aprofundam seus conhecimentos sobre o corpo humano. E a união entre essas duas áreas com um objetivo em comum, só tem a aprimorar o bem-estar e a qualidade de vida das pessoas.

Com o estudo da eletrofisiologia do corpo humano, serão compreendidos os seus respectivos sinais elétricos e suas características. Associando isso aos conceitos desenvolvidos ao longo do curso de engenharia, percebe-se que temos ferramentas para projetar e desenvolver novos equipamentos que, de fato, mostrem esses sinais para contribuírem para o diagnóstico dos pacientes, auxiliarem a atingir um nível de compreensão amplo a respeito do funcionamento dos sistemas biológicos e que seja útil até mesmo para o desenvolvimento de pesquisas farmacológicas.

Como citado anteriormente, existem várias doenças cardíacas que são diagnosticadas com o auxílio do eletrocardiograma, e dentre essas doenças, algumas ainda são a maior causa de mortes no Brasil e no mundo. Somente sabendo o diagnóstico é que providências podem ser tomadas para o tratamento do paciente, e por isso deseja-se que este exame seja mais acessível, principalmente por necessitar de um aparelho relativamente caro.

Para conquistar um nível tecnológico de qualidade e ao mesmo tempo reduzir o custo de um equipamento, há a necessidade de pesquisas que demandam tempo e também da criatividade dos pesquisadores, sempre com o intuito de agregar valor ao conhecimento já existente. Considerando que o auge da engenharia é conseguir aplicá-la para o bem-estar, qualidade de vida e desenvolvimento humano, surgiu a iniciativa de desenvolver o protótipo de um eletrocardiógrafo.

O exame realizado pelo eletrocardiógrafo, o eletrocardiograma, é de fato um grande aliado no diagnóstico cardiológico, e torná-lo mais acessível, prático e confiável é um avanço para a qualidade do atendimento ao paciente e desenvolvimento humano.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

O presente capítulo tem como objetivo apresentar as teorias relacionadas ao objeto de estudo deste trabalho no que diz respeito à origem e característica do sinal a ser captado, filtrado e amplificado e a composição de um circuito eletrônico para captação de um sinal com as características descritas.

### 2.1 ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA

Segundo (BERNE; LEVY, 2009), o sistema cardiovascular é constituído por vasos sanguíneos, capilares e coração. Este sistema tem a finalidade de bombear o fluido heterogêneo, denominado sangue, para o corpo. O coração, que atua como uma bomba, é constituído essencialmente por quatro cavidades: átrios esquerdo e direito e ventrículos esquerdo e direito, assim como pode ser visto na Figura 4. O átrio direito recebe o sangue de retorno do corpo, e por meio de uma válvula de comunicação entre átrio e ventrículo direito, denominada válvula tricúspide, este sangue flui para o ventrículo direito e é transportado para os pulmões com intuito de oxigenar (ver Figura 4) já que o sangue que retorna do corpo é cheio de dióxido de carbono ( $CO_2$ ). O átrio esquerdo recebe o sangue oxigenado que retorna dos pulmões, e esse sangue flui para o ventrículo esquerdo, através de uma válvula, análoga a do lado direito, denominada válvula mitral. Do ventrículo esquerdo esse sangue é bombeado para todo o corpo, Figura 4.

O ciclo cardíaco é iniciado por um potencial de ação que se origina de forma espontânea no nodo, ou nó, sinoatrial, Figura 5. Este ciclo compreende um período de contração ventricular denominado sístole que tem intuito de expelir o sangue do coração. Após esse período, ocorre o relaxamento que é denominado diástole, em que os átrios se enchem de sangue (GUYTON; HALL, 1996).

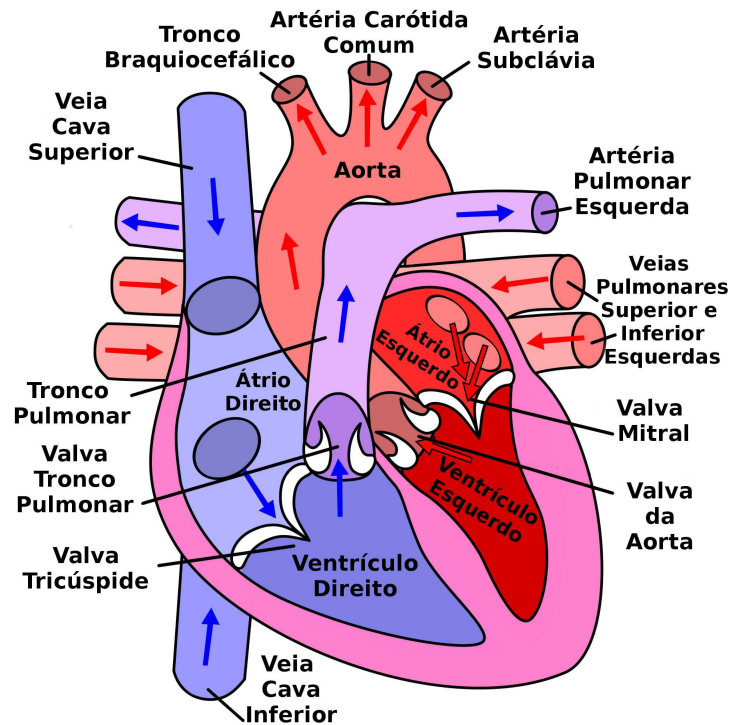


Figura 4: Cavidades do coração e sentido de circulação do sangue, imagem adaptada(WIKIPEDIA, 2012).

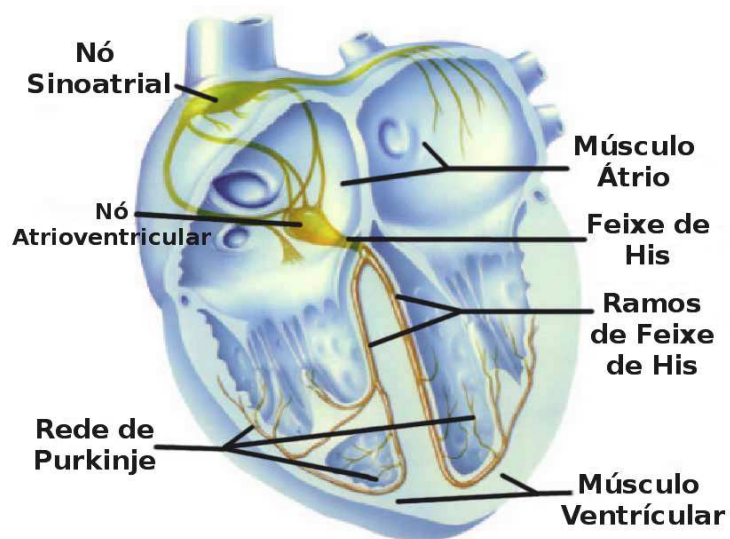


Figura 5: Sistema de condução intracardíaco (CHEIDA, 1997).

A atividade elétrica no coração ocorre de maneira peculiar devido aos impulsos rítmicos gerados pelas células especializadas que constituem o mesmo. A contração ritmada do músculo cardíaco é fundamental para que os ventrículos se encham de sangue antes de bombeá-lo e, portanto, para que o processo ocorra de maneira desejada, os átrios devem se contrair cerca de 0,16 s antes dos ventrículos. Outro aspecto importante que deve ser observado é que os ventrículos devem se contrair de maneira praticamente simultânea para a geração de pressão efetiva nessas cavidades. Os processos de contração e relaxamento geram correntes elétricas que suscitam um campo elétrico detectável na superfície corporal. Assim, se eletrodos forem colocados sobre a pele em pontos opostos ao coração, esses potenciais serão registrados, o que corresponde ao eletrocardiograma (GUYTON; HALL, 1996).

Segundo (WEBSTER, 1998), as amplitudes típicas dos biopotenciais assim como as faixas de frequência dos mesmos são bem conhecidas, e encontram-se dentro da faixa de 0,5 a 4 mV para tensão e 0,01 a 250 Hz para frequência.

De acordo com (GUYTON; HALL, 1996), o eletrocardiograma mostra as ondas P, Q, R, S e T que são geradas pela atividade cardíaca e registradas pelo eletrocardiógrafo. O gráfico característico mostrado pelo ECG normal se assemelha com o da Figura 6:

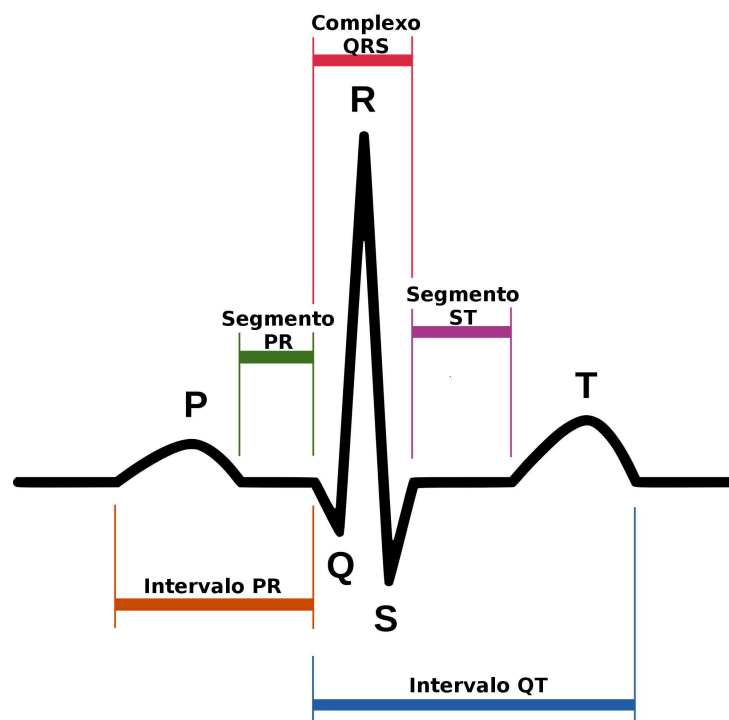
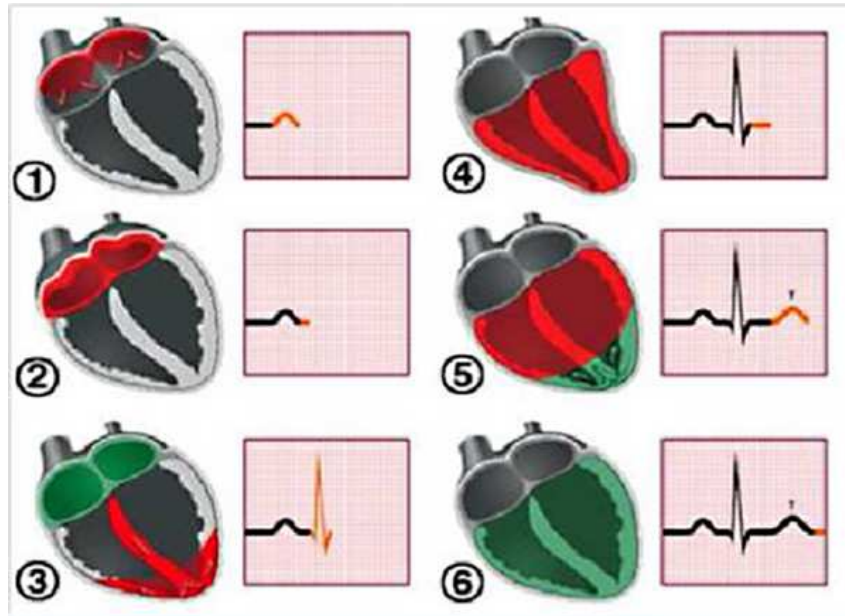


Figura 6: Sinal típico do coração, imagem adaptada(WIKIMEDIA, 2009).

A onda P representa a despolarização atrial, ou seja, a contração da cavidade atrial para que o sangue flua através da válvula mitral ou tricúspide para o ventrículo. Na primeira parte da onda temos a despolarização referente ao átrio direito e na parte final, do átrio esquerdo (GUYTON; HALL, 1996).



**Figura 7: Atividade elétrica do coração (ISHBEATA; KALBOUNEH, 2012).**

Na Figura 7-1 os átrios começam a despolarizar e na Figura 7-2 os átrios despolarizaram completamente, desta forma pode-se verificar a contribuição da onda P para o ECG.

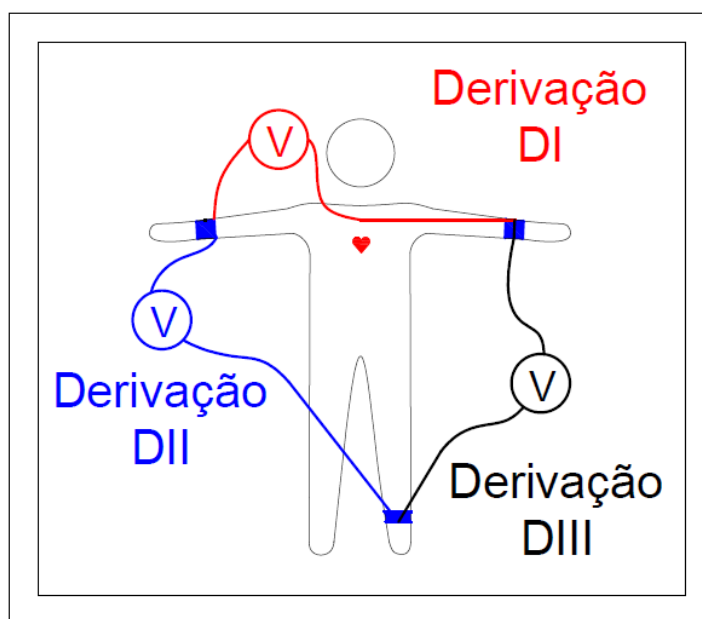
O complexo QRS no eletrocardiograma é o registro da atividade de despolarização dos ventrículos, e equivale a maior onda do exame, devido a atividade de contração do músculo ventricular ser responsável por bombear sangue para os pulmões e para as regiões periféricas do corpo (GUYTON; HALL, 1996). Na Figura 7-3 os ventrículos começam a despolarizar e na Figura 7-4 os ventrículos se despolarizam completamente, desta forma pode-se verificar a contribuição do complexo QRS para o ECG.

Em torno de 0,15 a 0,2 segundos após a onda P, ocorre a onda denominada T atrial, como essa onda coincide com a onda gerada pelo complexo QRS, que é significativamente maior, raramente é registrada no ECG, mas ela representa o relaxamento do músculo dos átrio (GUYTON; HALL, 1996). Na Figura 7-3 quando os ventrículos começam a se contrair o músculo átrial está relaxando, e pelo motivo apenas citado não fica evidente a onda T atrial no ECG.

Os ventrículos permanecem contraídos alguns milissegundos após o término da onda T ventricular, que representa a repolarização dos ventrículos e normalmente apresenta valores de tensão menores do que a do complexo QRS, mas tem duração mais prolongada (GUYTON; HALL, 1996). Na Figura 7-5 os ventrículos começam a repolarizar e na Figura 7-6 os ventrículos já repolarizaram completamente, desta forma pode-se verificar a contribuição da onda T, ou T ventricular, para o ECG.

O registro do ECG pode ser feito através da análise em pares dos potenciais apontados pelos eletrodos, chamadas de derivações. Existem três derivações bipolares periféricas (DI), (DII) e (DIII) (Figura 8), seis derivações pré-cordiais unipolares, V1 a V6, e três derivações unipolares periféricas aumentadas, (aVI), (aVf) e (aVr). Apenas a derivação bipolar periférica DI compete ao escopo deste trabalho (GUYTON; HALL, 1996).

#### Derivações Bipolares



**Figura 8: Derivações bipolares.**

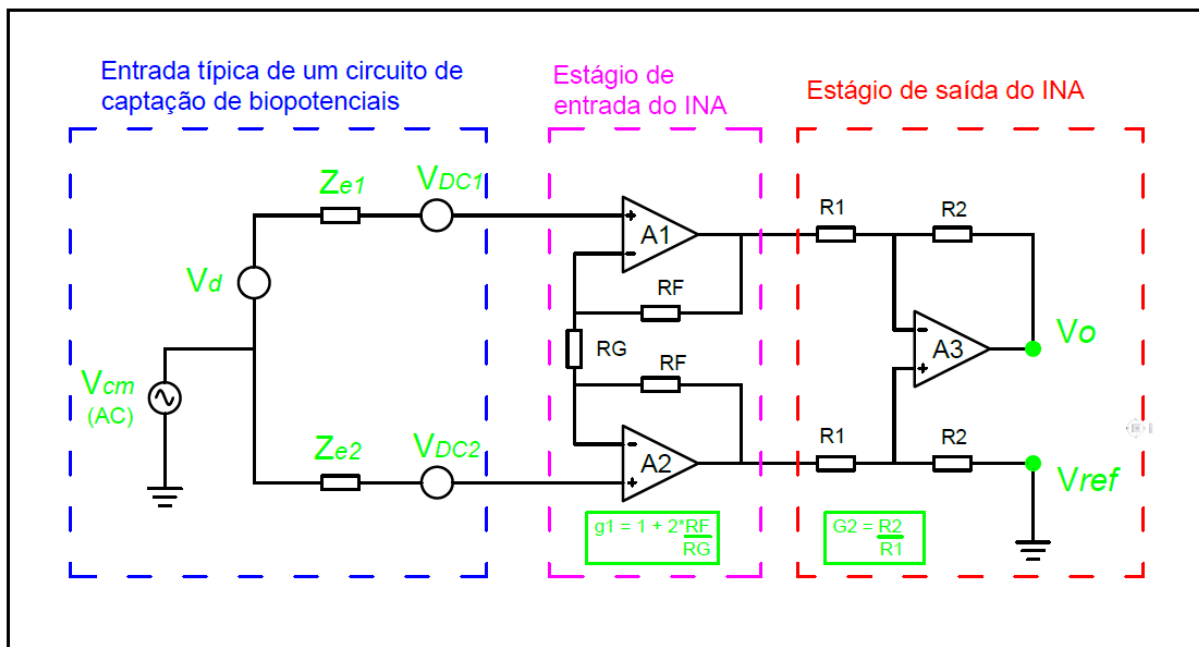
Segundo (GUYTON; HALL, 1996), a derivação DI é a medida realizada analisando os eletrodos conectados nas mãos esquerda e direita, a derivação DII é referente a mão direita e o pé esquerdo e a DIII é referente a mão e pé esquerdos como pode ser observado na Figura 8.

## 2.2 AMPLIFICADOR DE BIOPOTENCIAIS CARDÍACOS

Segundo (KUGELSTADT, 2005), o sinal de entrada do circuito amplificador de sinais cardíacos será composto por um pequeno sinal (AC) de interesse, somado a um grande potencial (DC), e este potencial DC pode chegar a ser centenas de vezes maior do que a amplitude do sinal AC.

Tipicamente, um sinal elétrico cardíaco deve ser amplificado de mil a duas mil vezes, e isso representa um desafio adicional na amplificação do sinal porque caso não ocorra a remoção ou diminuição da componente diferencial DC o amplificador saturaria. Dessa forma, ao mesmo tempo em que é necessário amplificar o sinal cardíaco, deve-se remover a componente DC para evitar a saturação (KUGELSTADT, 2005).

Como o sinal cardíaco é do tipo diferencial, um amplificador de instrumentação (INA) é utilizado no estágio de entrada do eletrocardiógrafo. Dentre vários amplificadores de instrumentação existentes, uma arquitetura geralmente utilizada para um INA emprega 3 amplificadores operacionais (Amp Op), como pode ser visto na Figura 9.



**Figura 9: Entrada típica de um circuito amplificador de sinal cardíaco utilizando um INA com 3 Amp Ops.**

Pode-se observar, também pela Figura 9, que o sinal aplicado na entrada do INA, representa as componentes de tensão e impedâncias captadas pelos eletrodos

na superfície do corpo. Este sinal apresenta duas parcelas, uma AC ( $V_{CM}$ ), devido ao campo elétrico no qual o corpo do paciente está imerso, e a outra, trata-se de um fenômeno eletroquímico devido às tensões produzidas na interface entre corpo e eletrodos ( $V_{DC}$ ), este potencial de junção é designado por  $V_{DC1}$  e  $V_{DC2}$  na Figura 9. A tensão de entrada deste estágio é composta também pela tensão diferencial ( $V_d$ ), que é a componente de interesse que deseja-se amplificar, ou seja, o sinal cardíaco.

As impedâncias ( $Z_e$ ), denominadas  $Z_{e1}$  e  $Z_{e2}$ , surgem devido ao contato dos eletrodos com o corpo humano e são determinadas principalmente pelas características químicas desta interface.

No primeiro estágio, um dos terminais de entrada dos Amp Ops A1 e A2 é conectado ao sinal de entrada, como mostrado na Figura 10, e ambos têm seu outro terminal de entrada conectado aos terminais de um resistor ( $R_g$ ), do qual o ganho do primeiro estágio é dependente.

O estágio seguinte é composto por um amplificador diferencial que recebe como entrada a saída dos dois Amp Ops anteriores, e tem como finalidade amplificar apenas a parcela referente a  $V_d$ .

Um exemplo de aplicação pode ser visto na Figura 10, que emprega um INA128.

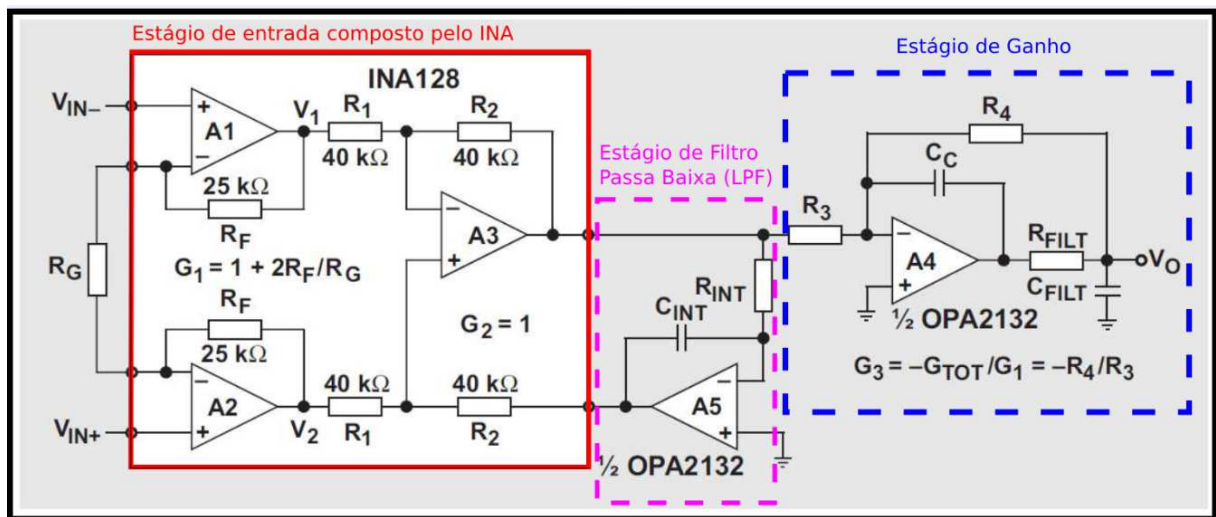


Figura 10: Exemplo de circuito utilizando INA128 com um filtro passa baixa e um estágio de ganho elevado, imagem adaptada (KUGELSTADT, 2005).

Para que o amplificador de sinais ECG funcione corretamente é imprescindível que os itens à seguir sejam atendidos (KUGELSTADT, 2005):

- O estágio de entrada, que é composto por um INA semelhante ao da Figura 10,

deve apresentar um ganho limitado (baixo);

- Deve-se implementar um filtro passa baixa (LPF) no estágio de saída do INA, de acordo com a Figura 10, para remover qualquer potencial DC captado pelos eletrodos;
- Deve-se aplicar um ganho elevado em um estágio posterior para amplificar a tensão  $V_d$ , análogo ao da Figura 10.

Ainda com o intuito de evitar a saturação do estágio amplificador e reduzir a componente  $V_{CM}$ , ou seja, interferência AC, implementa-se um circuito de realimentação que atribui ao corpo do paciente uma tensão de referência, com valor conhecido e dentro de uma faixa de valores aceitável, de forma que o estágio amplificador do ECG não sature.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente capítulo tem como objetivo delinear a metodologia e os materiais empregados no trabalho, direcionando-o para o seu aspecto construtivo em conformidade com as considerações feitas anteriormente sobre as teorias relacionadas ao projeto.

#### 3.1 MATERIAIS

Dentre os materiais que foram utilizados para a implementação do eletrocardiógrafo, pode-se citar:

- Eletrodos e cabos blindados;
- Circuito analógico para a amplificação do sinal cardíaco empregando o dispositivo INA121;
- Conversor analógico para digital, (ADC), ADS8321;
- Raspberry Pi B+ e os periféricos necessários;

Os laboratórios da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Toledo (UTFPR-TD) foram utilizados para o desenvolvimento do projeto. Os componentes e dispositivos necessários, disponíveis nos laboratórios da UTFPR-TD, foram utilizados como materiais para o desenvolvimento do eletrocardiógrafo.

#### 3.2 MÉTODOS

O propósito do presente capítulo é apresentar os aspectos construtivos do circuito desenvolvido, o desenvolvimento da interface gráfica, a metodologia para a aquisição de dados e a metodologia de análise dos dados.

### 3.2.1 Circuito Desenvolvido

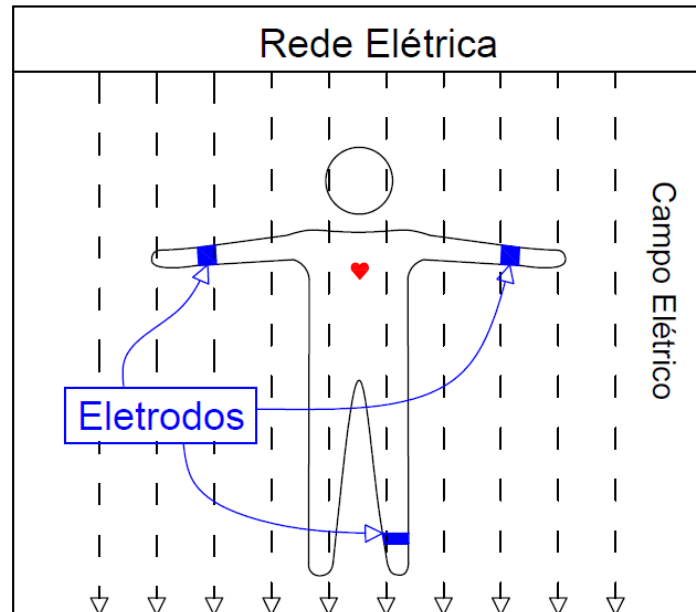
Amplificadores de biopotenciais são circuitos eletrônicos projetados com a finalidade de amplificar sinais biológicos captados pelos eletrodos, que são posicionados sobre a pele do paciente de acordo com as derivações citadas anteriormente, para níveis adequados a seu processamento e/ou armazenamento. Tem ainda a função de rejeitar interferências oriundas do processo de medição e de outros biopotenciais.

Biopotenciais são potenciais gerados pelas células auto excitáveis, como por exemplo os neurônios, as células musculares, cardíacas e as glandulares (BERNE; LEVY, 2009), estes biopotenciais são caracterizados por sua baixa amplitude e frequência, e ainda apresentam a interferência de outros biopotenciais, ruído e também do ambiente.

É comum na análise de circuitos elétricos escolher um de seus nós chamando-o nó de referência, com o intuito de determinar o potencial absoluto de outros nós em relação a este potencial de referência. Entretanto, na prática, nem sempre é possível a ligação deste potencial de referência com a referência do sistema, o que resulta na inviabilidade da determinação destes potenciais absolutos. Assim, o referencial adotado nem sempre é nulo, por isso, surgem duas componentes:  $V_{CM}$  e  $V_d$ , que são respectivamente, tensão de modo comum e tensão diferencial. Devido à presença da rede elétrica o sistema está imerso em um campo elétrico com frequência de 60 Hz, como se pode observar na Figura 11. A tensão produzida no corpo humano, devido principalmente pela proximidade da rede elétrica, pode ser considerada de modo comum devido à baixa impedância do corpo humano quando comparada com a impedância de acoplamento da rede elétrica. Sua magnitude é da ordem de centenas de milivolts e sua frequência se encontra dentro do intervalo de frequência do biopotencial de interesse. Um projeto envolvendo amplificação de biopotenciais, deve levar em conta uma alta impedância de entrada, amplificação apropriada e largura de banda e estabilidade em relação as variações da tensão e temperatura (CARDOSO, 2010).

Sendo assim, para a aquisição do biopotencial cardíaco foi utilizado um amplificador de instrumentação INA121, que dentre outras características, apresenta elevada impedância de entrada, baixa impedância de saída e elevada taxa de rejeição de modo comum, do inglês, *common mode rejection ratio* (CMRR).

Para a alimentação do circuito utilizou-se uma fonte de 9 V. O estágio de alimentação é seguido de um estágio de regulação da tensão de entrada para o nível



**Figura 11: Influência do campo elétrico, gerado pela rede elétrica, na medição de biopotenciais.**

de 5 V, em que empregou-se um dispositivo LM78L05. Utilizou-se também um dispositivo MCP1525, que é um regulador de tensão de precisão, para regular a tensão de referência para o nível de 2,5 V. Dessa forma é interessante que os Amp Ops sejam *rail-to-rail*, o que significa que permitem aproximar ao máximo o valor da tensão de saída para o valor da tensão de alimentação, sem que o amplificador entre em saturação.

Todos os Amp Ops utilizados no circuito são do tipo OPA335, produzidos pela *Texas Instruments* (TEXAS, 2003). Tais amplificadores são recomendados para instrumentação médica, que é o caso do presente trabalho. Suas características principais são: baixa tensão de *offset* (máximo de  $5 \mu\text{V}$ ), operação com fonte simples e saída do tipo *rail-to-rail*. Este amplificador é fornecido em dois tipos de encapsulamento, o primeiro contendo apenas um dispositivo (OPA335) e o segundo formado por dois dispositivos no mesmo circuito integrado (OPA2335), sendo que os dois tipos foram utilizados na construção do circuito amplificador, como pode ser visto no Anexo A. A utilização desses amplificadores operacionais permitiu a alimentação do circuito com fonte simples e excursão do sinal de saída dentro da faixa de 0 a 5 V, que é uma exigência do conversor analógico-digital empregado.

Mesmo com essas características, de acordo com a Figura 10, se  $V_{CM}$  não for limitado, o amplificador irá saturar e a amplificação do sinal de interesse estará

comprometida. Então, para eliminar o ruído DC, oriundo do acoplamento do eletrodo à pele, utiliza-se uma pequena etapa adicional, sem a qual o circuito como um todo não funcionaria adequadamente, que consiste de um filtro passa-baixas conectado entre a saída e o terminal de referência do amplificador de instrumentação. Devido a maneira como o filtro é conectado ao circuito, pode ser considerado uma malha de realimentação, como pode ser visto na Figura 12.

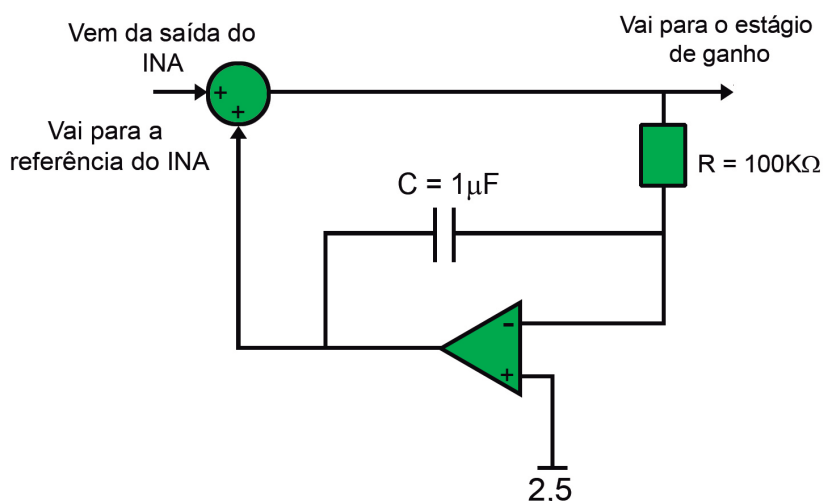
A função de transferência do filtro considerando a malha aberta, assim como pode ser visto na Figura 13, é:

$$FTMA = -\frac{10}{s} \quad (1)$$

Quando considera-se o filtro em malha fechada, pode-se aplicar a função de transferência encontrada para a malha de realimentação, na seguinte equação:

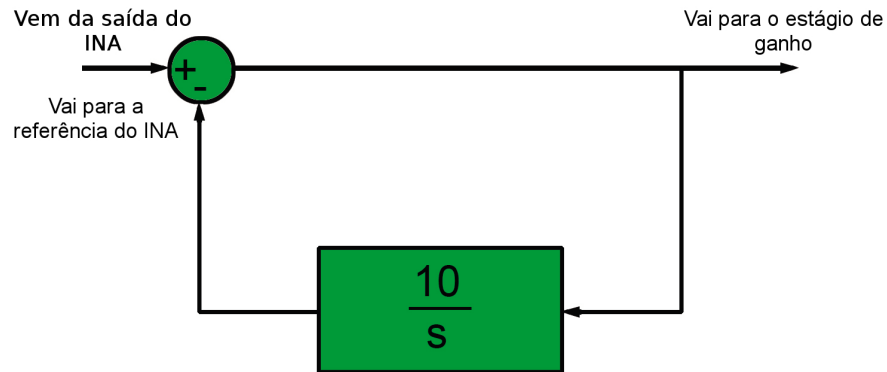
$$FTMF = \frac{G(s)}{1 + G(s)H(s)} \quad (2)$$

Em que,  $H(s)$  é a função de transferência da malha de realimentação. Com isso, percebe-se que o resultado em malha fechada do filtro é uma resposta passa-altas, como pode ser visto na Figura 14.

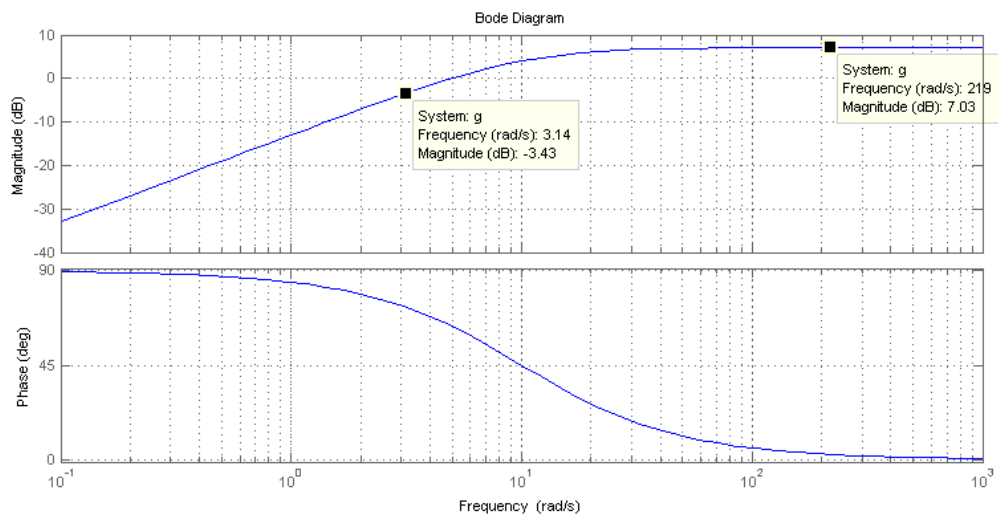


**Figura 12: Filtro passa-baixas conectado entre a saída do INA121 e o terminas de referência do mesmo.**

Com o intuito de reduzir a parcela AC da tensão de modo comum na entrada do estágio amplificador, utiliza-se um bloco de realimentação que atribui uma



**Figura 13: Diagrama de blocos do estágio de filtro.**

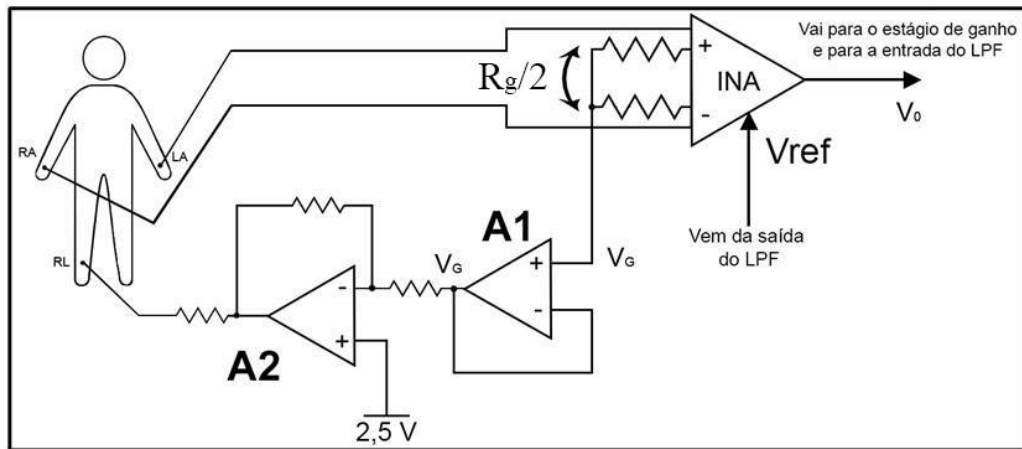


**Figura 14: Gráfico de Bode da função de transferência em malha fechada para o filtro.**

tensão de referência para o corpo humano, conhecida e dentro de uma faixa de valor desejável, utilizando um terceiro eletrodo conectado à perna do paciente. A essa técnica é dado o nome de *driven right leg* (DRL). Portanto, nos amplificadores de biopotenciais que utilizam três eletrodos, a minimização da tensão de interferência é proporcionada pela redução da tensão de modo comum AC (CARDOSO, 2010).

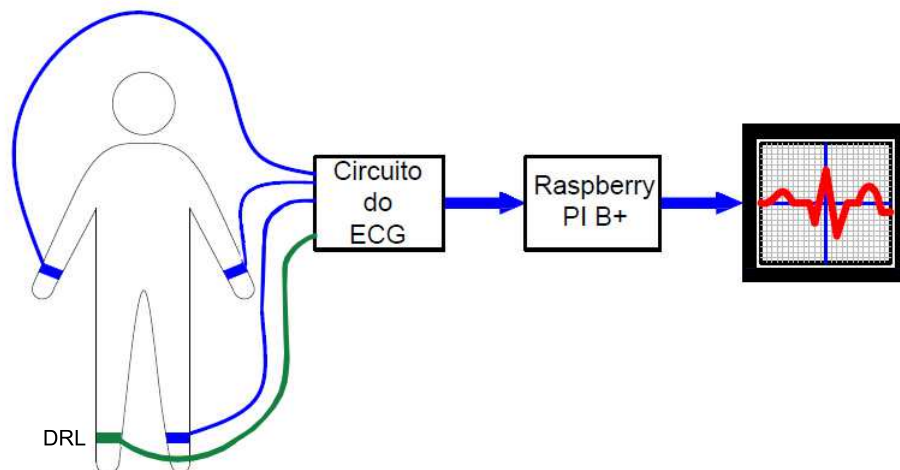
Um exemplo de circuito de realimentação DRL pode ser visto na Figura 15. Neste circuito, uma tensão que está dentro dos limites de operação do INA é amostrada entre os resistores de ganho ( $R_g/2$ ) e aplicada ao corpo através dos Amp Ops A1 e A2. Este circuito é recomendado pelo manual do INA121 (BROWN, 1997).

De maneira geral, este trabalho consiste na captação e amplificação do potencial gerado durante a atividade cardíaca, transmissão, e processamento do sinal, resultando na imagem do ECG em um monitor. Na Figura 16, apresenta-se o diagrama



**Figura 15: Esquemático da aquisição de biopotenciais por meio de eletrodos, utilizando um amplificador de instrumentação e o circuito de realimentação DRL, imagem adaptada (BROWN, 1997).**

de blocos do sistema proposto.



**Figura 16: Diagrama de blocos do sistema proposto.**

Para que os biopotenciais sejam captados é necessário o uso de eletrodos, que são transdutores que convertem corrente iônica em sinal elétrico. Ao serem colocados sobre a superfície corpórea apresentam impedâncias que variam com a geometria dos eletrodos e características da interface (CARDOSO, 2010).

No presente trabalho, como pode ser observado na Figura 17, foram utilizados eletrodos de prata/cloreto de prata ( $Ag/AgCl$ ), com uma espuma quadrada aderente para minimizar o deslocamento e não contribuir para o aumento do potencial de junção (interferência DC), e o conector utilizado é revestido internamente por ouro, também com o mesmo objetivo. Os cabos utilizados para conectar os eletrodos ao

circuito são blindados, com o potencial de referência de 2,5 V atribuído a sua malha externa.

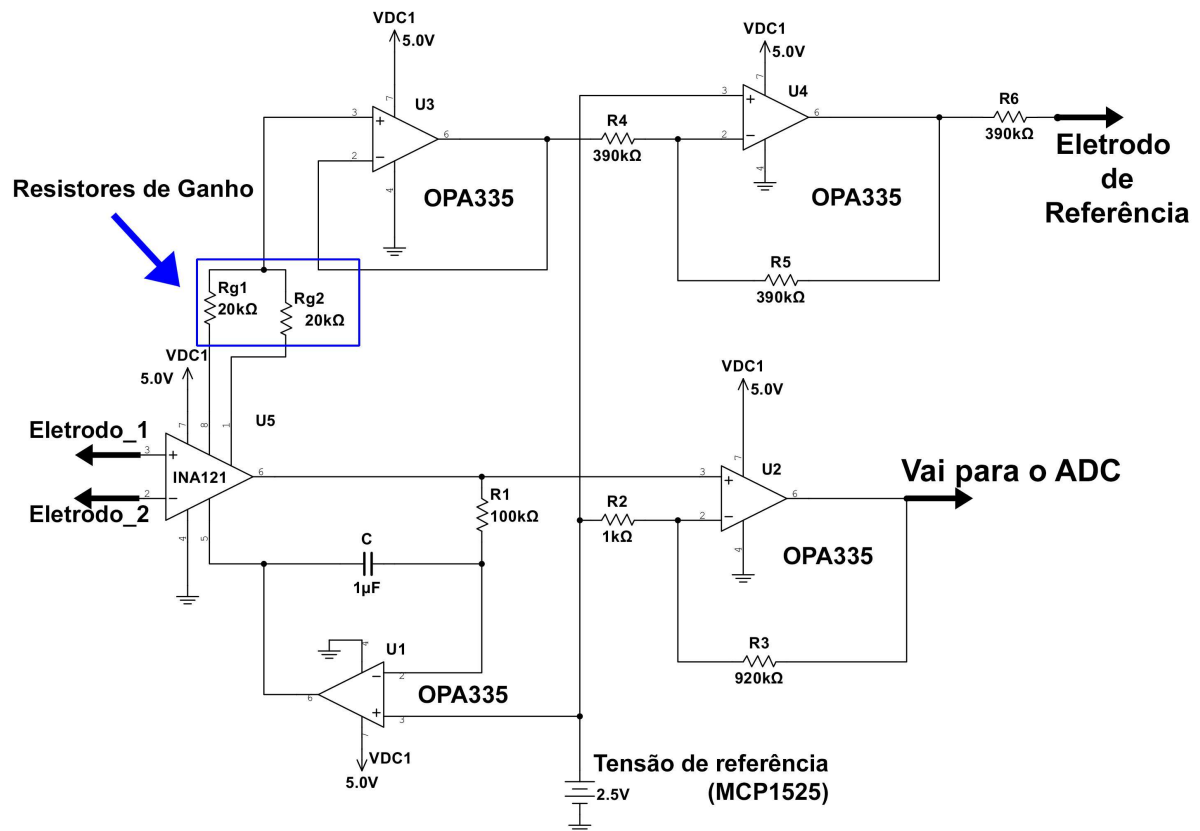


**Figura 17: Eletrodo utilizado, explicitando seu pino de encaixe e o conector utilizado no presente trabalho.**

Um diagrama simplificado do circuito desenvolvido pode ser visto na Figura 18. Neste circuito, os eletrodos são conectados nas entradas do INA121, representado pelo amplificador U5, onde os resistores  $R_{g1}$  e  $R_{g2}$  definem seu ganho e o resistor  $R6$  de  $390\text{ k}\Omega$  é utilizado para proteção do paciente. Outros dois resistores de mesmo valor devem ser conectados antes dos eletrodos, na entrada inversora e não inversora do INA121. O filtro passa baixas é formado pelo amplificador U1, o capacitor de  $1\ \mu\text{F}$  (C) e a resistência R1. O estágio de saída é formado pelo amplificador operacional U2 e os resistores (R): R2 e R3. Finalmente, o circuito de realimentação DRL é constituído pelos amplificadores U3 e U4 e os resistores R4, R5 e R6. Como pode ser observado, o circuito não apresenta nenhuma etapa de filtragem em seu estágio de saída pois todo o processo de filtragem é feito de forma digital, em uma etapa de pós-processamento, economizando materiais e diminuindo o espaço da placa de circuito impresso.

Segundo seu manual, o ganho do INA121 ( $G_{INA}$ ), pode ser calculado pela expressão (KUGELSTADT, 2005):

$$G_{INA} = 1 + \frac{50}{R_g}, \quad (3)$$



**Figura 18: Esquemático do circuito desenvolvido.**

Onde  $R_g$  é a resistência de ganho medida em  $k\Omega$ . No circuito da Figura 18, este resistor é formado pela associação em série de  $R_{g1}$  e  $R_{g2}$  totalizando uma resistência de  $40 k\Omega$ . Dessa forma, o ganho do INA121 é de  $G_{INA} = 2,25$ .

O estágio de saída do circuito da Figura 18 é formado por uma configuração não inversora com Amp Op e, portanto, possui o ganho ( $G_{Saída}$ ) definido pela equação:

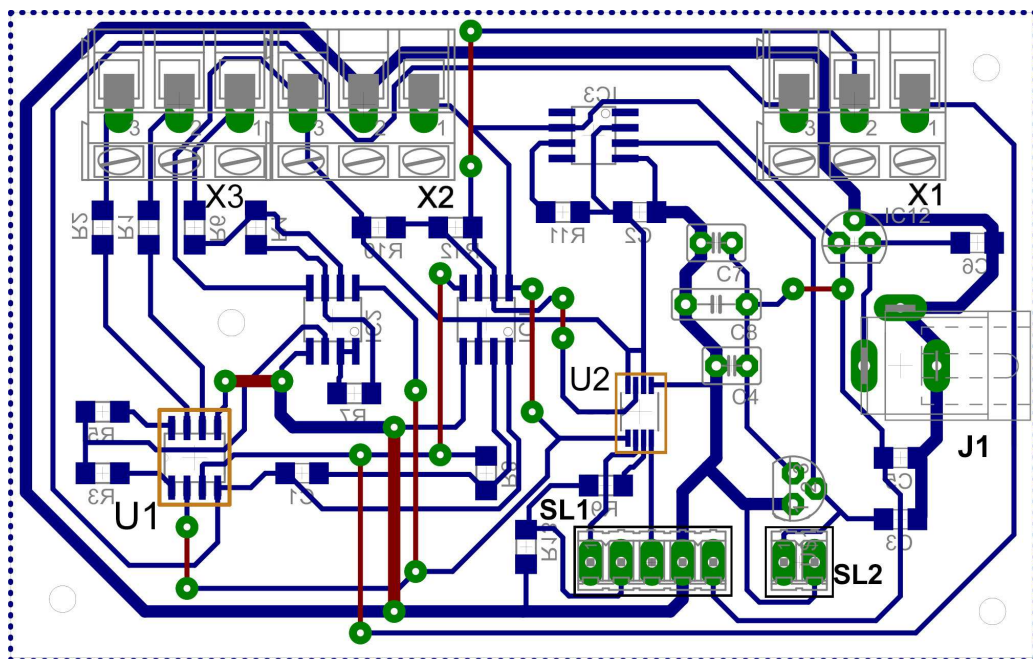
$$G_{Saída} = 1 + \frac{R3}{R2} \quad (4)$$

O ganho deste estágio foi determinado de forma empírica objetivando a maior excursão do sinal de saída, o que permitiu aproveitar quase toda faixa de excursão do conversor analógico-digital. Dessa forma, de acordo com os valores de resistência da Figura 18, o ganho do estágio de saída foi ajustado para  $G_{Saída} = 921$ . Dessa forma, o ganho total do circuito desenvolvido é dado pela multiplicação dos ganhos parciais  $G_{INA}$  e  $G_{Saída}$ , totalizando  $2072,25 \frac{V}{V}$ . Na seção 3.2.3 será descrito como foi feito o processo de amostragem do sinal cardíaco já amplificado.

### 3.2.2 Construção do *Hardware*

Após o circuito de amplificação ser desenvolvido e simulado, elaborou-se o *layout* da placa de circuito impresso (PCB) no *software* Eagle. A PCB foi prototipada e os circuitos integrados, resistores e capacitores foram soldados. A partir de então, iniciou-se a etapa de testes de funcionamento da placa.

A imagem do esquemático desenvolvido no *software* Eagle pode ser vista no Anexo I deste trabalho. A Figura 19 é referente ao arquivo de *layout* da placa.



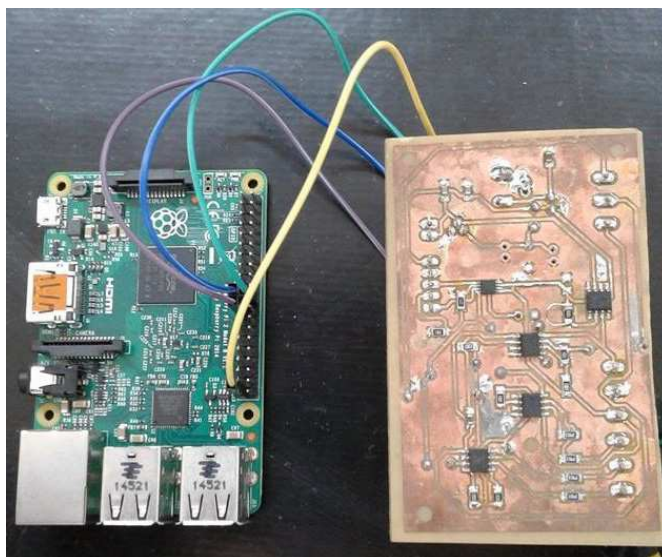
**Figura 19: *Layout* da placa referente ao circuito desenvolvido.**

Os bornes (X), podem ser vistos na Figura 19. O borne X3 foi utilizado para conectar os eletrodos na entrada do circuito analógico. Os demais bornes, X1 e X2, foram conectados à partes estratégicas do circuito, para proporcionar uma rápida conferência entre os valores esperados e os medidos, são portanto, utilizados como pinos de teste. Os pinos conectores (SL), designados na Figura 19 por SL1 e SL2, são utilizados na etapa digital do circuito. Tem-se os pinos de *chip select* (CS), SPI\_MISO, SPI\_CLOCK, *ground* ou terra (GND) e de tensão de alimentação (VCC) conectados à eles.

Pode-se visualizar pela Figura 19, o conector do tipo *jack* (J), utilizado para a etapa de alimentação do circuito, designado por J1. Pode-se verificar também o amplificador de instrumentação e o ADC, circulado em laranja, e designados res-

pectivamente por U1 e U2.

Uma foto da placa pronta com os componentes devidamente soldados, pode ser vista na Figura 20.



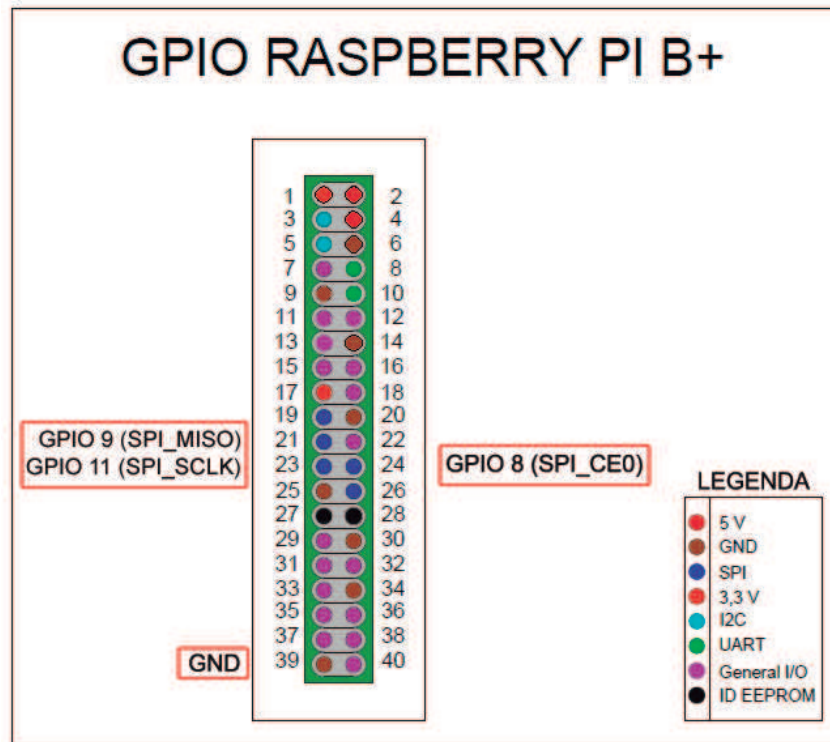
**Figura 20: Placa do eletrocardiógrafo desenvolvido conectada ao RPI.**

### 3.2.3 Interface Gráfica no RPI

O *Raspberry Pi* é um microcomputador, com dimensões e custo reduzidos, que pode se conectar à periféricos. Foi desenvolvido com objetivo de tornar-se acessível tanto no custo quanto na utilização e possui um conjunto de pinos com finalidades já definidas, denominado *general purpose input output* (GPIO). Pode-se observar pela Figura 21 que os pinos GPIO 8, 9 e 11, com os respectivos nomes SPI\_CE0, SPI\_MISO e SPI\_SCLK, já foram disponibilizados com o intuito de estabelecer uma comunicação SPI, *Serial Peripheral Interface*, que é o protocolo de comunicação do ADC escolhido para o projeto (RASPBERRYPI, 2015). Na Figura 21 encontram-se circulos os pinos que foram utilizados para a comunicação.

De acordo com o que foi previamente descrito, o ADC recebe os dados de saída da etapa de amplificação, digitaliza e transmite os dados referentes ao biopotencial para o RPI através dos pinos de comunicação SPI.

O ADC escolhido para esta aplicação foi o ADS8321, que utiliza um registrador por aproximação sucessiva (SAR), com resolução de 16 bits, possui entrada analógica bipolar e totalmente diferencial, opera com tensão máxima de 5 V e com referência estabelecida de 2,5 V e os dados transmitidos são no formato de comple-



**Figura 21: Pinos de comunicação SPI da GPIO do RPI.**

mento de dois. A entrada analógica é fornecida para os dois pinos de entrada, a entrada não inversora ( $+I_n$ ) e a entrada inversora ( $-I_n$ ), e existem dois métodos gerais para sua utilização que são denominados terminação única ou diferencial. Ambas podem ser visualizadas na Figura 22, e apenas a configuração utilizada encontra-se destacada no quadrado vermelho (TEXAS, 2004).

Para a presente aplicação, a configuração de terminação única foi utilizada, e consiste em manter a entrada  $-I_n$  em uma tensão fixa e a entrada  $+I_n$  oscilando em torno da mesma tensão, com a amplitude pico-a-pico igual a duas vezes a tensão de referência, ou seja, o valor da tensão de referência determina o intervalo no qual a tensão comum pode variar.

Os dados de saída do ADS8321 ocorrem no formato binário de complemento de dois, assim como pode ser visto na Tabela 1. Como os dados transmitidos ao RPI são neste formato, foi necessário o processamento dos *bits* para cada *byte* recebido. A lógica elaborada para este processamento foi baseada nos dados obtidos na Tabela 1.

O sinal de sincronismo do protocolo SPI, *clock* ou *serial clock*, é sempre gerado por um dispositivo mestre (existe apenas um mestre em SPI), que no caso deste projeto trata-se do RPI. O pino responsável pela geração deste sinal é o SPI\_SCLK e

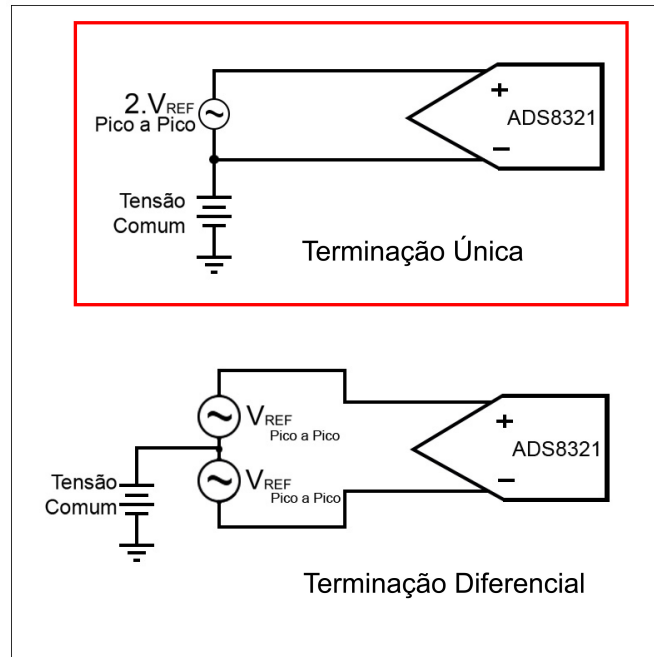


Figura 22: Métodos de ligação do ADS8321, diferencial e terminação única, imagem adaptada (TEXAS, 2004).

Tabela 1: Tensão de entrada e saídas digitais binárias no formato de complemento de dois (TEXAS, 2004)

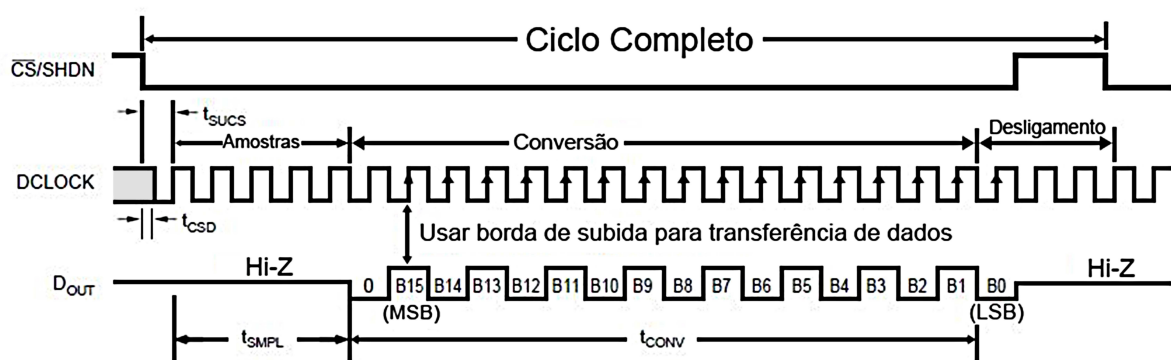
Descrição	Valor Analógico	Código Binário em Complemento de Dois
Valor Máximo	$+V_{REF} - 1 \text{ LSB}$	0111 1111 1111 1111
Valor Médio	$0V$	0000 0000 0000 0000
Valor Médio -1 LSB	$0V - 1 \text{ LSB}$	1111 1111 1111 1111
Valor Mínimo	$-V_{REF}$	1000 0000 0000 0000

pode ser visualizado na Figura 21 (pino de número 23 ou GPIO11). Os outros pinos do protocolo são o SPI\_MOSI e SPI\_MISO (pinos 19 e 21 respectivamente) em que apenas o último pode ser visualizado na Figura 21. O SPI\_MOSI é o pino de saída de dados do mestre e entrada de dados no dispositivo escravo, do inglês, *master out slave in* (MOSI), sendo que este não foi utilizado no projeto, visto que não havia necessidade de enviar informações para o ADC. O pino SPI\_MISO representa a entrada de dados para o mestre e saída de dados do escravo, *master in slave out* (MISO), ou seja, é através desse canal que as informações amostradas pelo ADC são enviadas para o RPI. O ADC possui um outro pino de entrada chamado de CS, ou seja, *Chip Select*, que é responsável por determinar o início de cada conversão. Detalhes sobre o funcionamento do conversor serão discutidos mais adiante. É importante ressaltar que os pinos digitais do RPI e do ADC operam em níveis de tensão diferentes, sendo 3,3 e 5 V, respectivamente. Apesar dessa diferença, não é necessário a elaboração

de um circuito para ajustar os níveis de tensão quando a comunicação é do RPI para o ADC, pois os níveis lógicos de entrada e saída estão dentro dos limites toleráveis, como é o caso do SPI\_SCLK e CS. No entanto, quando a comunicação é feita do ADC para o RPI, é preciso projetar um divisor resistivo para diminuir a tensão de nível alto de 5 V para 3,3 V como é o caso do pino SPI\_MISO. O esquema de ligação do ADC pode ser visto no Anexo A.

No ADC, o resultado da conversão é enviado serialmente pelo pino de saída digital (DOUT), que é conectado ao pino de entrada SPI\_MISO do RPI através de um divisor resistivo, conforme descrito anteriormente. O processo de conversão e comunicação serial do ADS8321 se inicia com uma borda de descida no pino CS. Após isto, os primeiros 4,5 a 5 períodos de *clock* são utilizados para a amostragem do sinal de entrada. Após a quinta borda de descida do *clock*, DOUT é habilitado e, para os próximos 16 períodos de *clock*, irá imprimir o resultado da conversão, sendo que o bit mais significativo (MSB) é apresentado no início.

Durante a comunicação, após o *bit* menos significativo (b0) ter sido enviado, os *clocks* subsequentes irão repetir os dados de saída, mas em um formato de *bit* menos significativo primeiro. Após o bit mais significativo (b15) ser repetido, os *clocks* subsequentes não terão nenhum efeito no conversor. Uma nova conversão é iniciada apenas quando CS é comutado novamente para nível lógico baixo. Pode-se verificar na Figura 23 o diagrama de temporização do ADS8321 (TEXAS, 2004).



**Figura 23: Diagrama de temporização do ADS8321 (TEXAS, 2004).**

A aplicação desenvolvida no RPI para a interface gráfica, do inglês, *Graphical User Interface*, (GUI) e para o processamento dos dados foi escrita na linguagem de programação *Python*. Esta linguagem foi escolhida por ser de propósito geral, multiparadigma, com suporte à programação orientada a objetos, dinamicamente tipada

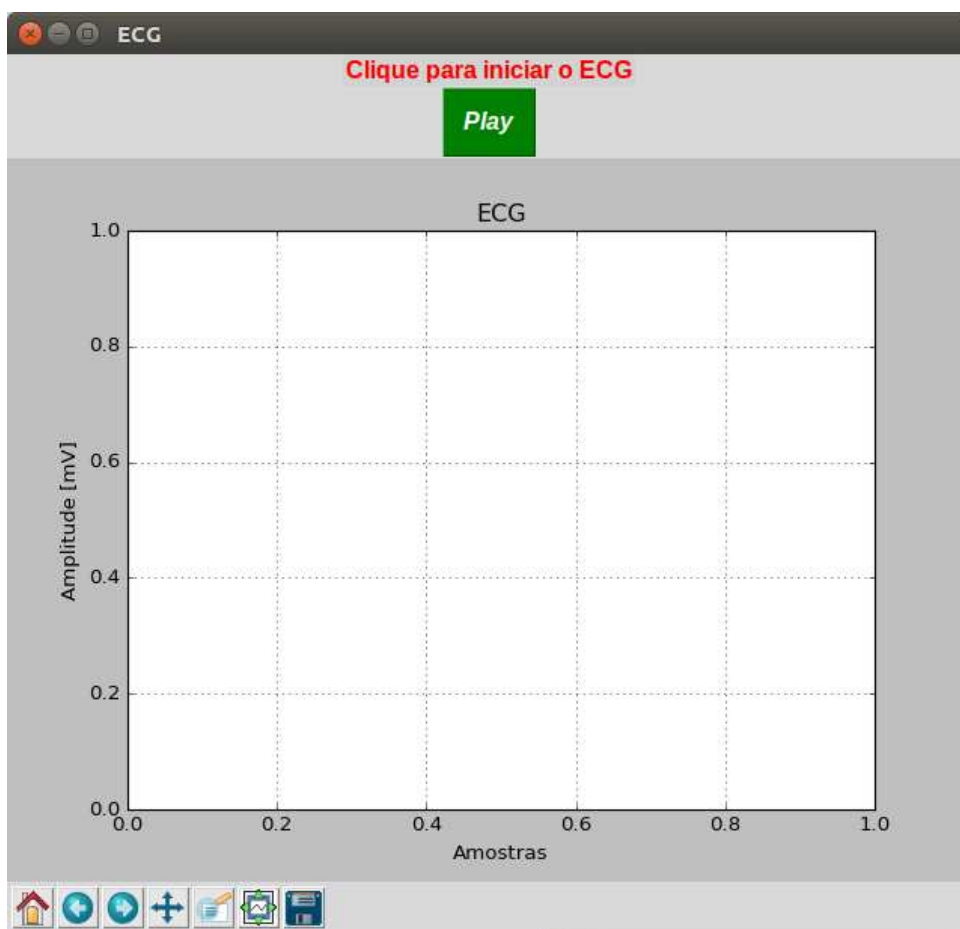
(não há necessidade de declaração de variáveis) e com gerenciamento automático de memória. Dentre as características do *Python* destacam-se a legibilidade do código, disponibilidade de várias bibliotecas já implementadas, a qualidade do *software*, a portabilidade do programa e integração de componentes. Programas em *Python* podem ser executados na maioria das plataformas de uso comum, incluindo *UNIX*, *Linux*, *Windows* (LUTZ, 2014).

Neste trabalho, utilizou-se o sistema operacional *Raspbian* na plataforma embarcada, que é uma distribuição baseada em *Linux Debian* para RPI. Desta maneira, o projeto da GUI em *Python* tornou-se vantajoso, visto que, já existem bibliotecas próprias para a construção de interfaces interativas com o usuário por meio de gráficos e botões, por exemplo. Para o desenvolvimento da interface, optou-se pela utilização dos módulos *Tkinter* e *Matplotlib*.

*Tkinter* é uma biblioteca de construção de GUI para *Python* que provê uma interface baseada em orientação a objetos para a biblioteca Tk e implementa visual nativo GUI em *Linux*, *Windows* e *Mac OS*. É portátil, simples de usar, bem documentada e vastamente utilizada. Esse módulo ainda fornece alguns controles, denominados *widgets*, como por exemplo botões, caixas de texto usados em aplicações gráficas (LUTZ, 2014).

*Matplotlib* é uma biblioteca de gráficos que produz figuras em vários formatos impressos e ambientes interativos em todas as plataformas. Esta biblioteca pode ser utilizada em *scripts Python* e possui seis *kits* de ferramentas de interface gráfica do usuário (MATPLOTLIB, 2009). Uma imagem da interface gráfica desenvolvida pode ser vista na Figura 24.

Devido ao *Raspbian* não ser um sistema de tempo real, ao utilizar um código serial com ampla utilização de recursos (módulos para comunicação SPI, interface gráfica e processamento de dados) o programa não conseguiu gerenciar os pulsos de *clock* e CS adequadamente e a GUI não atualizava os dados no gráfico com frequência constante, por isso, optou-se por um código paralelo. Observou-se que o código anterior apresentava duas partes principais distintas, a aquisição dos dados via protocolo de comunicação SPI e gerenciamento da GUI. Pelo fato do código poder ser dividido em duas partes com finalidades distintas e pelo fato do RPI possuir quatro núcleos de processamento, o código pôde ser fracionado em dois processos principais, e para isso utilizou-se a biblioteca *Mpi4py*, que é a biblioteca *Message Pas-*



**Figura 24: Interface gráfica desenvolvida.**

*sing Interface (MPI)*, desenvolvida para *Python* (PALACH, 2014).

Utilizou-se também o programa *nice*, encontrado no *Linux*, *Unix* e derivados, que invoca um utilitário com uma prioridade particular, dando mais tempo de processamento para este processo do que para outros. A escala de prioridade vai de 20 a -20 e, quanto menor, menor a “gentileza” em doar processamento aos demais processos. Para utilizar o programa *nice*, é necessária a permissão de super usuário, dada pelo comando *sudo*. Para executar o *script* em *Python* utilizou-se o argumento -15 para o programa *nice*. Para executar o programa utilizando a biblioteca MPI, pode-se usar o comando *mpiexec* e deve-se passar como argumento o número de processos a serem executados.

Dessa forma, para executar o programa do eletrocardiograma em *Python* através do terminal do *Raspbian*, doando menos processamento aos demais processos e em dois núcleos paralelamente, foi utilizado um comando análogo ao mostrado no Quadro 1:

```
1 sudo nice -n -15 mpiexec -np 2 python ECG-paralelo.py
```

### Quadro 1: Comando utilizado para a execução do código através do terminal.

A biblioteca MPI é uma biblioteca de “passagem de mensagens”, padronizada e portátil. Foi projetada para funcionar em ambientes de memória distribuída em computação paralela. Normalmente esta biblioteca é utilizada para troca de mensagens entre cada processo em computadores distintos, por meio de funções da própria biblioteca, que possui aproximadamente 125 funções tanto para programação quanto para análise de desempenho (CENAPAD, 2012). Entretanto, neste trabalho, a troca de mensagens ocorreu entre dois processos em dois núcleos distintos do RPI, aumentando a performance do programa.

Quando utiliza-se desta estratégia de programação, uma parte comum do código é executado em ambos os núcleos, e estes são gerenciados por um *communicator*, que é uma função da biblioteca MPI. Pelo fato de estarem no mesmo *communicator*, há troca de informação entre ambos, de acordo com a Figura 25.

Haverá distinção das tarefas executadas apenas quando, em cada núcleo, for atingido o trecho do código referente a função *rank*, também da biblioteca MPI, como pode-se observar na Figura 25. Quando o *rank* tiver valor igual a 0, executará a GUI, e quando tiver valor 1, executará o processamento dos dados.

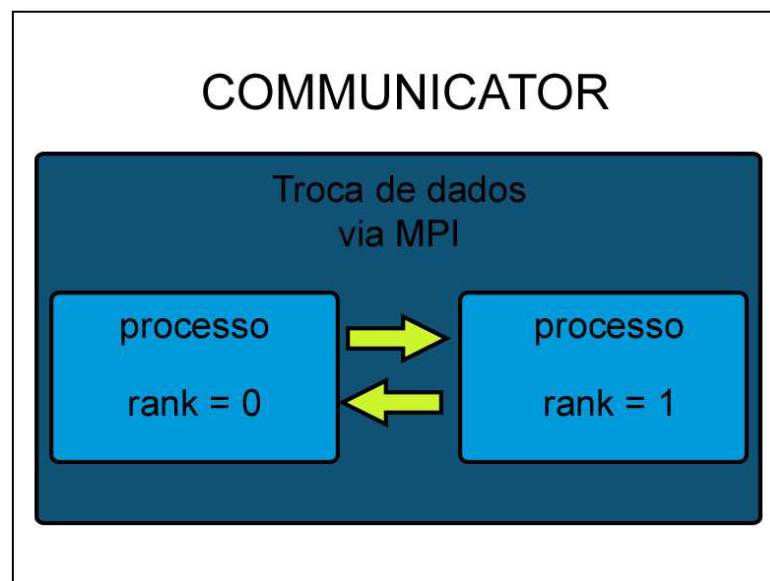
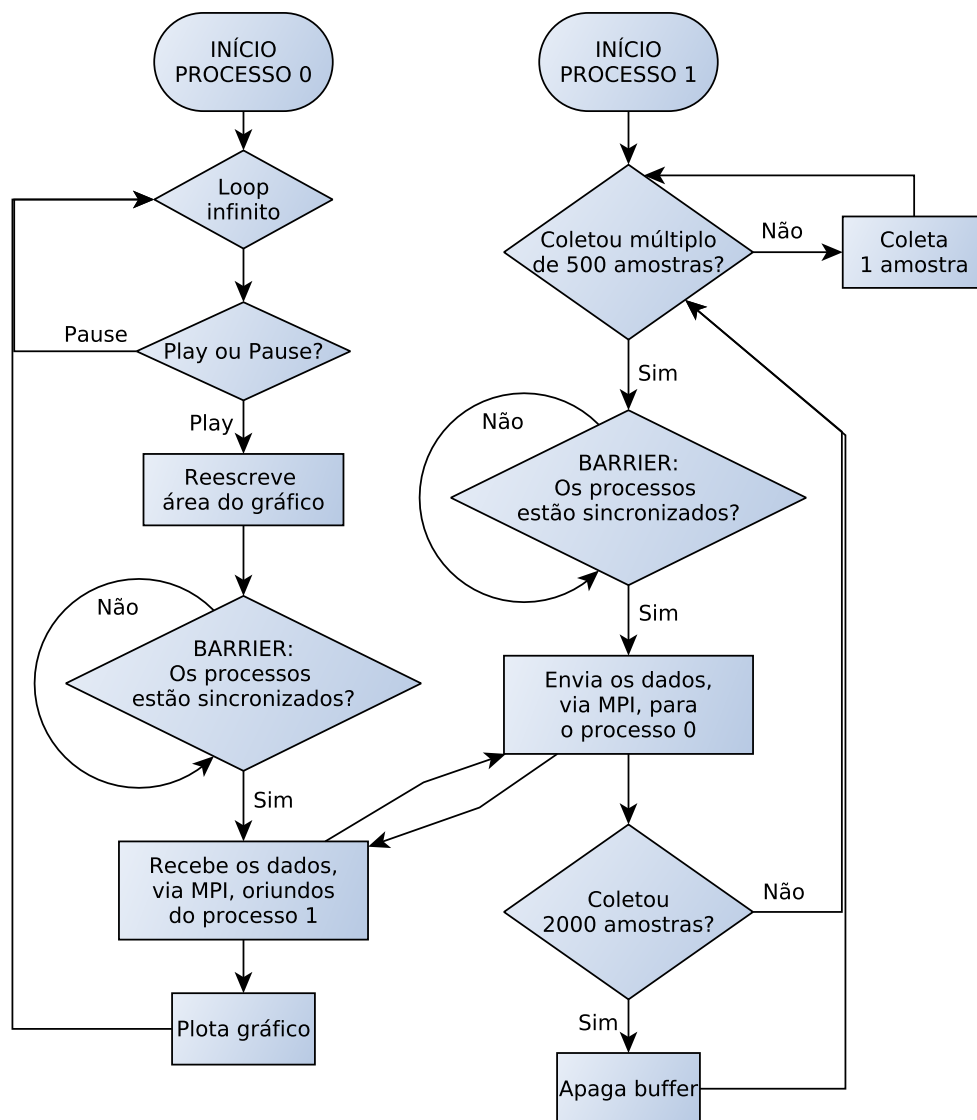


Figura 25: Representação da execução do código paralelo e da comunicação entre núcleos em um mesmo *communicator*.



rada via *software* não era constante e, portanto, não foi possível atingir as frequências de amostragem desejadas, principalmente para as frequências configuradas para valores a partir de 100 Hz.

O algoritmo implementado para a interface gráfica e processamento dos dados encontra-se disponível no anexo B deste trabalho e a Figura 27 representa o fluxograma do mesmo.



**Figura 27: Fluxograma do código desenvolvido.**

### 3.2.4 Aquisição de Dados

Existe a possibilidade de, durante o processo de aquisição de dados, melhorar as condições de captação do biopotencial. Portanto, na etapa de captação de

sinal cardíaco é possível reduzir o potencial de junção entre eletrodo e pele, limpando o local onde os eletrodos serão conectados, posteriormente passando uma solução condutora e só então conectando os eletrodos ao corpo. Outro aspecto importante a ser mencionado é que os testes devem ser feitos em repouso para que não ocorra uma interferência significativa dos biopotenciais musculares, durante o registro do ECG.

No presente trabalho, os eletrodos foram conectados de acordo com a derivação DI, previamente citada. Mas, vale ressaltar que, com o circuito desenvolvido existe a possibilidade de registro de seis, de um total de doze derivações, desde que sejam adquiridas em um canal por vez.

As amostras foram coletadas em diferentes frequências de amostragem ( $f_s$ ), objetivando verificar empiricamente qual valor de  $f_s$  apresentava a menor demanda de esforço computacional e, ao mesmo tempo, melhor representava o sinal. Após os eletrodos estarem devidamente conectados, a frequência de amostragem desejada foi configurada no *software* desenvolvido, e somente após isto iniciou-se o registro.

O tempo de registro variou de acordo com o valor configurado para a frequência de amostragem. Como trabalhou-se com o registro do ECG nas frequências de amostragem de 30, 60, 100, 200 e 500 Hz, para 10 mil amostras, os tempos de registro variaram, aproximadamente, entre 20 segundos e 6 minutos. Os dados obtidos foram salvos via *software* para posterior processamento e análise.

Outro aspecto interessante é que, utilizando dois eletrodos próximos um do outro e posicionando-os sobre um músculo do braço, verificou-se que o circuito é capaz de captar o potencial elétrico referente a contração e relaxamento do mesmo. Portanto, o circuito analógico desenvolvido pode, de fato, ser empregado em aplicações de captação de biopotenciais cardíacos e musculares.

### 3.2.5 Metodologia de Análise de Dados

Como citado anteriormente, os dados obtidos são referentes a derivação DI, amostrados em diferentes frequências, sendo estas: 30, 60, 100, 200 e 500 Hz, e para cada frequência, foram armazenados pacotes de dados contendo 10 mil amostras. Estes pacotes de dados foram processados utilizando um código elaborado no *software* GNU *Octave*, que é apresentado no Anexo C deste trabalho. O algoritmo consiste na importação dos dados e a sua atribuição a um vetor no *Octave*, obtenção

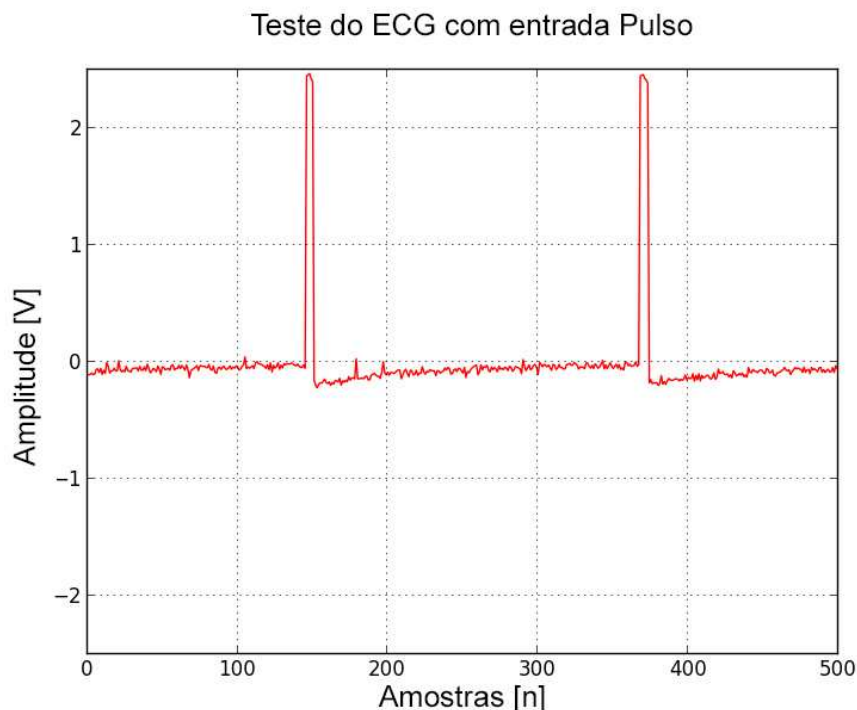
de um filtro *butterworth* empregando funções já implementadas, filtragem do sinal armazenado no vetor com frequências de corte inferior e superior, respectivamente, de 0,5 e 35 Hz (PEREIRA, 2008), e obtenção do espectro de acordo com a transformada rápida de Fourier (FFT), para os sinais antes e depois de filtrados.

Estes dados, após filtrados, foram comparados com o sinal característico de um ECG dado pela derivação DI, comparou-se o espectro em frequência antes e após a filtragem dos dados e também, apresentou-se os dados para profissionais da área de saúde para verificar sua concordância com o sinal cardíaco real, visto por meio de eletrocardiógrafos comerciais.

## 4 RESULTADOS OBTIDOS

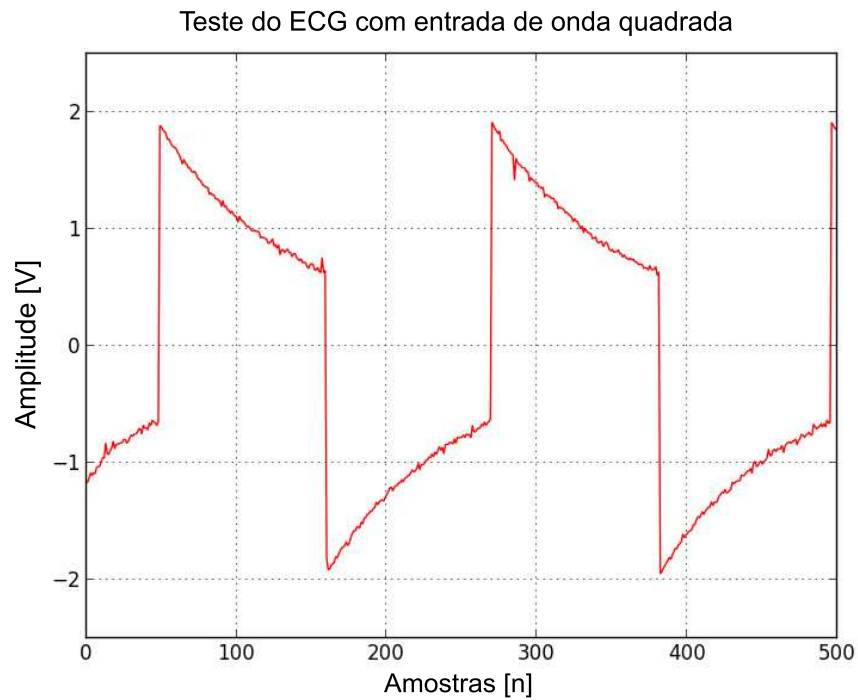
No presente capítulo são apresentados os resultados obtidos neste projeto. Serão mostrados tanto os gráficos obtidos a partir de entradas simuladas com sinais referentes a ondas quadrada, senoidal e pulso, para  $f_s = 390$  Hz, quanto os sinais cardíacos amostrados com os valores de  $f_s$  sendo 100, 191 e 390 Hz.

A seguir são apresentados os resultados obtidos ao testar a interface gráfica e o circuito de amplificação. Nas Figuras 28, 29 e 30, pode-se observar o resultado obtido ao conectar um sinal simulado à entrada do circuito do ECG, oriundo do gerador de sinais, com frequência de 5 Hz,  $f_s = 390$  Hz, com as formas de onda sendo, respectivamente: um pulso, uma onda quadrada e uma onda senoidal.

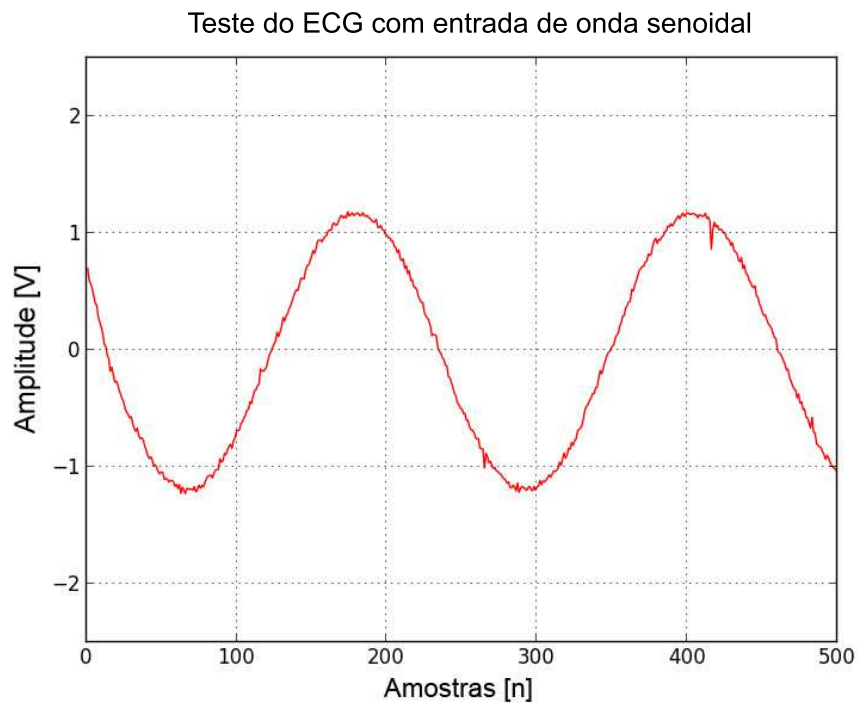


**Figura 28: Gráfico obtido com o sinal de entrada do ECG sendo um pulso.**

A partir destas imagens, pode-se verificar que o circuito do ECG está transmitindo coerentemente o sinal captado. Particularmente, na Figura 29, percebe-se que o filtro formado pelo resistor R1, capacitor C e Amp Op U1, visto anteriormente na Figura 18, está filtrando a onda quadrada como esperado.



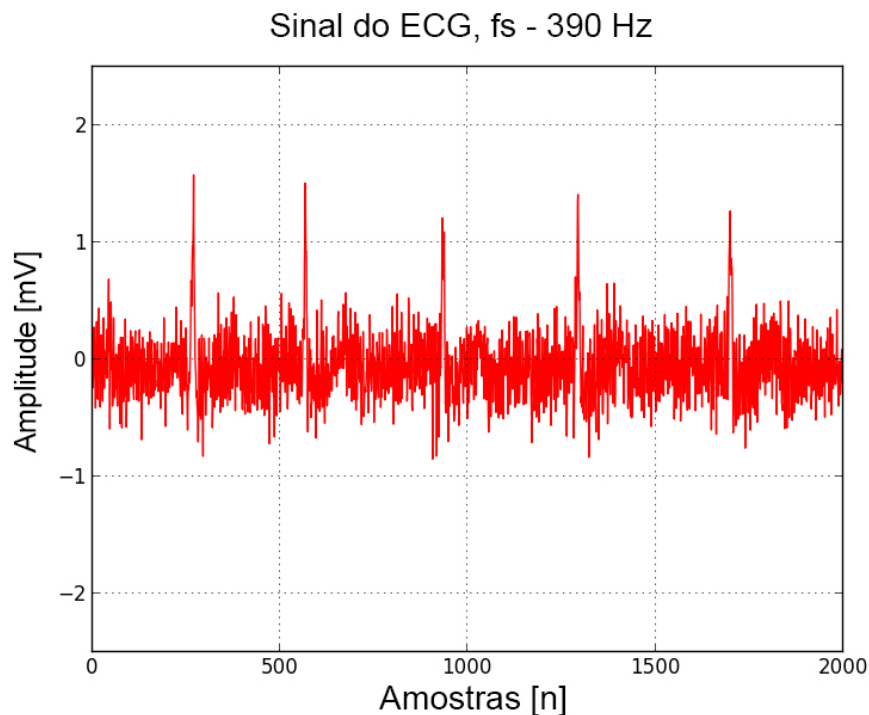
**Figura 29: Gráfico obtido com o sinal de entrada do ECG sendo uma onda quadrada.**



**Figura 30: Gráfico obtido com o sinal de entrada do ECG sendo uma onda senoidal.**

Na Figura 31, pode-se observar um exemplo de ECG obtido a partir do circuito analógico, mostrado pela GUI desenvolvida. É nítido que ainda há ruído excessivo e que é necessário que este sinal seja filtrado adequadamente. Devido ao

fato do *Raspbian* não ser um sistema em tempo real, mesmo paralelizando o código e aumentando a prioridade da sua execução, o sistema operacional não é capaz de habilitar e desabilitar a comunicação com a frequência desejada, e este é um dos fatores que contribuiu para o ruído visto na Figura 31. Outro fator que contribuiu para que o sinal ficasse ruidoso foi o fato das impedâncias de junção  $Z_{e1}$  e  $Z_{e2}$  dificilmente apresentarem o mesmo valor, fazendo com que a tensão de modo comum, VCM, produzisse diferentes correntes em ambas, provocando diferentes quedas de tensões e, isso faz com que uma parcela de VCM seja interpretada pelo circuito de captação como uma tensão diferencial. Entretanto, as etapas de rejeição da interferência AC e DC foram contempladas, pois, caso contrário, o sinal não seria condizente, mesmo que ruidoso, com o sinal cardíaco.

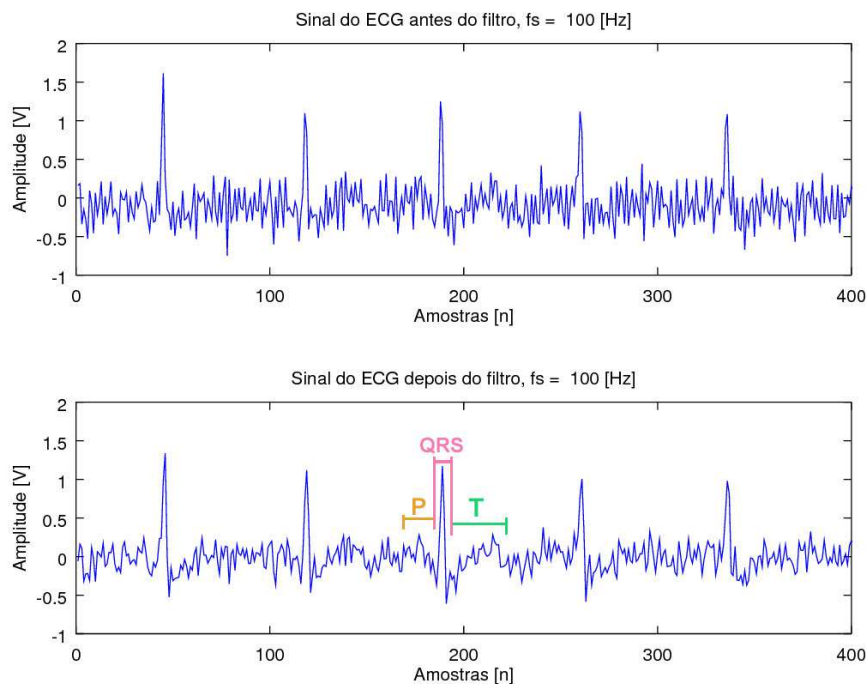


**Figura 31: Sinal cardíaco adquirido utilizando o ECG desenvolvido.**

A respeito da interface gráfica, pode-se verificar que a mesma funcionou como esperado. A etapa de filtragem foi realizada posteriormente através do *software* Octave, que é *open source*. Neste aplicativo foi desenvolvido um *script*, que consiste basicamente em determinar os coeficientes de um filtro do tipo *butterworth* de terceira ordem e, somente então, realizar a filtragem dos dados. Os dados utilizados foram amostrados com o *software* desenvolvido em *Python* e salvos em um arquivo compatível com o Octave.

Foram feitos testes com o eletrocardiógrafo configurando frequências de amostragem em 30 Hz e 60 Hz, entretanto, a frequência de Nyquist ( $f_N$ ) acontece em 15 Hz e 30 Hz, respectivamente, e, de acordo com o Teorema da Amostragem  $f_s \geq 2f_N$ . Isso implica na ocorrência do fenômeno de *aliasing*, ou seja, ocorre uma sobreposição de sinais, que resulta em um gráfico incoerente. Isso acontece porque as frequências acima do limite estabelecido por  $f_N$ , presentes no sinal, serão combinadas com quaisquer informações dentro do intervalo de 0 até  $f_N$  (OPENHEIM, 2010). Portanto, as frequências de amostragem em 30 e 60 Hz não são suficientes para representar o sinal.

A Figura 32 é referente ao pacote de dados amostrado com frequência de 100 Hz, onde na parte superior tem-se os dados captados antes do filtro e na parte inferior tem-se o gráfico do ECG após o filtro.

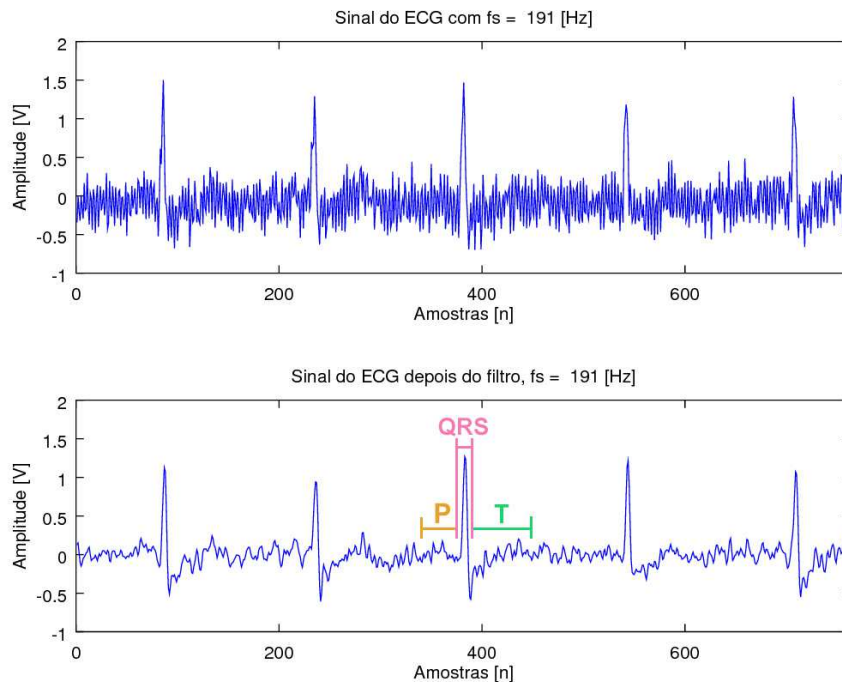


**Figura 32: Sinal cardíaco adquirido com frequência de amostragem de 100 Hz, antes e após o filtro.**

Nesta figura, já pode-se visualizar que após o filtro houve uma redução significativa no ruído presente no sinal, e é possível verificar uma onda mais parecida com a do sinal característico do ECG.

Submeteu-se o pacote de dados ao filtro elaborado no Octave e obteve-se o resultado mostrado na Figura 33 para a frequência de amostragem de 191 Hz e na

Figura 34 para a frequência de 390 Hz. Na parte superior de ambas imagens pode-se verificar o sinal cardíaco antes do filtro e na parte inferior após o filtro.



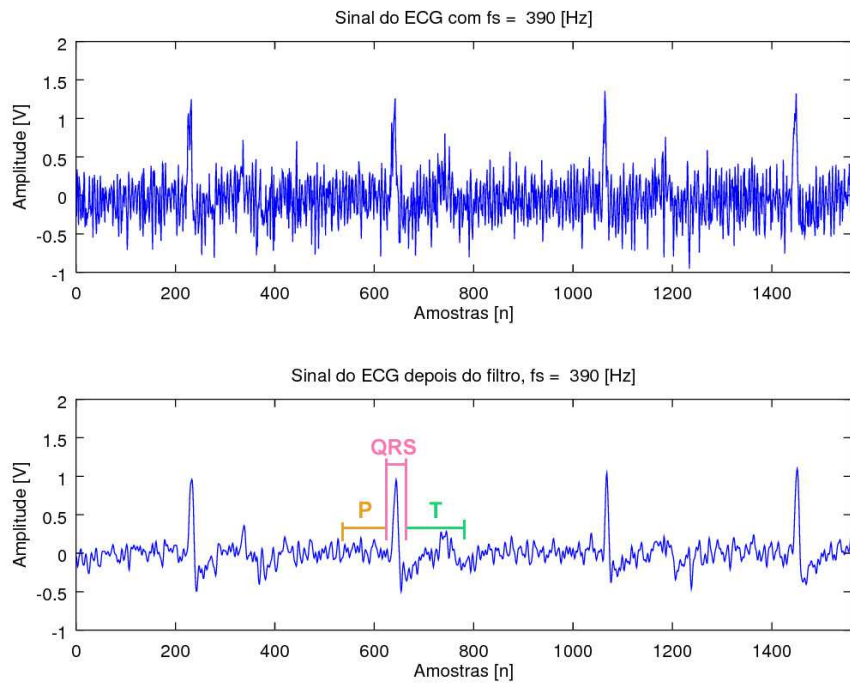
**Figura 33: Gráfico referente ao sinal cardíaco para frequência de amostragem de 191 Hz, antes e após o filtro.**

Nas três figuras apresentadas, 32, 33 e 34, pode-se verificar as ondas P e T e o complexo QRS. Entretanto, as Figuras 33 e 34 apresentam uma melhoria em relação a Figura 32, devido ao nível de ruído.

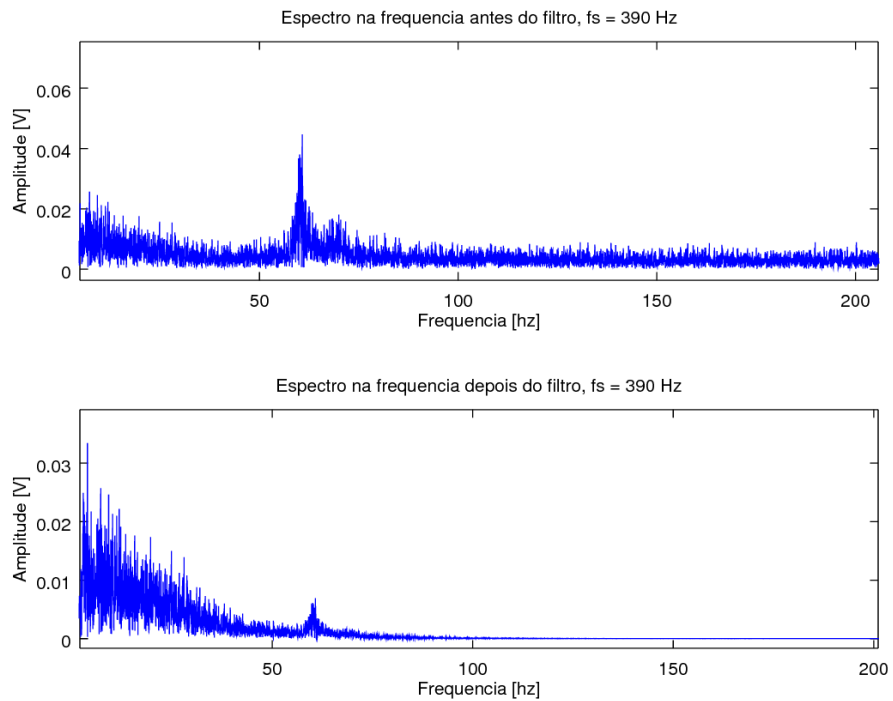
O pacote de dados amostrado com  $f_s = 390$  Hz foi o que melhor representou o sinal cardíaco, mesmo quando comparado com o pacote de dados amostrado com  $f_s = 191$  Hz. Pode-se verificar este fato ao comparar as Figuras 33 e 34, pois, a onda T na última figura tem início e fim mais definidos do que na Figura 33, referente a  $f_s = 191$  Hz.

A Figura 35 é referente ao pacote de dados amostrado com frequência de 390 Hz, na parte superior tem-se o espectro dos dados captados antes do filtro e na parte inferior o gráfico do ECG após o filtro. Pode-se verificar a redução do nível de ruído de 0,045 para 0,005 V.

Mesmo com CS não tendo um período constante, pôde-se verificar que houve a redução do ruído nas faixas filtradas, resultando em um sinal mais conexo



**Figura 34:** Gráfico referente ao sinal cardíaco para frequência de amostragem de 390 Hz, antes e após o filtro.



**Figura 35:** Espectro referente ao sinal cardíaco para frequência de amostragem de 390 Hz, antes e após o filtro.

após a etapa de filtragem, ou seja, o desempenho do filtro é bem nítido, mas ainda não é o ideal.

Os resultados acima apresentados foram mostrados para profissionais da área de saúde. Foi unânime que, devido ao ruído, ao fato do ECG não ter sido apresentado no formato de representação padrão (que é em papel milimetrado a cada 10 mm equivale a amplitude de 1 mV e a cada 25 mm equivale a 1 segundo (SRIVASTAVA, 2014)), e também por apresentar apenas uma derivação, o diagnóstico é significativamente mais difícil e ficaria incompleto. Entretanto, pôde-se visualizar as ondas P e T e o complexo QRS e a frequência cardíaca pôde ser obtida pelo gráfico, mas pelo fato da frequência de amostragem não ser constante, a confiabilidade desses dados é prejudicada.

## 5 CONCLUSÃO

No presente trabalho foram abordados os aspectos construtivos de um ECG, com o intuito de que o circuito captasse e enviasse os sinais obtidos ao RPI e que este mostrasse os sinais oriundos da atividade elétrica cardíaca de maneira condizente com a realidade em um monitor e que apresentasse baixo custo.

Assim, o projeto e desenvolvimento do circuito analógico do eletrocardiógrafo é responsável pela captação, por meio de eletrodos e cabos blindados; amplificação do sinal cardíaco, por meio do INA121; estágio de ganho após a saída do INA121 para ter um ganho total maior do que o sinal original (aproximadamente, de mil a duas mil vezes maior); filtragem do sinal elétrico cardíaco, por meio de uma realimentação feita da saída do INA para o seu terminal de referência e por meio do circuito do DRL. Mesmo com todas estas estratégias para que o sinal fosse mais nítido, ainda se verificou que havia ruído considerável, com espectro dado pela FFT na faixa de 60 Hz e 0,5 Hz . Após o filtro passa-faixa de terceira ordem (com frequências de corte inferior e superior, respectivamente, de 0,5 e 35 Hz), desenvolvido no *Octave* obteve-se como resultado um ECG similar ao ECG característico, mas ainda com a necessidade de ser aprimorado.

Para a comunicação entre o circuito analógico e o RPI, foi feito um circuito de amostragem que incluiu um conversor analógico para digital, ADS8321. A comunicação entre o ADC e o RPI, foi crítica devido a diferença no nível de tensão e a variação da taxa de amostragem devido ao sinal de CS apresentar um nível considerável de *jitter* que o RPI gerava. Devido a isso, implementou-se no código uma estratégia de programação paralela, para usufruir de maior processamento disponível pelo RPI. Como consequência, o *clock* e o sinal CS tornaram-se mais constantes, assim, obteve-se uma frequência mais próxima da desejada, mas ainda assim houve prejuízo a qualidade do sinal do ECG mostrado na GUI. Portanto, evidencia-se que o sistema operacional do RPI não é eficaz para aplicações em tempo real, como por exemplo, tarefas em que há necessidade de precisão na sincronização, ou seja, em trabalhos em que é indispensável manter uma frequência de amostragem constante. Outro fator que comprometeu a nitidez do sinal cardíaco mostrado em tempo real na

interface gráfica foi que, devido as impedâncias de junção  $Z_{e1}$  e  $Z_{e2}$  não apresentarem o mesmo valor, correntes com valores diferentes passam por elas o que gera diferentes quedas de tensões, e isso faz com que uma parcela de VCM seja interpretada pelo INA121 como tensão diferencial, assim como o sinal cardíaco.

Mesmo ainda não atingindo o nível desejado para a frequência de amostragem e tendo uma parcela de VCM sendo captada e amplificada junto ao sinal cardíaco, foi possível reconhecer os padrões visualizados na interface e os sinais obtidos após o filtro como sinais cardíacos.

O protótipo desenvolvido é capaz de captar a atividade elétrica do coração quando conectado de acordo com seis dentre as doze derivações existentes citadas anteriormente e, utiliza apenas um canal para aquisição de dados, ou seja, apenas uma derivação por vez. No caso deste trabalho a derivação utilizada foi a DI, que é a diferença de potencial entre braço esquerdo e direito, como citado no referencial do presente trabalho.

O objetivo referente ao custo total do projeto também foi alcançado, ficando em torno de R\$400,00, já incluindo o *Raspberry Pi B+*. Mesmo com as alterações necessárias para melhorar a qualidade do sinal mostrado na GUI e demais adaptações, estima-se que o custo total não ultrapasse R\$1000,00, mantendo ainda um custo inferior ao valor comercial dos eletrocardiógrafos.

Isto posto, pode-se concluir que o trabalho desenvolvido atendeu aos objetivos propostos, e que ainda pode ser explorado e aprimorado em projetos futuros.

## 5.1 PROJETOS FUTUROS

É importante ressaltar que para a análise mais completa e confiável de um paciente, são necessárias mais derivações, portanto, propõe-se que em trabalhos futuros, os sinais oriundos da captação, de acordo com outras derivações, também sejam adquiridos e analisados e que se desenvolva um circuito que contemple não apenas seis, mas sim os doze canais, e que consiga mostrar em tempo real, em uma tela, mais do que um canal por vez. Outra proposta para projetos futuros é tornar este protótipo em um produto, adequando-o as normas vigentes para produtos clínicos e hospitalares e, também, ajustar a sua representação para o mesmo padrão que os profissionais da área estão acostumados a utilizar.

Também é importante que, em projetos futuros, seja gerado um sinal de *clock* e CS com períodos constantes. Para isso, sugere-se a utilização um micro-controlador ou um ADC auto-sincronizável, ou também, que seja implementado um *timmer* por *hardware*, empregando o cristal do próprio RPI. Todas as soluções propostas não implicam em um aumento significativo no custo do projeto, e dentre elas a última representa a solução mais promissora por não envolver custo adicional, nem diferença no valor de nenhum componente.

Outras duas abordagens interessantes para projetos futuros são: a análise do circuito de DRL, verificando a resposta de algumas topologias mais utilizadas e verificar qual é a mais adequada para a presente aplicação; e a outra, que já está sendo desenvolvida na UTFPR-TD, que consiste basicamente em obter o gráfico em tempo real do ECG já filtrado utilizando recursos de programação paralela.

## REFERÊNCIAS

- BERNE, R.B.; LEVY, M. N. **Fisiologia**. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier, 2009. 844 p.
- BROWN, Burr. **FET-Input, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER**. Dallas, Texas: Eletronic Publication, 1997. 20 p.
- CARDOSO, Adriano Silva Vale. **Instrumentação e Metodologias de Medição de Biopotenciais**. Belo Horizonte, MG: UFMG, 2010. 124 p.
- CENAPAD. **Introdução ao MPI**. Campinas, São Paulo: UNICAMP, 2012. 95 p.
- CHEIDA, Luiz Eduardo. **Medicina Integrada**. São Paulo, SP: [s.n.], 1997.
- CIRURGICAPASSOS. <http://www.cirurgicapassos.com.br>. Acesso em: 10- 08- 2015.
- GUYTON, Arthur C.; HALL, Jhon E. **Tratado de Fisiologia Médica**. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan, 1996. 1014 p.
- INCOR, Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da FMUSP. **Considerado o 'RG' do coração, primeiro eletrocardiograma deve ser feito ainda na juventude**. São Paulo, SP: USP, INCOR, 2015.
- INSTRAMED. [www.instramed.com.br](http://www.instramed.com.br). Acesso em: 10- 08- 2015.
- ISHBEATA, Abdallah; KALBOUNEH, Mohammad. **ECG Circuit Analysis and Design**. [S.I.]: Eletronic Publication, 2012.
- KUGELSTADT, Thomas. Getting the most out of your instrumentation amplifier design. **Analog Applications Journal**, v. 4Q, p. 25–29, 2005.
- LUTZ, Mark. **Python Pocket Reference**. Sebastopol, Califórnia: O'Reilly, 2014. 264 p.
- MACIEL, Rubens. Caminhos da cardiologia - willem einthoven. de um começo árduo ao prêmio nobel. **Arquivo Brasileiro de Cardiologia**, v. 66, n. 4, p. 179–186, 1996.
- MATPLOTLIB. <http://matplotlib.org/>. Acesso em: 09- 06- 16. 2009.
- OPENHEIM, Alan V. **Discrete-Time Signal Processing**. Saddle River, New Jersey: Pearson, 2010. 1108 p.
- PALACH, Jan. **Parallel Programming With Python**. Birmingham, UK: PACKT Publishing, 2014. 122 p.
- PEREIRA, Adriel Erich. **Eletrocardiografia (ECG) Remota Via Rede Sem Fio Com Interface XBEE**. Campinas, SP: PUC-Campinas, 2008. 76 p.

RASPBERRYPI. <https://www.raspberrypi.org/help/what-is-a-raspberry-pi/>. Acesso em: 10- 08- 2015.

SRIVASTAVA, Pankaj. Fir filter design analysis for power line interference in ecg signals. p. 4, Acesso em: 09- 06- 16. 2014.

TEXAS, Instruments 1. **0,05  $\mu$ V C max, SINGLE-SUPPLY CMOS OPERATIONAL AMPLIFIERS Zero-Drift Series**. Dallas, Texas: Eletronic Publication, 2003. 32 p.

TEXAS, Instruments 2. **Datasheet: 16-Bit, High Speed, MicroPower Sampling ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTER**. Dallas, Texas: Eletronic Publication, 2004. 19 p.

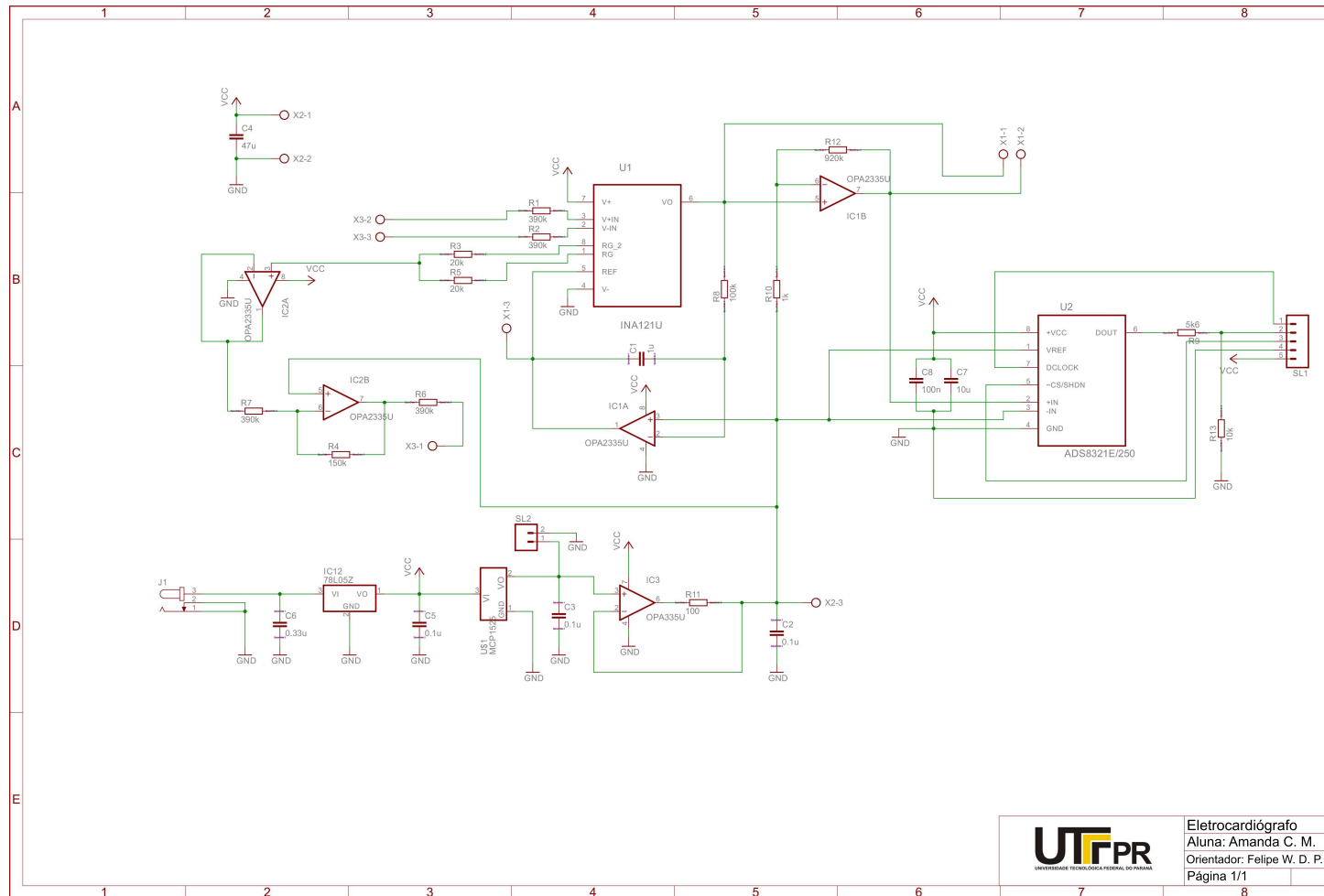
WEBSTER, G. J. **Medical Instrumentation**. New Jersey, USA: John Wiley and Sons, 1998.

WHO, World Health Organization. The top ten causes of death. **Eletronic Publication**, n. 310, p. 1–5, Maio 2014.

WIKIMEDIA. <https://commons.wikimedia.org/wiki/file:ecg-pqrst>. Acesso em: 09- 06- 16. 2009.

WIKIPEDIA. <https://pt.wikipedia.org/wiki/coracao/humano>. Acesso em: 09- 06- 16. 2012.

# ANEXO A - PRIMEIRO ANEXO



**ANEXO B - SEGUNDO ANEXO**

```
1 #####
2 #          UNIVERSIDADE TECNOLOGICA FEDERAL DO PARANA      #
3 #
4 #          TRABALHO DE CONCLUSAO DE CURSO 2                #
5 #
6 #          PROF. ORIENTADOR: DR. FELIPE W. D. PFRIMER      #
7 #          ACADEMICA: AMANDA COSTA MARTINEZ                #
8 #
9 #          CODIGO REFERENTE A INTERFACE GRAFICA E COMUNICACAO #
10 #          ENTRE O RPI E O CIRCUITO DO ECG                 #
11 #
12 #          PINOS UTILIZADOS PARA COMUNICACAO SPI:          #
13 #          -> 21 miso                                       #
14 #          -> 23 clock                                       #
15 #          -> 24 cs0                                         #
16 #
17 #
18 #          DATA: 01/06/2016                                #
19 #####
20
21 # -- BIBLIOTECAS UTILIZADAS
22 import matplotlib.pyplot as plt
23 import matplotlib.animation as animation
24 import Tkinter as tk
25 import spidev
26 import time
27
28 from mpi4py import MPI
29 from matplotlib import use
30 from matplotlib.backends.backend_tkagg import FigureCanvasTkAgg, ...
    NavigationToolbar2TkAgg
31 from matplotlib.figure import Figure
32
33
34 # -- INICIALIZANDO O COMUNICATOR
35 comm=MPI.COMM_WORLD
36
37 # -- OBTENDO O RANK
```

```
38 rank = comm.rank
39
40 # -- INICIALIZANDO A COMUNICACAO SPI
41 spi = spidev.SpiDev()
42
43 # -- COMUNICACAO ENTRE BUS 0 E DEVICE 0
44 spi.open(0,0)
45
46 # -- CRIANDO A CLASSE PARA INTERFACE GRAFICA
47 class interface_grafica():
48
49 # -- DEFININDO CONSTRUTOR DA CLASSE
50 def __init__(self, parametro_tk):
51
52 # -- CRIANDO A JANELA
53 self.frame = tk.Frame(parametro_tk)
54 self.frame.pack()
55
56 # -- CRIANDO TITULO DA JANELA: ECG
57 parametro_tk.wm_title("ECG")
58
59 # -- CRIANDO UM LABEL, OU SEJA, UM TEXTO NA FRAME, QUE E A JANELA
60 self.texto = tk.Label(self.frame)
61 # -- CONFIGURANDO OS PARAMETROS: TEXTO, COR E FONTE
62 self.set_parametros(self.texto,
63                       text="Clique para iniciar o ECG",
64                       fg="red",
65                       font=['Arial', 12, 'bold'])
66 self.texto.pack()
67
68 # -- CRIANDO UM BOTAO
69 self.botao = tk.Button(self.frame)
70 # -- CONFIGURANDO OS PARAMETROS: TEXTOS, CORES E FONTE
71 self.set_parametros(self.botao,
72                       "Play",
73                       "white",
74                       "green",
75                       ['Arial', 12, 'italic', 'bold'], ...
76                       2, 4)
77 # -- CONECTANDO O EVENTO DE CLICAR NO BOTAO A UMA FUNCAO
78 self.botao.bind("<Button-1>", self.play_pause)
```

```
78 self.botao.pack()
79
80 # -- INICIALIZA A FUNCAO PLAY COMO FALSE
81 # -- PARA ESPERAR CLICAR NO BOTAO PARA INICIAR
82 self.fPlay = False
83
84 # -- CRIANDO VETOR NULO
85 self.x = []
86 self.y = []
87
88 # -- DEFININDO AMPLITUDES MAXIMAS E MINIMAS DO GRAFICO
89 self.y_max = 2.5
90 self.y_min = -2.5
91 # -- DEFINE O NUMERO MAXIMO DE AMOSTRAS POR JANELA
92 self.tam_max = 2000
93
94 # -- INICIALIZA UMA FIGURA
95 self.f = Figure()
96 # -- CRIA APENAS UMA AREA DE SUBPLOT
97 self.ax = self.f.add_subplot(1,1,1)
98
99 # -- NA AREA DE SUBPLOT CONFIGURA-SE PARA:
100 # -- TER GRID, TITULO: ECG
101 # -- LEGENDA DO EIXO Y: AMPLITUDE EM mV
102 # -- LEGENDA DO EIXO X: AMOSTRAS
103 self.ax.grid(True)
104 self.ax.set_title("ECG")
105 self.ax.set_ylabel("Amplitude [mV]")
106 self.ax.set_xlabel("Amostras [n]")
107
108 # -- FAZENDO A INTEGRACAO DO TKINTER COM MATPLOTLIB
109 # -- PARA TER O GRAFICO EM TEMPO REAL
110 self.canvas = FigureCanvasTkAgg(self.f, master=parametro_tk)
111 self.canvas.show()
112 self.canvas.get_tk_widget().pack(side=tk.TOP, fill=tk.BOTH, expand=1)
113
114 self.toolbar = NavigationToolbar2TkAgg(self.canvas, parametro_tk)
115 self.toolbar.update()
116 self.canvas._tkcanvas.pack(side=tk.TOP, fill=tk.BOTH, expand=1)
117
118 # -- MODULARIZANDO OS PARAMETROS DE TEXTO
```

```
119 def set_parametros(self, who, text='', fg='lightgray', ...
    bg='lightgray', font=[], height=0, width=0):
120     who ['text'] = text
121     who ['foreground'] = fg
122     who ['background'] = bg
123     who ['font'] = font
124     who ['height'] = height
125     who ['width'] = width
126
127 # -- FUNCAO PARA TRATAR O EVENTO DO CLICK NO BOTAO
128 def play_pause(self, evento):
129
130 # -- SE O TEXTO DO BOTAO FOR PLAY
131 if self.botao ['text'] == 'Play':
132 # -- MUDO OS PARAMETROS DO BOTAO PARA PAUSE
133     self.set_parametros(self.texto,text="Clique para pausar o ...
        ECG",fg="red", font=['Arial', 12 , 'bold'])
134     self.set_parametros(self.botao,"Pause","white","red",['Arial', 12, ...
        'italic', 'bold'], 2, 4)
135 # -- ATRIBUO A FUNCAO PLAY -> TRUE
136 # -- PARA ESPERAR CLICAR NO BOTAO PARA PAUSAR
137     self.fPlay = True
138 # -- CASO CONTRARIO OS PARAMETROS DO BOTAO SAO DEFNIDOS PARA PLAY
139 else:
140     self.set_parametros(self.texto,text="Clique para iniciar o ...
        ECG",fg="red", font=['Arial', 12 , 'bold'])
141     self.set_parametros(self.botao,"Play","white","green",['Arial', ...
        12, 'italic', 'bold'], 2, 4)
142 # -- ATRIBUO A FUNCAO PLAY -> FALSE
143 # -- PARA ESPERAR CLICAR NO BOTAO PARA INICIAR
144     self.fPlay = False
145
146 # -- FUNCAO PARA ATUALIZAR O GRAFICO
147 def atualiza_grafico (self, x):
148
149 # -- SE A FUNCAO FPLAY = TRUE
150 if self.fPlay:
151
152 # -- LIMPA A FIGURA DO SUBPLOT
153     self.f.clear()
154 # -- RECRUA AREA DE SUBPLOT
```

```
155     self.ax = self.f.add_subplot(1,1,1)
156
157     # -- NA AREA DE SUBPLOT RECONFIGURA-SE PARA:
158     # -- TER GRID, TITULO: ECG
159     # -- LEGENDA DO EIXO Y: AMPLITUDE EM mV
160     # -- LEGENDA DO EIXO X: AMOSTRAS
161     self.ax.grid(True)
162     self.ax.set_title("ECG")
163     self.ax.set_ylabel("Amplitude [mV]")
164     self.ax.set_xlabel("Amostras [n]")
165
166     # -- CHAMA A FUNCAO BARRIER DA BIBLIOTECA MPI
167     # -- COM INTUITO DE SINCRONIZAR OS PROCESSOS
168     comm.barrier()
169     # -- RECEBE OS DADOS DO PROCESSO RANK = 1
170     self.x = comm.recv(source=1)
171     self.y = comm.recv(source=1)
172
173     # -- DEFINE OS EIXOS DO SUBPLOT
174     # -- EIXO X: DE 0 A 2000
175     # -- EIXO Y DE -2.5 A 2.5
176     self.ax.axis([0,self.tam_max,self.y_min,self.y_max])
177     # -- COR DO GRAFICO: VERMELHO
178     self.ax.plot(self.x,self.y,color='red')
179
180     # -- RANK = NUMERO DO PROCESSO
181     # -- QUANDO FOR O PROCESSO 0
182     if rank == 0:
183
184         # -- CRIA UM OBJETO INTERFACE GRAFICA
185         obj = interface_grafica(tk.Tk())
186         # -- CRIA A ANIMACAO
187         # -- ATUALIZANDO A CADA 200ms, POREM, DEVIDO AO BARRIER AS ATUALIZACOES
188         # -- OCORREM APROXIMADAMENTE A CADA 1 SEGUNDO
189         ani = animation.FuncAnimation(obj.f, obj.atualiza_grafico, interval=200)
190
191         tk.mainloop()
192
193     # -- QUANDO FOR O PROCESSO 1
194     if rank == 1:
195
```

```
196 # -- CRIA UM VETOR NULO
197 saveBuffer = []
198 # -- NUMERO DE AMOSTRAS QUE SERAO ARMAZENADAS
199 numeroAmostras = 10000
200 # -- ARQUIVO PARA ARMAZENAR AS AMOSTRAS
201 arq = open('output.dat', 'w')
202
203 # -- LOOP
204 while True:
205
206 # -- INICIALIZA TEMPO EM 0
207 tempo = 0.0
208
209 # -- CRIANDO VETOR NULO
210 lista_x = []
211 lista_y = []
212
213 # -- FOR DE 0 ATE O TAMANHO MAXIMO DO SUBPLOT
214 for i in range(2000):
215
216 # -- INCREMENTA A CONTAGEM DO TEMPO
217 tempo += 1
218 # -- ADICIONA O TEMPO NA LISTA REFERENTE AO EIXO X
219 lista_x.append(tempo)
220 # -- LEITURA RECEBE 3 BYTES ORIUNDOS DA COMUNICACAO SPI
221 leitura = spi.readbytes(3)
222 # -- EXCLUINDO OS BITS REFERENTES AO TEMPO DE AMOSTRAGEM DO ADC E ...
    DESLOCANDO-OS
223 leitura = (((leitura[0] & 0b00000011)<<16) | ( (leitura[1]<<8) | ...
    (leitura[2]& 0b11111100) )) >> 2
224 # -- CASO SEJA UM VALOR NEGATIVO (ADC TRABALHA COM COMPLEMENTO DE 2)
225 if ((leitura & 32768)>>15):
226     leitura = - ( (leitura^0xFFFF) + 1 )
227 # -- RESOLUCAO [V] = 5 / 2^16 = 76.2939e-6 [V]
228 valVolts = leitura * 76.2939e-6
229 # -- ADICIONA A TENSAO NA LISTA REFERENTE AO EIXO Y E NO BUFFER
230 saveBuffer.append(valVolts)
231 lista_y.append(valVolts)
232 # -- TEMPO DE 0.002 PARA FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM DE 500 Hz
233 # -- TEMPO DE 0.005 PARA FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM DE 200 Hz
234 # -- TEMPO DE 0.010 PARA FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM DE 100 Hz
```

```
235 # -- TEMPO DE 0.017 PARA FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM DE 60 Hz
236 # -- TEMPO DE 0.033 PARA FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM DE 30 Hz
237     time.sleep(0.002)
238
239 # -- ENVIA UM BLOCO DE AMOSTRAS A CADA 500 AMOSTRAS
240     if( (i+1)%500 == 0 ):
241         # -- CHAMA A FUNCAO BARRIER DA BIBLIOTECA MPI
242         # -- COM INTUITO DE SINCRONIZAR OS PROCESSOS
243         comm.barrier()
244         # -- ENVIO DE DADOS PELO MPI
245         comm.send(lista_x, dest=0)
246         comm.send(lista_y, dest=0)
247
248 # -- ENQUANTO NAO COMPLETOU O ARQUIVO OUTPUT.DAT COM 10K AMOSTRAS ...
249     # CONTINUA SALVANDO
250     if(len(saveBuffer) == numeroAmostras and len(saveBuffer) != 0):
251         # -- HEADER DO ARQUIVO A SER LIDO POSTERIORMENTE NO OCTAVE
252         arq.write("# name: vetorAmostras\n" + "# type: matrix\n" + "# ...
253                 rows: 1\n" + "# columns: %d\n" % len(saveBuffer))
254         for amostra in saveBuffer:
255             arq.write(str(amostra) + " ")
```

**ANEXO C - TERCEIRO ANEXO**

```
1 % -- CARREGANDO PACOTE REFERENTE AS FUNCOES BUTTER E FILTER
2 pkg load signal;
3
4 % -- FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM
5 % -- DEVE SER ALTERADA DE ACORDO COM CODIGO .PY
6 fs = 200;
7
8 % -- N RECEBE O NUMERO DE AMOSTRAS
9 n = length(vetorAmostras);
10
11 % -- FFT DO SINAL ANTES DE FILTRAR
12 X_mag = abs(fft(vetorAmostras));
13
14 % -- FILTRO BUTTERWORTH DE 3ª ORDEM
15 % -- FREQUENCIAS DE CORTE 0.5 E 35 Hz
16 [y,x] = butter(3, [0.5 35]/(fs/2));
17
18 % -- FILTRA O SINAL DE ACORDO COM OS COEFICIENTES
19 % -- OBTIDOS PELA FUNCAO BUTTER
20 Y = filter(y,x,vetorAmostras);
21
22 % -- FFT DO SINAL FILTRADO
23 Y_mag = abs(fft(Y));
24
25 % -- INICIA PRIMEIRA FIGURA COM DUAS IMAGENS
26 figure(1);
27
28 % -- IMAGEM 1 -> ESPECTRO ANTES DO FILTRO
29 subplot(211)
30 plot((1:length(vetorAmostras))*fs/n,X_mag/(n/2));
31 title("Espectro na frequencia antes do filtro");
32 xlabel("Frequencia [hz]");
33 ylabel("Amplitude");
34
35 % -- IMAGEM 2 -> ESPECTRO APOS O FILTRO
36 subplot(212)
37 plot((1:length(Y))*fs/n,Y_mag/(n/2));
38 title("Espectro na frequencia depois do filtro");
```

```
39 xlabel("Frequencia [hz]");
40 ylabel("Amplitude [V]");
41
42 % -- INICIA SEGUNDA FIGURA COM DUAS IMAGENS
43 figure(2)
44
45 % -- IMAGEM 1 -> SINAL DO ECG ANTES DO FILTRO
46 subplot(211);
47 plot(vetorAmostras);
48 title("Sinal do ECG antes do filtro");
49 xlabel("Amostras [n]");
50 ylabel("Amplitude [V]");
51
52 % -- IMAGEM 2 -> SINAL DO ECG APOS O FILTRO
53 subplot(212)
54 plot(Y);
55 title("Sinal do ECG depois do filtro");
56 xlabel("Amostras [n]");
57 ylabel("Amplitude [V]");
```