

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DO AMAZONAS
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA**

CARLA PATRICIA MICHILES ARAUJO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROCARDIOGRÁFICOS
UTILIZANDO TECNOLOGIA WIRELESS**

Manaus
2017

CARLA PATRICIA MICHILES ARAUJO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROCARDIOGRÁFICOS
UTILIZANDO TECNOLOGIA WIRELESS**

Projeto de pesquisa desenvolvido durante a disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II e apresentada à banca avaliadora do Curso de Engenharia Elétrica da Escola Superior de Tecnologia da Universidade do Estado do Amazonas, como pré-requisito para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Wheidima Carneiro de Melo, Me.

Manaus
2017

Universidade do Estado do Amazonas – UEA
Escola Superior de Tecnologia - EST

Reitora:

Cleinaldo de Almeida Costa

Vice-Reitor:

Mário Augusto Bessa de Figueiredo

Diretor da Escola Superior de Tecnologia:

Roberto Higino Pereira da Silva

Coordenador do Curso de Engenharia Elétrica:

Claudio Gonçalves

Banca Avaliadora composta por: Data da defesa: 21/12/2017.

Prof. Wheidima Carneiro de Melo, (Orientador).

Prof. Jozias Parente de Oliveira, Dr

Prof. Charles Luiz de Melo, Me

CIP – Catalogação na Publicação

Araujo Michiles, Patricia Carla

Sistema de aquisição eletrocardiográficos utilizando tecnologia wireless/ Carla Patricia Michiles Araujo [orientado por] Wheidima Carneiro de Melo. – Manaus: 2017.

74 p.: il.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica). Universidade do Estado do Amazonas, 2017.

1. Protótipo de baixo custo. 2. Engenharia Biomédica. 3. Sistema de Aquisição.

I. Melo, Wheidima Carneiro.

CARLA PATRICIA MICHILES ARAUJO

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROCARDIOGRÁFICOS
UTILIZANDO TECNOLOGIA WIRELESS

Pesquisa desenvolvida durante a disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II e apresentada à banca avaliadora do Curso de Engenharia Elétrica da Escola Superior de Tecnologia da Universidade do Estado do Amazonas, como pré-requisito para obtenção do título de Engenharia Eletricista.

Nota obtida: ____ (_____)

Aprovada em ____/____/____

Área de concentração: Engenharia Biomédica

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Wheidima Carneiro de Melo, Me.

Avaliador: Jozias Parente de Oliveira, Dr.

Avaliador: Charles Luiz de Melo, Me.

Manaus

2017

Dedicatória

Dedico este trabalho ao meu irmão Pablo (in memorian) que está presente a toda hora no meu coração e aos momentos de alegria que me proporcionou na sua caminhada.

AGRADECIMENTO

À Deus, que tornou possível, mesmo com muitos sacrifícios me deu fé para finalização deste trabalho.

Agradeço á minha família, que sempre proporcionaram condições adequadas para crescer na vida pessoal e profissional e ao meu amigo, Kenny Vinente, pela a ajuda e por todo o tempo disposto.

Agradeço ao meu orientador, Wheidima Carneiro de Melo, por fornecer todo o apoio que eu precisava para a realização deste trabalho.

Aos engenheiros, Thales Araujo, Ronald Santos, Adriano Ibrahim e Henrique Vieira pelo tempo dedicado na empresa Philips, que contribuiriam com material e suporte no entendimento teórico do sinal do eletrocardiograma.

Aos alunos de graduação, Giovanni Antonaccio e Marcus Vinícius pelo suporte no desenvolvimento do projeto.

Aos Notáveis Anderson, Felipe, Filipe, Jackeline, Israel, Karol, Raphael, Melquisedeque estiveram ao meu lado me incentivando durante todo o processo.

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo desenvolver um protótipo de eletrocardiógrafo, de fácil transporte, com comunicação via *wireless* utilizando o protocolo HTTP, que realize o monitoramento e a aquisição de sinais ECG. Neste equipamento procurou-se realizar um sistema de aquisição baseado no uso de amplificadores, conversor analógico-digital e microcontrolador. Além disso, a transmissão de dados baseado na arquitetura cliente-servidor, no qual o cliente solicita ao servidor os dados do sistema de aquisição e o transfere, utilizando a internet como meio de comunicação. O sistema foi testado utilizando um simulador de sinais vitais, o protótipo faz a leitura, tratamento e condicionamento dos sinais e envia para o cliente, o qual monitora e armazena os dados. Os resultados obtidos apresentaram desempenho satisfatório para comunicação, leitura, condicionamento e transmissão de dados, também observou-se no cliente as forma de onda característica ao sinal ECG (onda P, complexo QRS e onda T).

Palavras chave: protótipo de eletrocardiógrafo. sistema de aquisição. cliente-servidor.

ABSTRACT

The present work aims to develop an electrocardiograph prototype, easy to transport, with wireless communication using the HTTP protocol, which performs the monitoring and acquisition of ECG signals. In this equipment we tried to realize an acquisition system based on the use of amplifiers, analog-digital converter and microcontroller. In addition, data transmission based on the client-server architecture, in which the client requests the server from the data of the acquisition system and transfers it, using the internet as a means of communication. The system was tested using a vital signs simulator, the prototype read, treat and condition the signals and sends them to the customer, who monitors and stores the data. The results showed satisfactory performance for communication, reading, conditioning and data transmission. The waveform characteristic of the ECG signal (P wave, QRS complex and T wave) was also observed in the client.

Keywords: electrocardiograph prototype. acquisition system. client-server

Lista de Figuras

1	Ramificação do Coração.	14
2	Eventos do Ciclo Cardíaco	15
3	Característica do sinal do eletrocardiograma	16
4	Derivações bipolares no plano frontal	18
5	Comportamento da forma de onda da Derivação I, II e III	18
6	Posicionamentos dos seis eletrodos na região torácica	19
7	Comportamento das forma de ondas da Derivação V1, V2, V3, V4, V5 e V6.	19
8	Terminal Central de Wilson	20
9	Derivações unipolares a) aVR, b)aVL, c) aVF	20
10	Registro das três derivações unipolares aumentadas	21
11	Triângulo de Einthoven.	22
12	Eletrodos do tipo não invasivo.	23
13	Sinal ECG com interferência devido a rede elétrica	24
14	Estrutura característica de um amplificador de instrumentação.	25
15	Estrutura Cliente-Servidor	26
16	Diagrama do trabalho desenvolvido.	28
17	Pinagem do AD8232	30
18	Placa ECG	31
19	Conversor ADC	32
20	Estrutura externa do Raspberry Pi 3	34
21	Mapeamento dos pinos do Raspberry Pi 3	35
22	Cabo paciente (AE-0H002-0) com as vias modificadas	36
23	Simulador de sinais vitais - PROSIM3-FLUKE	36
24	Simulador HS-15	37
25	Diagrama Esquemático do Sistema Proposto	38
26	Circuito Esquemático	40
27	Representação inferior da trilha da placa universal	40
28	Circuito esquemático disposto no protoboard	42
29	Representação inferior da trilha e vista superior da placa universal	43

30	Leitura da porta do MCP3008	45
31	Diagrama do projeto Cliente-Servidor	46
32	Dispositivo final, disposto na caixa patola	47
33	Sinal de ECG simulado no EP12 Digtal	48
34	Sinal do ECG obtido pelo o osciloscópio	49
35	Amostragem Sinal do ECG	50
36	Sinal ECG simulado	51
37	Sistema em Operação	51
38	Representação do sinal ECG utilizando o cabo paciente (AE-0H002-0) . .	52
39	Sinal ECG 30 bpm	60
40	Sinal ECG 60 bpm	60
41	Sinal ECG 80 bpm	61
42	Sinal ECG 120 bpm	61
43	Sinal ECG 180 bpm	62
44	Sinal ECG 240 bpm	62
45	Sinal ECG 30 bpm	63
46	Sinal ECG 60 bpm	63
47	Sinal ECG 80 bpm	64
48	Sinal ECG 120 bpm	64
49	Sinal ECG 180 bpm	65
50	Sinal ECG 240 bpm	65
51	Sinal ECG 30 bpm	66
52	Sinal ECG 60 bpm	66
53	Sinal ECG 80 bpm	67
54	Sinal ECG 120 bpm	67
55	Sinal ECG 180 bpm	68
56	Sinal ECG 240 bpm	68
57	Sinal ECG 30 bpm	69
58	Sinal ECG 60 bpm	69
59	Sinal ECG 80 bpm	70
60	Sinal ECG 120 bpm	70
61	Sinal ECG 180 bpm	71
62	Sinal ECG 240 bpm	71
63	Sinal ECG 30 bpm	72
64	Sinal ECG 60 bpm	72
65	Sinal ECG 80 bpm	73
66	Sinal ECG 120 bpm	73
67	Sinal ECG 180 bpm	74
68	Sinal ECG 240 bpm	74

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	12
1 REFERENCIAL TEÓRICO	14
1.1 O CORAÇÃO	14
1.2 O CICLO CARDÍACO	15
1.3 O ELETROCARDIOGRAMA	15
1.4 DERIVAÇÕES ELETROCARDIOGRÁFICAS	17
1.4.1 As Três Derivações Bipolares	17
1.4.2 Derivações Torácicas	18
1.4.3 As Derivações Unipolares Aumentadas	19
1.5 O TRIÂNGULO DE EINTHOVEN	22
1.6 ELETRODOS	22
1.7 INTERFERÊNCIA EM SINAIS DE ECG	23
1.8 CIRCUITO DE AQUISIÇÃO	24
1.9 FILTROS ATIVOS	24
1.10 CONVERSOR ANALÓGICO/ DIGITAL	25
1.11 CLIENTE-SERVIDOR	26
2 MÓDULO DE AQUISIÇÃO E TRANSMISSÃO DE SINAIS ELETRO- CARDIOGRÁFICO	27
2.1 MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ECG	28
2.1.1 Placa ECG Front-End	29
2.2 Conversor Analógico Digital	31
2.3 Raspberry Pi 3	33
2.4 Cabo Paciente	35
2.5 Simulador de Sinais Vitais	36
3 IMPLEMENTAÇÃO DO PROJETO	38
3.1 DESENVOLVIMENTO DO HARDWARE	38
3.2 FIRMWARE	43
4 RESULTADOS	47
CONCLUSÃO	53

REFERÊNCIAS	55
APÊNDICE A - CLIENTE/SERVIDOR	58
APÊNDICE B - SINAIS ECG OBTIDOS PELO O SISTEMA DE AQUISIÇÃO	60

INTRODUÇÃO

Os diversos processos fisiológicos no corpo humano são responsáveis por gerar sinais biológicos. Tais sinais podem ser elétricos, químicos ou acústicos em suas origens, e a análise dos mesmos é proveitosa na identificação no tratamento e entendimento de condições patológicas do corpo humano (MINUTO SAUDÁVEL, 2017). Entre os principais sinais biológicos, pode-se destacar o sinal de eletrocardiograma (ECG), que registra a variação dos estímulos elétricos aplicados aos átrios e ventrículos do coração, devido a sua ampla difusão, prognósticos bem estabelecidos e técnica não invasiva.

A importância em realizar estudos no sinal de ECG pode ser explicada devido à quantidade de informações que podem ser extraídas desse sinal. Estas características são utilizadas pelo especialista com o objetivo de identificar se o indivíduo tem alguma doença cardíaca ou até mesmo outros tipos de patologias não cardíacas. A análise do sinal de ECG pode ser feita diretamente pela sua forma de onda, portanto, é de suma importância a boa captação deste sinal realizada por equipamentos específicos.

Entretanto, apesar da larga utilização de eletrocardiógrafos (equipamento que adquire o sinal de ECG), poucos destes empregam tecnologia Wireless em seus sistemas de monitoração de pacientes (COSTA; CARVALHO, 2017). Levantamentos iniciais na literatura apresentam como motivos o custo elevado do emprego desta tecnologia e também a necessidade de transmissão eficiente dos sinais, sem interferência de ruídos inseridos pelo meio de comunicação (COSTA; CARVALHO, 2017). Além disso, observou-se que historicamente estes tipos de dispositivos não são do tipo portátil, possibilitando um mercado promissor.

Com o avanço da tecnologia existente no mercado, é possível adquirir amplificadores de instrumentação, filtros, microcontroladores, conversores analógico-digital e utilizá-los para a manipulação de sinais, sendo uma possível aplicação comunicar sinais de eletrocardiograma a partir de sistemas microcontrolados, com geração do sinal e transmissão em tempo real, utilizando o meio comunicação sem fio que permite a transmissão de dados (INFO WESTER, 2017).

O presente trabalho tem como objetivo o estudo de um sistema de aquisição de sinais

eletrocardiográficos, de baixo custo, utilizando tecnologia Wireless, em específico, o protocolo 802.11, popularmente conhecido como Wi-Fi, refere-se basicamente na padronização da transmissão de dados sem fio, após esta etapa consistirá na montagem de um protótipo de teste de um eletrocardiógrafo, no laboratório de sistemas embarcados- LSE, localizado no HUB - Tecnologia Inovação.

As razões que motivam a pesquisa justifica-se pela a possibilidade do estudo de um protótipo ECG de baixo custo, baseando no conceito de telemedicina a qual trata do uso de processo avançado para acompanhamento de pacientes á distância (PORTAL TELE-MEDICINA, 2017).

Academicamente, o projeto de pesquisa contribui para o acervo na área de engenharia biomédica incluindo assuntos relacionados à eletrônica analógica, eletrônica digital, sinais e sistemas microprocessados e linguagem de programação.

Esta monografica está organizada nas seguintes partes:

Capítulo 1: Referencial Teórico. Nesta seção apresenta o material teórico utilizados durante a pesquisa.

Capítulo 2: Metodologia. Esta seção está contida em detalhes os materiais e métodos utilizando durante a pesquisa.

Capítulo 3: Desenvolvimento do protótipo. Este capítulo detalha o processo de implementação do hardware e software do protótipo do eletrocardiográfico.

Capítulo 4: Resultados obtidos. Neste capítulo estão os dados e parâmetros obtidos a partir do protótipo e análises dos resultados.

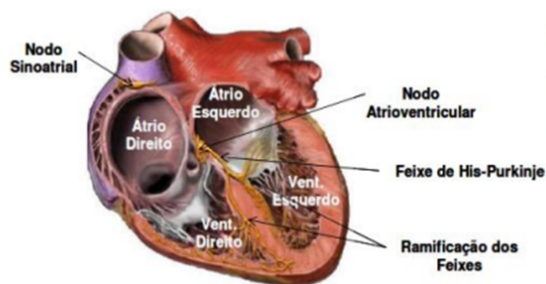
Conclusão: Relata as dificuldades encontradas no decorrer do trabalho. Aborda os resultados obtidos pelo protótipo desenvolvido no projeto. Finalizando com sugestões para trabalhos futuros com o objetivo do aperfeiçoamento da proposta.

1 REFERENCIAL TEÓRICO

1.1 O CORAÇÃO

O coração é o órgão humano mais importante do sistema circulatório, pois atua como uma bomba que impulsona o sangue para as demais partes do corpo, o lado direito bombeia sangue para os pulmões, e o esquerdo, bombeia para os órgãos periféricos. Sua anatomia é dividida em dois lados “espelhados”, esquerdo e direito, os quais suportam diferentes sistemas circulatórios, que bombeiam na mesma sintonia e rítmica (GUYTON; HALL, 2011). Seu sistema é dividido em quatro cavidades, sendo constituído por dois átrios (direito e esquerdo) e dois ventrículos (direito e esquerdo). Os átrios são responsáveis pelo armazenamento do sangue enquanto os ventrículos têm como função realizar o bombeamento do sangue (SILVA, 2008). A Figura 4 apresenta a estrutura interna do coração, tais como ramificações, posicionamento dos átrios e ventrículos.

Figura 1 – Ramificação do Coração.



Fonte: (SANTOS, 2014)

O sangue passa do átrio direito para o ventrículo direito por meio da valva tricúspide e do lado do átrio esquerdo para o ventrículo por meio da valva mitral ou conhecida como valva bicúspide. O período de contração ou bombeamento ventricular é denominado sístole enquanto a fase de relaxamento é chamada diástole. Esse sistema de contrações rítmicas é precedido por eventos elétricos coordenados e intrínsecos ao coração, responsáveis em gerar os potenciais elétricos do eletrocardiograma, que são produzidos por células eletricamente excitáveis.

A ativação elétrica inicia num ponto do átrio direito denominado de nódulo sinoatrial (AS). O nódulo sinoatrial atua de forma independente regulando a frequência cardíaca. Entretanto, ele é influenciado por sinais neurológicos e hormonais, interferindo na frequência de batimento cardíaca (SILVA, 2008).

As fibras do nódulo sinusal ou sinoatrial possui o diâmetro entre 3 a 5 micrômetros enquanto as fibras atriais musculares que as contornem possui de 10 a 15 micrômetros de diâmetro. Essas fibras estão conectadas de modo direto, ou seja, qualquer potencial de

ação que se inicie no nódulo se difunde imediatamente para a parede do músculo atrial (GUYTON; HALL, 2011).

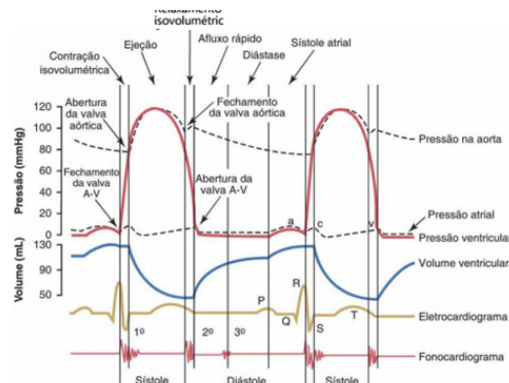
1.2 O CICLO CARDÍACO

O ciclo cardíaco corresponde ao intervalo do início de um batimento cardíaco até o início do próximo batimento. O responsável por fornecer o ciclo cardíaco é o nodo sinoatrial localizado na parede lateral superior do átrio direito, próximo a abertura da veia superior que gera o potencial de ação que se propaga imediatamente pelo os átrios e aos ventrículos através do feixe A-V com duração acima de 0,1s. Em função desse retardo os átrios se contraíam antes dos ventrículos, portanto, os átrios bombeiam o sangue para os ventrículos antes da forte contração ventricular.(GUYTON; HALL, 2011).

O nodo atrioventricular tem como função retardar a passagem do impulso dos átrios para os ventrículos. No período que ocorre a ativação do nodo atrioventricular, o impulso percorre até o feixe de His-Purkinje que os divide em dois ramos direito e esquerdo de His e se ramificam pela as fibras de Purkine, responsável pela despolarização e contração do miocárdio ventricular.

A Figura 2 apresenta a característica dos eventos fornecidos pelos ciclos cardíacos, para o lado esquerdo do coração. No ciclo cardíaco é possível extrair informação de pressão aórtica, pressão atrial, pressão ventricular, volume ventricular, fonocardiograma e por fim o eletrocardiograma que será a base desse trabalho.

Figura 2 – Eventos do Ciclo Cardíaco



Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

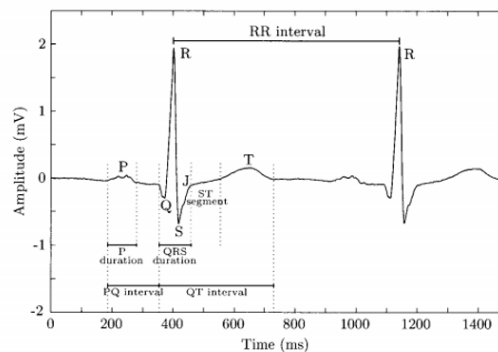
1.3 O ELETROCARDIOGRAMA

O eletrocardiograma é um sinal obtido por meio da aquisição dos sinais elétricos localizados no músculo cardíaco. A aquisição do sinal é obtida através da distribuição de sensores em ponto específico sobre a pele utilizando eletrodos. O registro da atividade

cardíaca é fornecido através do eletrocardiograma que fornece e registra gráficos dos impulsos elétricos que estimulam a contração do coração em função do tempo (THALER, 2012).

A Figura 3 mostra um eletrocardiograma típico com a identificação das diversas ondas, tradicionalmente denominadas P, Q, R, S e T. A onda P é a primeira onda do sinal do eletrocardiograma e representa a despolarização dos átrios direito e esquerdo sua amplitude é normalmente menor que $300\mu\text{V}$, e a sua duração é inferior a 120ms. Essa onda possui espectro abaixo de 10-15 Hz (SORNMO, 2005).

Figura 3 – Característica do sinal do eletrocardiograma



Fonte: (SORNMO, 2005)

O complexo QRS é caracterizado pela despolarização dos ventrículos esquerdo e direito em torno de 70ms a 110ms. Essa composição de sinal é analisada através das ondas Q, R e S. Esse complexo possui a maior amplitude em torno de 2mV a 3mV, e é a forma de onda que é analisada primeiro em aspectos computacionais devido a sua amplitude ser maior que as outras (SORNMO, 2005).

O segmento ST é caracterizado pela despolarização dos ventrículos direito e esquerdo. Esse segmento inicia no final da onda S conhecido como ponto J até a extremidade da onda T. Já o intervalo PQ corresponde ao tempo necessário para que o impulso elétrico se propague a partir do nódulo sino-atrial para os ventrículos e é dependente da frequência cardíaca (SORNMO, 2005).

O intervalo RR corresponde ao comprimento de um ciclo cardíaco que representa o intervalo entre dois batimentos cardíacos e é usado para determinar arritmias irregulares. O intervalo QT apresenta o tempo do começo da despolarização até a repolarização dos ventrículos. Este intervalo varia com a frequência cardíaca o qual em taxas mais rápidas o mesmo torna-se reduzido. Por fim, a onda T representa a repolarização ventricular com duração de 300ms e é iniciada após o complexo QRS e as vezes é seguida por onda conhecida como U. A característica é arredonda e está associada a um único pico positivo (SORNMO, 2005).

1.4 DERIVAÇÕES ELETROCARDIOGRÁFICAS

A derivação é uma linha que une eletricamente os eletrodos ao aparelho de eletrocardiograma. As derivações eletrocardiográficas são divididas em derivação bipolar, subdivididas em derivação I, derivação II e derivação III e as derivações unipolares que são divididas em V1, V2, V3, V4, V5, V6 e aVR, aVL, aVF.

1.4.1 As Três Derivações Bipolares

A caracterização do vetor resultante da ativação elétrica cardíaca é feita através de parâmetros utilizando pares de eletrodos situados em pontos diferentes do corpo humano. Cada parâmetro resultante das medições é chamado de derivação, representando assim uma projeção desse vetor e espelhando a atividade elétrica cardíaca em uma região do coração (WEBSTER, 1998). Na aquisição de sinais podem ser usadas as derivações unipolar e bipolar.

As derivações bipolares do plano frontal (DI, DII e DIII) são formadas pela combinação de um par de eletrodos, sendo um posicionado nos membros inferiores e superiores dependendo da derivação conforme a Tabela 1.

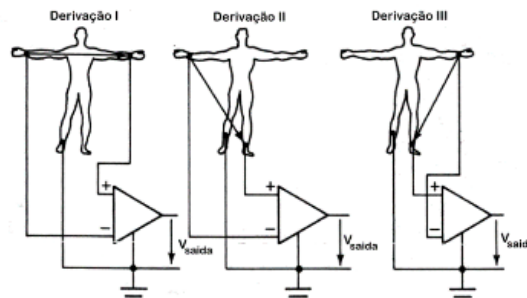
Tabela 1 – Posicionamento dos terminais

Derivações Bipolares	Terminal +	Terminal -
Derivação I	Braço esquerdo	Braço direito
Derivação II	Perna esquerda	Braço direito
Derivação III	Perna esquerda	Braço esquerdo

Fonte: Elaborada pela autora

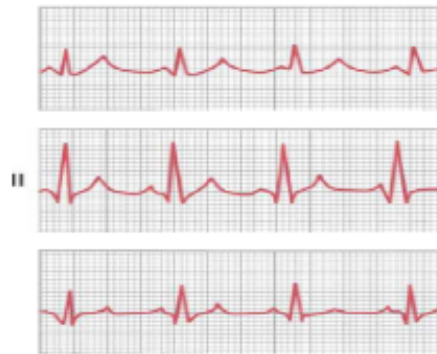
Na Figura 4 tem-se o posicionamento específico de cada terminal (positivo e negativo) do eletrocardiógrafo. Para a primeira derivação o terminal negativo é conectado no braço direito, enquanto o positivo posicionado no braço esquerdo. A derivação II é resultante da combinação do terminal positivo alojado na perna esquerda e o terminal negativo alojado no braço direito e a última derivação é consequente ao alojamento do terminal positivo na perna esquerda enquanto o negativo no braço esquerdo. As derivações bipolares de cada derivada da derivação podem ser observadas na Figura 7. O primeiro gráfico representa a derivação I, o segundo a derivação II e por fim a derivação III.

Figura 4 – Derivações bipolares no plano frontal



Fonte: (EBAH, 2017)

Figura 5 – Comportamento da forma de onda da Derivação I, II e III

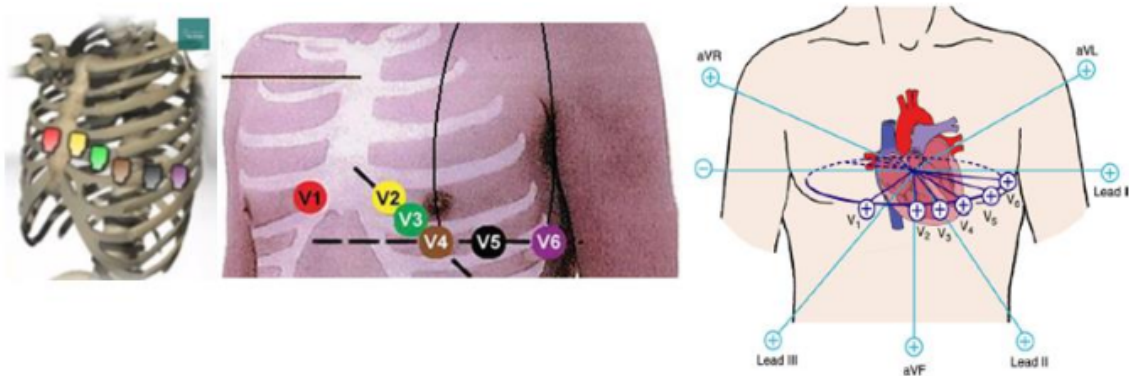


Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

1.4.2 Derivações Torácicas

As derivações torácicas conhecidas também como derivações precordiais, são obtidas através do posicionamento de seis eletrodos situados na parede anterior ao tórax diretamente no coração. O posicionamento dos eletrodos geram as seis derivações que são nominadas como derivação V1, V2, V3, V4, V5 e V6, as respectivas derivações medem a diferença de potencial (ddp) entre o torax e o centro elétrico do coração. As derivações vão desde de V1 localizado no espaço intercostal direito até a derivação V6, localizado no espaço intercostal esquerdo sendo mostrado na Figura 6.

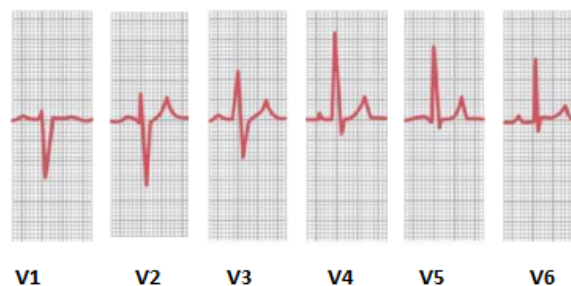
Figura 6 – Posicionamentos dos seis eletrodos na região torácica



Fonte: (SANTOS, 2014)

Na Figura 7 é possível observar a forma de onda de cada derivação do plano horizontal na ordem de V1 a V6. O eletrodo da derivação V1 avalia o lado direito do coração, localizado no quarto espaço intercostal direito, justaesternal, a derivação V2 avalia o lado direito do coração localizado no quarto espaço intercostal esquerdo, justaesternal, a derivação V3 avalia uma região intermediária entre V2 e V4, a derivação V4 localiza-se no quinto espaço intercostal esquerdo na linha hemiclavicular, a derivação V5 entre o 5º espaço intercostal esquerdo na linha axilar anterior e a derivação V6 localiza-se no quinto espaço intercostal esquerdo na linha axilar média (SANTOS, 2014).

Figura 7 – Comportamento das forma de ondas da Derivação V1, V2, V3, V4, V5 e V6.



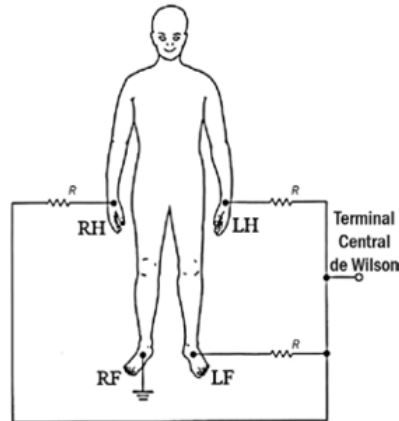
Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

1.4.3 As Derivações Unipolares Aumentadas

As derivações unipolares obtêm potenciais locais, ou seja, cada derivação é obtida através do posicionamento de eletrodos exploradores. A derivação VR é obtida através do alojamento do eletrodo explorador no braço direito, a derivação VL é adquirida posicionando o eletrodo no braço esquerdo e quando o eletrodo é colocado na perna esquerda tem-se a derivação VF que são baseadas em um ponto conhecido como Terminal Central de Wilson (WCT), conforme apresentado na Figura 8.

As derivações unipolares aumentadas denominadas como aVR, aVL e AVF, que são fornecidas através de dois membros, são conectados ao terminal negativo através de resistências elétricas e o terceiro membro conectado ao terminal positivo.

Figura 8 – Terminal Central de Wilson

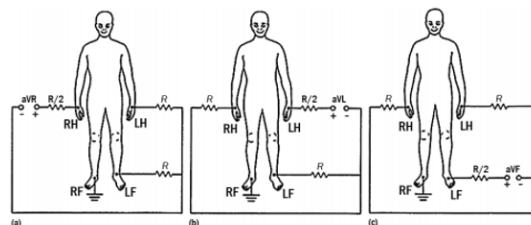


Fonte: (WEBSTER, 1998)

O tipo de configuração de resistência mostrada na Figura 8 tende a reduzir a amplitude do sinal. Para o aumento da amplitude o circuito é modificado para a geração da derivação unipolar aumentada (aVR, aVL e aVF) que são as derivações mostradas em monitores cardíacos.

A Figura 9 representa a configuração do terminal de Wilson com a resistência elétrica modificada para gerar o aumento da amplitude. Neste tipo de configuração, dois membros são conectados, por meios das resistências elétricas, ao terminal negativo e o terceiro membro no terminal positivo para a derivação aVL o terminal positivo precisa está conectado ao braço esquerdo e a última derivação aumentada denominada AVF precisa que a perna esquerda esteja conectado ao terminal positivo (GUYTON; HALL, 2011).

Figura 9 – Derivações unipolares a) aVR, b) aVL, c) aVF

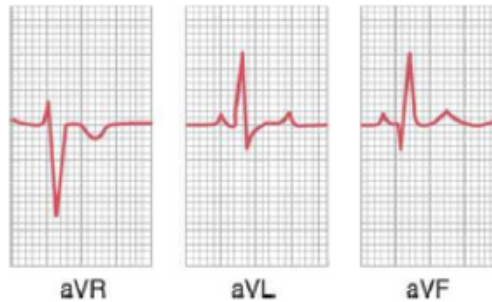


Fonte: (WEBSTER, 1998)

Para obter a derivação aVR, a resistência conectada ao eletrodo do braço direito é modificada enquanto os demais continuam com o mesmo valor. Para a geração da derivação aVL a resistência que é modificada fica conectada ao eletrodo do braço esquerdo

e para a derivação aVF a resistência é modificada no eletrodo que é conectado a perna esquerda. Esse arranjo serve para aumentar a amplitude de cada derivação unipolar aumentada (aVR, aVL e aVF), essas derivações tem a característica de formas de ondas mostrada na Figura 10. A primeira forma de onda representa a unipolar aumentada aVR, a segunda aVL e a terceira aVF.

Figura 10 – Registro das três derivações unipolares aumentadas



Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

Na Tabela 2 apresenta as relações matemáticas para obtenção das derivações eletrocardiográficas a partir do posicionamento dos eletrodos posicionados nos membros inferiores e superiores (LA - braço esquerdo, LL - braço direito, RA- perna esquerda e RL- perna direita) e dos eletrodos posicionando na região torácica (v1, v2, v3, v4, v5 e v6).

Tabela 2 – Representação Algébrica através do posicionamento dos eletrodos

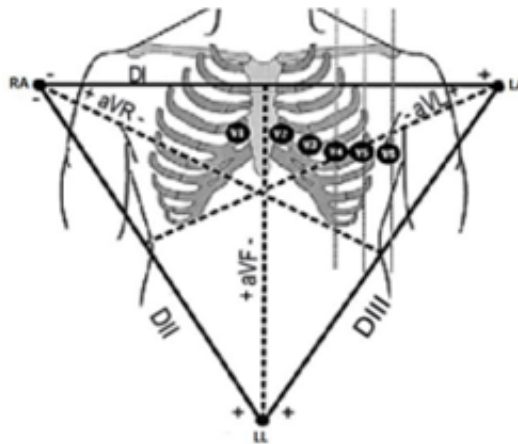
Tipo de Derivação	Eletrodos Utilizados	Definição
Bipolar ou Derivação de membros Einthoven	LA, RA, LL, RL	I= LA-RA II = LL-RA III = LL-LA
Aumentadas	LA, RA, LL, RL	aVR= $RA-1/2(LA+LL)$ aVL = $LA-1/2(LL+RA)$ aVF = $LL-1/2(LA+RA)$
Unipolar	V1, V2, V3, V4, V5, V6	V1 = $v1-(RA+LA+LL)/3$ V2= $v2-(RA+LA+LL)/3$ V3= $v3-(RA+LA+LL)/3$ V4= $v4-(RA+LA+LL)/3$ V5= $v5-(RA+LA+LL)/3$ V4= $v6-(RA+LA+LL)/3$

Fonte: Elaborada pela autora

1.5 O TRIÂNGULO DE EINTHOVEN

O triângulo de Einthoven é uma representação vetorial em torno do coração que permite estudar as forças eletromotrizes geradas pelo coração. Essa representação fornece a diferença de potencial entre eletrodos localizados em diversos membros sobre a pele conhecidas como derivação I, II e III. Os potenciais elétricos de duas das três derivações bipolares forem conhecidos e a terceira pode ser determinada matematicamente a partir das duas primeiras. Na Figura 11 temos o triângulo de Einthoven.

Figura 11 – Triângulo de Einthoven.



Fonte: (SOUZA, 2008)

A derivação I registra a diferença de potencial entre o braço direito e braço esquerdo, a derivação II entre o braço direito e perna esquerda e derivação III entre o braço esquerdo e a perna direita.

A Figura 11 retrata a representação geométrica do Triângulo de Einthoven. O braço direito e esquerdo e a perna esquerda formam os ápices do triângulo que envolve o coração. Os ápices superiores representam os pontos localizados no braço esquerdo e braço direito. Enquanto o ápice inferior representa a perna esquerda e conecta aos dois pontos. A ligação entre todos os ápices fornecem o Triângulo de Einthoven.

1.6 ELETRODOS

Os eletrodos são sensores que têm como função medir e registrar os biopotenciais através da interface fornecida pelo corpo humano e o circuito de aquisição. Os eletrodos podem ser classificados como eletrodos invasivos e não invasivos. Os eletrodos invasivos são inseridos internamente ao corpo para a detecção de biopotenciais, e também são conhecidos como subcutâneos. Os eletrodos não invasivos são utilizados para detectar biopotenciais a partir da superfície do corpo (VIEW, 2008).

Normalmente, os eletrodos mais utilizados para monitoração do eletrocardiograma são do tipo autoadesivos constituídos por gel sólido de cloreto de potássio, uma capa plástica para manter a umidade do gel, pino de aço inox, contra pino de prata cloreto de potássio, papel protetor sendo o contato elétrico com a pele (FIBRA CIRÚRGICA, 2017). Na Figura 66 temos um exemplo de eletrodo do tipo não invasivo, comum em sistemas de ECG.

Figura 12 – Eletrodos do tipo não invasivo.



Fonte: Elaborada pela autora

1.7 INTERFERÊNCIA EM SINAIS DE ECG

O sinal ECG é sensível a interferências, principalmente devido a característica deste sinal possui pequena amplitude, por volta de 1mVpp. No sistema de captação do sinal ECG utilizam-se no mínimo dois eletrodos exploratórios e um de referência.

O tipo de interferência mais comum em sistema de aquisição de sinais biológicos é oriundo a frequência da rede elétrica e induzido por meios de acoplamentos entre o comum do circuito eletrônico, ou terra, e a rede elétrica que alimenta o dispositivo cuja a frequência pode variar dependendo do país sendo 50Hz e 60Hz.

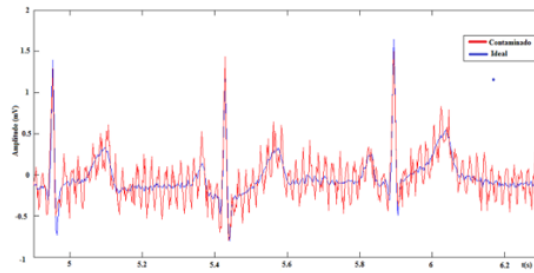
A interferência pode ser inserida ao sinal devido a diferença de impedância entre os eletrodos, o que resulta em desbalanceamento nas tensões de modo comum e as converte em tensões diferenciadas, sendo assim amplificadas. Esse fenômeno é nomeado de efeito de divisor de potencial.(WEBSTER, 1998)

A Figura 13 representa a interferência de 60 Hz no sinal do eletrocardiograma. O sinal em azul representa em condições ideais e o vermelho com a interferência da frequência.

Para solucionar problemas com interferências no sinal do ECG são aplicados vários tipos de filtros sendo filtro passa- baixa, passa – alta, notch e casado.

- Filtro passa- alta: Aplicado para remoção do sinal base.

Figura 13 – Sinal ECG com interferência devido a rede elétrica



Fonte: (SOUZA, 2015)

- Filtro passa – baixa: Remoção do ruído muscular.
- Filtro Notch: Remoção do ruído de 60Hz da rede elétrica.
- Filtro Casado: Utilizado para comparar uma forma de onda com outra utilizada como onda padrão. Esse tipo de filtro é fundamental para que seja encontrado o completo QRS e seja, portanto, uma análise para possível detecção de anomalia.

1.8 CIRCUITO DE AQUISIÇÃO

O circuito de aquisição é responsável em adquirir o sinal de ECG. A aquisição do sinal é de extrema importância, pois é a primeira etapa do sistema de captação e transmissão de sinais de ECG. Este circuito é composto basicamente por um amplificador de instrumentação específico para sinais de ECG, devido a sua baixa energia (SARNADAS; SILVA, 2016).

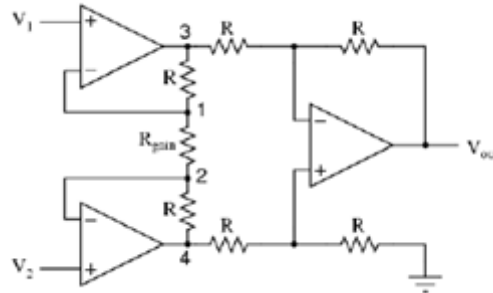
O amplificador de instrumentação é um circuito integrado e geralmente constituído por três amplificadores operacionais, sendo aplicado para medir sinais analógicos de baixa amplitude que requer exatidão. A Figura 14 apresenta a estrutura deste amplificador. Pode se observar que este possui dois estágios: um estágio de entrada, constituído por dois amplificadores não-inversores e o segundo estágio formado por um amplificador subtrator (VELOSO, 2004).

Após a aquisição do sinal, o sinal de ECG pode ser enviado para outros tipos de circuitos a depender do sistema, como por exemplo, circuitos de amplificação de segundo estágio e filtragem e circuitos de modulação.

1.9 FILTROS ATIVOS

Os filtros são circuitos eletrônicos que executam o processamento de sinais especificamente atenuando frequências indesejadas de sinais de entradas de um circuito, tem

Figura 14 – Estrutura característica de um amplificador de instrumentação.



Fonte: (SUGIYAMA; FERRARI; REIS, 2015)

como característica permitir a passagem ou suprimir sinais com certas frequências dependendo da topologia empregada. Um circuito de filtro ativo pode ser construído utilizando componentes tais como: amplificadores operacionais, transistores, resistores, capacitores.

Um filtro que permite a passagem de sinais de tensões e corrente somente em frequências abaixo de certo limite, atenuando os sinais cuja a frequência ultrapassar esse valor é chamado de filtro passa-baixa. Um filtro que permite a passagem de sinais acima de uma frequência de corte é um filtro passa-alta. Quando um circuito apresenta a passagem de sinal acima de uma frequência de corte e abaixo de outra frequência de corte, é chamado de filtro passa-banda (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2004).

1.10 CONVERSOR ANALÓGICO/ DIGITAL

Um conversor analógico-digital recebe uma tensão analógica de entrada e posteriormente produz um sinal digital de saída correspondente a entrada analógica. Para conversão do sinal analógico é realizado a amostragem do sinal. As principais técnicas de conversão são a paralelo (também conhecida como flash), contador de rampa contínuo e aproximação sucessivas. Suas características desejadas estão na precisão e tempo máximo de conversão (TOCCI; WIDNER; MOSS, 2011).

Alguns circuitos integrados (CIs) implementam conversores analógico-digital e podem ser utilizados utilizando algum tipo de protocolo. Um deles é o MCP3008, que é um conversor analógico-digital de aproximação sucessiva possuindo 16 pinos sendo 8 entradas analógicas com 6 entradas de sinais de controle, com saída utilizando o protocolo de comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*). Esse protocolo permite a comunicação utilizando a interconexão de dispositivos ou chips de forma que estes troquem informação entre si.

1.11 CLIENTE-SERVIDOR

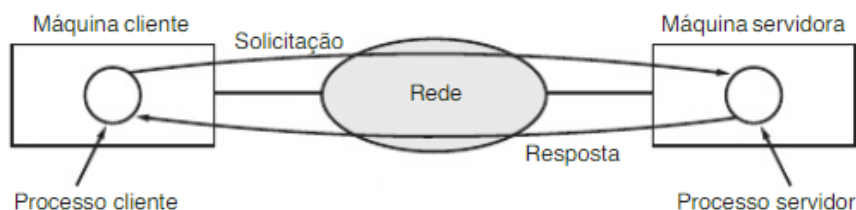
Os dispositivos em geral, utilizam protocolos de comunicação, sendo os principais: IP (*Internet Protocol*), TCP (*Transmission Control Protocol*) e HTTP, (*Hypertext Transfer Protocol*). Estes são protocolos de padronização que possibilitam a troca de informação entre si de diferentes equipamentos. Esses protocolos são usados na transferência de informações e são também aplicado na arquitetura cliente-servidor.

Esse tipo de arquitetura é caracterizada em dois nível chamada cliente-servidor, e funciona da seguinte maneira: o cliente solicita um recurso e o servidor responde com a solicitação do cliente, utilizando a internet como principal meio de comunicação. A Figura 15 representa a estrutura do processo cliente servidor, no qual o cliente solicita e o servidor responde a solicitação do cliente.

O termo cliente-servidor refere-se quando se tem dois ou mais computadores interagindo de modo que um oferece serviço a outro, permite ao usuário acessar a informação e serviços em qualquer lugar.

- Cliente: Conhecido como “front-end” ou “WorkStation” é um recurso o qual usuário interage com o usuário através de uma interface gráfica, ou não, permitindo consultas de dados, manipulação de tela, entrada e validação de dados, gerenciamento de som e áudio e entre outras funções. Normalmente o cliente é dedicado a sessão do usuário solicitando serviços, iniciando e finalizando a sessão.
- Servidor: Respondem as solicitações gerada pela o cliente, é um processo contínuo, oferecendo serviços quando solicitado pelo o cliente, integra serviços de armazenamento, acesso, organiza os dados, atualiza os dados, gerencia os recursos compartilhados e entre outros serviços.

Figura 15 – Estrutura Cliente-Servidor



Fonte: (TANENBAUM, 2003)

2 MÓDULO DE AQUISIÇÃO E TRANSMISSÃO DE SINAIS ELETROCARDIOGRÁFICO

Este capítulo aborda o desenvolvimento do módulo de aquisição de sinais ECG, como também o circuito de conversão analógico, digital e a transmissão desses dados via Wi-Fi para um computador. Além disso, esse capítulo aborda aspectos da placa de aquisição de sinais, desenvolvimento do software para transmissão do sinal, responsável por receber os dados e exibi-los na tela do computador.

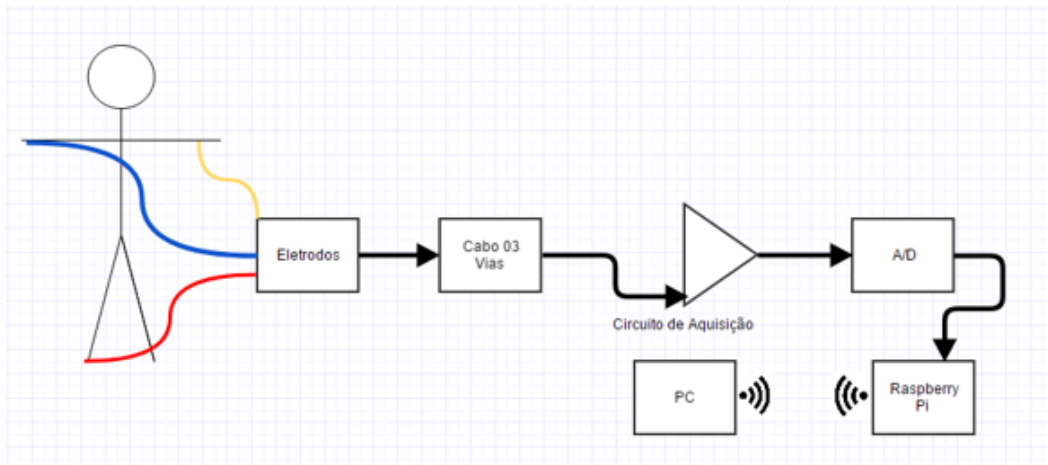
Uma vez que o sinal de ECG possui a amplitude em escala de milivolts é necessário um mecanismo para que seja realizado o condicionamento deste sinal. O circuito responsável por tratar o sinal é composto de amplificadores, filtros e conversores A/D acoplados com o Raspberry Pi 3.

O desenvolvimento do projeto consistiu em duas etapas: a primeira etapa do projeto de pesquisa, consistiu na aquisição, leitura e teste do hardware, composto pela Placa End Front-End e o MCP3008. Nesta etapa foram parametrizados as limitações dos componentes, tratamento e visualização dos sinais que compõe o eletrocardiograma. Nesta fase utilizou-se para a simulação o simulador ECG 12 derivações HS-15, da RQ Mediq, que representam a cópia autêntica do sinal gerado pelo o corpo humano.

A segunda parte do projeto consistiu na transferência dos dados para um computador, utilizando o protocolo de comunicação em rede (TCP/IP). Nesta etapa foram definidos os protocolos e a linguagem de programação, com a finalidade de transferir as amostras geradas pelo o simulador de sinais ao computador, transpondo dessa maneira as amostras em um determinado espaço de tempo em forma de gráfico, tendo como característica principal sinais digitais de ECG compostos pelas as ondas P, complexo QRS e a onda T.

A Figura 16 representa as etapas desde a aquisição dos sinais dos eletrodos, cabos e circuito de aquisição até a transferência ao usuário utilizando conversores, linguagem de programação embarcado no Raspberry Pi.

Figura 16 – Diagrama do trabalho desenvolvido.



Fonte: Elaborada pela autora

Lista de materiais do projeto

- 01 AD8232
- 01 Simulador de ECG Handy Sim HS-15
- 01 MCP3008
- 01 Raspberry Pi 3
- 01 Cabo HDMI
- 01 Cabo paciente de 03 vias.
- 03 eletrodos auto adesivos
- 01 Carregador 5,1 volts/2,5 Ampere
- 01 Computador
- 01 CABO PACIENTE ECG 5 VIAS AE-0H002-0
- Tornado versão: 4.5.2

2.1 MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ECG

O módulo de aquisição de sinais ECG é composto basicamente por um componente AD8232, constituído por amplificador instrumentação, um filtro de condicionamento do sinal e um amplificador de realimentação ou um circuito de perna direita cuja função desse componente é obter e filtrar os sinais de eletrocardiograma integrado em único capsulamento, comercializado pelo o fabricante Analog Devices.

2.1.1 Placa ECG Front-End

A placa de ECG escolhida é aplicada para tratamento e condicionamento de pequenos sinais que compõem os sinais ECG, projetado para filtrar, extrair e amplificar pequenos sinais cardíacos, é da empresa SparkFun, baseada no CI AD8232 da Analog Devices, é composto por 20 pinos e internamente estes pinos são entrada e saída de amplificadores de instrumentação e operacional aplicados a este componente, sendo detalhado na Figura 17.

O CI AD8232 possibilita ao usuário implementar várias funções como o uso de filtros para eliminar artefatos de movimentos, ou seja, anormalidades que não resultam da atividade elétrica do coração, amplificadores operacional permite filtro passa-baixa para remover o ruído adicional, filtro passa alta para eliminar sinais provenientes do movimento muscular e do eletrodo.

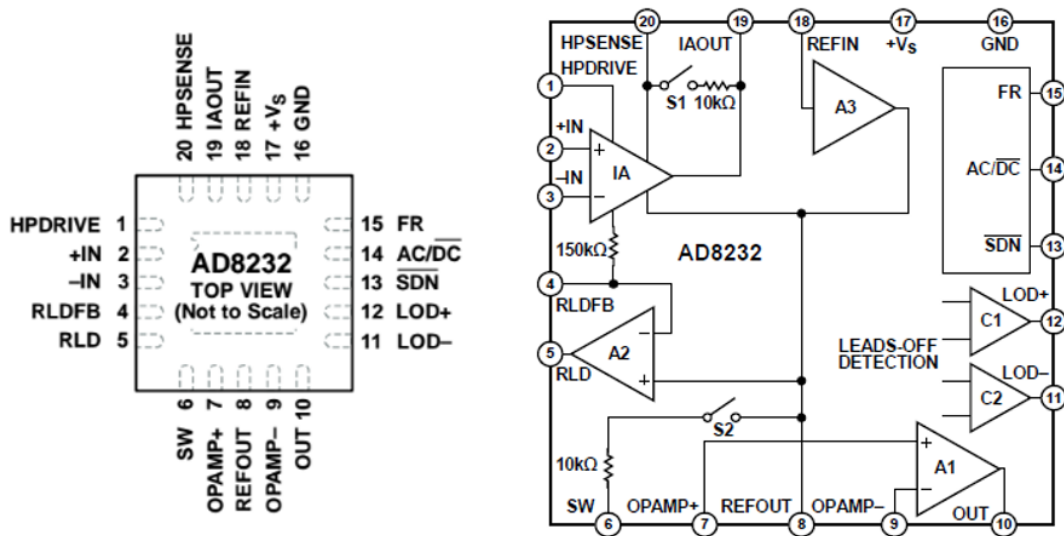
A Figura 18 representa a característica externa e interna do AD8232 e as respectivas pinagens composto por 20 pinos. Internamente possui um amplificador de instrumentação (IA), um amplificador operacional (A1), um amplificador de unidade perna direita (A2) e um buffer da entrada de referência (A3).

A configuração interna da placa da Sparkfun é projetada para realizar o monitoramento da forma de onda composto pelas ondas P, complexo QRS e a onda T. Esse sinal possui baixa amplitude logo é susceptível a ruídos, portanto, para obter o sinal sem distorção é acoplado filtro passa-alta com dois pólos em 0,5 Hz seguido de um filtro passa-baixa com dois-pólos em 40 Hz. Um terceiro circuito de alimentação é conduzido para uma rejeição de modo comum.

Especificação:

- Tensão de Operação 3.V.
- Saída analógica
- Peso 4g
- 03 Pinos de Entrada (RA, LA e RL)
- Temperatura de Funcionamento 40 a 55.
- Led indicador
- Tamanho 4mm x 4mm

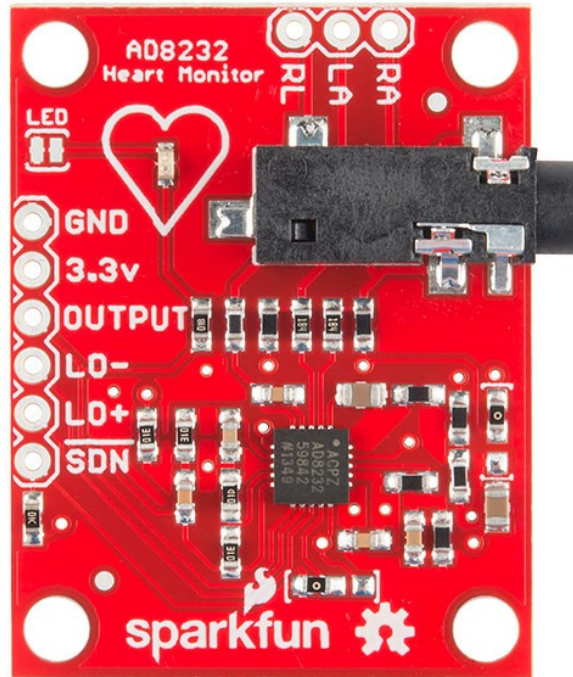
Figura 17 – Pinagem do AD8232



Fonte: (ANALOGIC DEVICE, 2017)

A placa de ECG Front-End utilizada é da empresa Sparkfun e possui internamente o AD8232, resistores e capacitores de precisão. Os pinos RA, LA e RL são respectivamente do braço direito, braço esquerdo e perna direita. Externamente possui um led indicador que pulsa na frequência do ciclo cardíaco além de outras 6 saídas que são de aterramento do circuito (GND), tensão de alimentação (3,3V), saída analógica (OUTPUT), detectores de eletrodo (LO-/LO+) e desligamento (SDN), demonstrado na Figura 18.

Figura 18 – Placa ECG



Fonte: (ANALOGIC DEVICE, 2017)

Esse componente não possui conversor analógico digital, porém o mesmo permite que integre outros componentes através da saída (OUTPUT). O componente escolhido e utilizado para converter o sinal em digital é chamado de MCP3008 que será abordado na Subseção 2.2.

2.2 Conversor Analógico Digital

O MCP3008 é um conversor analógico digital programável que opera na faixa de 2,7V a 5,5V. A comunicação com os dispositivos é realizada usando interface serial simples compatível com o protocolo SPI.

Esse componente possui 8 entradas analógicas do canal CH0 ao CH7 e 8 pinos configuráveis. Esses pinos são conhecidos como VDD, VREF, AGND, CLK, DOUT, DIN, CS/SHDN e DGND, detalhado na Tabela 1. Os pinos DIN, DOUT e CS/SHDN pode ser conectados a outro dispositivos com interface SPI para realizar a conversão de analógico e digital.

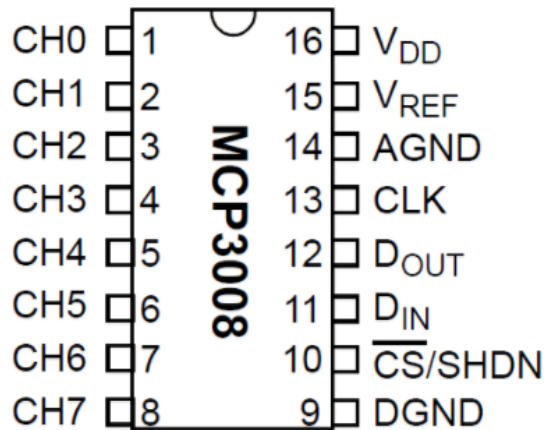
A Figura 19 representa a característica externa do MCP3008 com as respectivas pinagens CH0 a CH7 e entradas analógicas: VDD, VREF, AGND, CLK, DOUT, DIN, CS/SHDN E DGND.

Tabela 3 – Descrição dos Pinos

PINOS	SIMBOLOGIA	DESCRIÇÃO
1	CH0	Entrada Analógica
2	CH1	Entrada Analógica
3	CH2	Entrada Analógica
4	CH3	Entrada Analógica
5	CH4	Entrada Analógica
6	CH5	Entrada Analógica
7	CH6	Entrada Analógica
8	CH7	Entrada Analógica
9	DGND	<i>Digital Ground</i>
10	CS/SHDN	<i>Chip Select/Shutdown Input</i>
11	DIN	<i>Serial Data In</i>
12	DOUT	<i>Serial Data Out</i>
13	CLK	<i>Serial CLK</i>
14	AGND	<i>Analog Ground</i>
15	VREF	Tensão de Referência
16	VDD	+ 2,5V a 5,5V

Fonte: Elaborada pela autora

Figura 19 – Conversor ADC



Fonte: (ADAFRUIT, 2017)

Característica:

- ADC de 10 bits
- 8 canais
- Interface SPI
- Taxa de amostragem: 200kSPS
- Tensão de alimentação 2,7 V a 5,5 V

- DIP de 16 pinos
- Tempo de conversão
- Corrente de suprimento:

2.3 Raspberry Pi 3

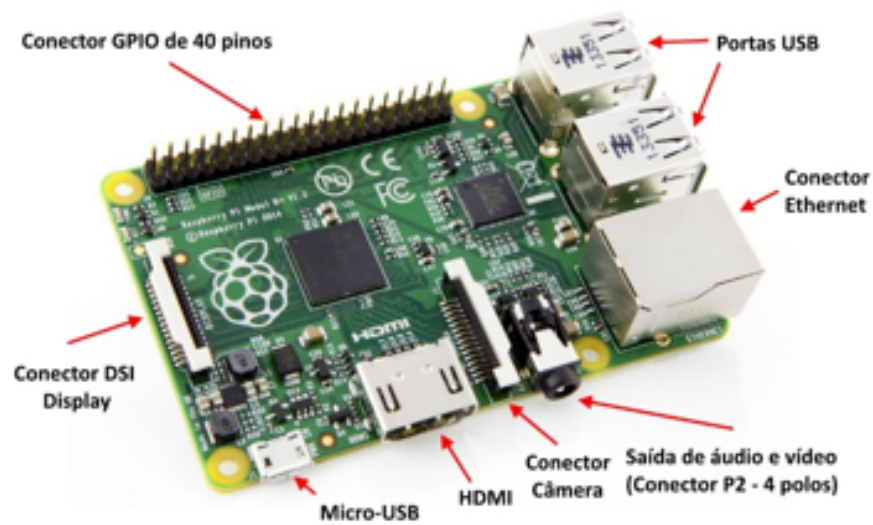
O Raspberry Pi é um microcomputador com tamanho equivalente a um cartão de crédito, com hardware livre, criado com o intuito de disseminar o ensino de programação para jovens e crianças. Seu custo está em torno de 10 a 35 dólares e é desenvolvido pela Raspberry Pi Foundation, uma instituição sem fins lucrativos do Reino Unido.

Em comparação a outros sistemas similares como o Arduíno, suas vantagens estão em oferecer ao usuário a possibilidade de ser programada em C++, Java e Python, enquanto o Arduino é baseado em C++. Além disso, permite ao usuário executar vários programas ao mesmo tempo enquanto no Arduino só é possível apenas um por vez. O modelo que será utilizado neste trabalho é o último lançamento conhecido como Raspberry Pi 3 Model B, devido ao adaptador wireless integrado, o que permite ao usuário conexão à rede sem fio, possibilitando diversos tipos de aplicações (AGNOL, 2014).

Esse microcomputador é um computador em qualquer uma de suas versões existente no mercado, portanto é necessário instalar um Sistema Operacional (SO), como Linux ou Windows e recomenda-se que seja instalado a versão Debian Linux, porém existe outras versões disponíveis. O sistema operacional é armazenado no cartão de memória SD, o qual funciona como disco rígido, localizado na parte inferior do hardware (AGNOL, 2014).

A Figura 20 representa a vista superior da Raspberry Pi 3 e seus periféricos que permite gerenciar teclado, monitor, mouse, pen drive e entre outros periféricos utilizando as 4 portas USB. Possui 40 conectores de GPIO, conector Ethernet, saída de áudio e vídeo, conector de câmera, saída de vídeo, comunicação com redes e formas de comunicação serial e entre outros.

Figura 20 – Estrutura externa do Raspberry Pi 3



Fonte: (FILIFELOP, 2017)

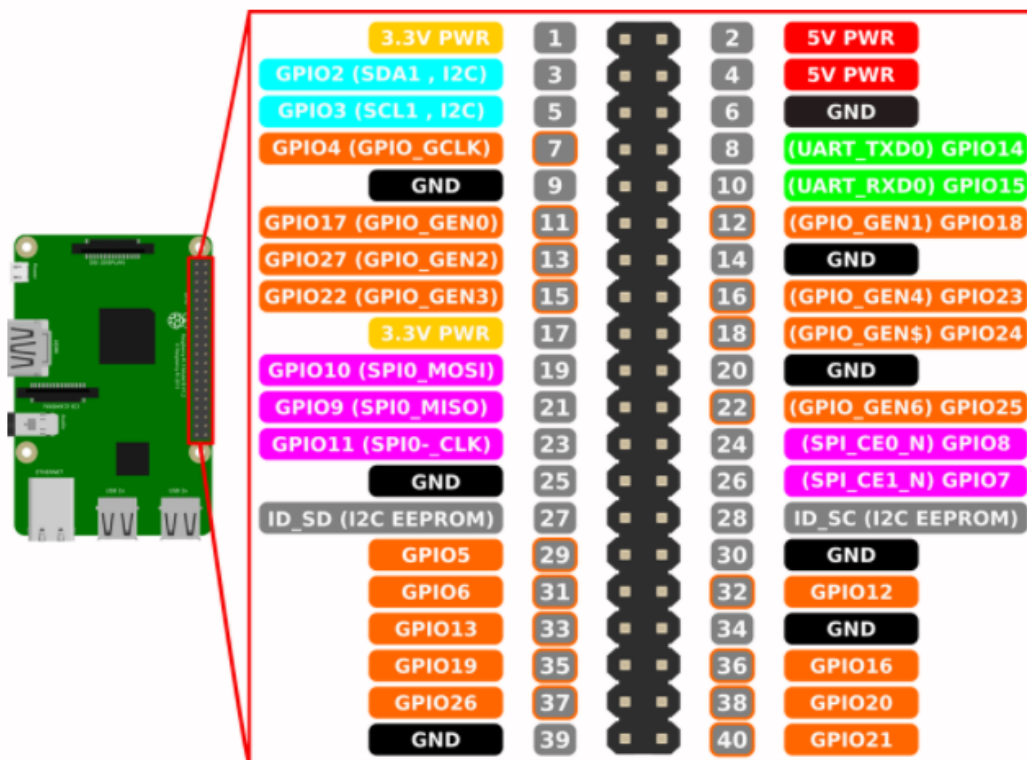
Característica:

- Processador Bradcom BCM2837 64bit ARMv8 Cortex – A53 Quad-Core.
- Memória RAM: 1GB
- Adaptador Wifi 802.11n Integrado
- Bluetooth 4.1 BLE integrado
- Conector de video HDMI
- 4 Portas USB 2.0
- Conector Ethernet
- Interface para câmera (CSI)
- Interface para display (DSI)
- Slot para cartão SD
- Conector para áudio e vídeo
- GPIO de 40 pinos
- Dimensão: 80 x 56 x 17mm

O Raspberry Pi não possui identificação dos pinos na placa, logo é necessário acessar o mapeamento dos pinos de acordo com Figura 21. Os pinos 2 e 4 representam pinos de alimentação de 5 Volts e especificamente essas portas não podem entrar em contato com as demais diferentemente do pino 1 e 17 que possuem saída 3,3V, possui também 8 portas (8, 25, 6, 14, 20, 30 e 34) de aterramento (GROUND). Os pinos 3 e 4 são destinado ao uso

protocolo de comunicação I2C, sendo um destinado a dados serial e outra para CLK, os pinos 8 e 10 são portas serial e utilizam protocolo RS-232 para transmissão e recepção de sinal digital. Os pinos 19, 21, 23, 24, 26 permitem que a raspberry se comunique de forma serial Full Duplex síncrono com outro dispositivo periférico de forma bidirecional, porém o protocolo SPI precisa está implementado. As portas 26 e 28 são portas do ID EEPROM (*Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*), ou seja é um tipo de memória que pode ser programada e apagada várias vezes, através de uma tensão elétrica interna ou externa e as demais portas são pinos de GPIO que fazem envio e transmissão de sinais digitais.

Figura 21 – Mapeamento dos pinos do Raspberry Pi 3



Fonte: (JEMERY LINDSAY, 2017)

2.4 Cabo Paciente

O cabo paciente é utilizado em monitores cardíacos e eletrocardiógrafo que auxiliam esses equipamentos a monitorar sinais ECG. O cabo utilizado é fabricado pela a empresa Dixtal Philips o qual possui certificação pela a ANVISA. O modelo utilizado para o experimento é definido como cabo paciente ECG 5 vias (AE-0H0020). Este modelo está apresentado na Figura 22.

Figura 22 – Cabo paciente (AE-0H002-0) com as vias modificadas



Fonte: Elaborada pela autora

2.5 Simulador de Sinais Vitais

No mercado existem diversos modelos de simulador de sinais vitais que simulam ondas no formato analógico. A diferença é que alguns possuem 5 pinos, ou seja é limitado para algumas derivações e outros possuem 10 pinos, que geram todas as derivações. O mais avançado neste ramo é conhecido como PROSIM4- FLUKE, desenvolvido para gerar as 12 formas de derivações ECG e oferece simulações com os parâmetros de marca-passo, teste de arritmia, respiração, pressão invasiva, temperatura, débito cardíaco, simulação de ECG fetal/materno. Por possuir diversas funcionalidades, seu preço é elevado quando comparado a outros equipamentos. Este modelo é demonstrado na Figura 23.

Figura 23 – Simulador de sinais vitais - PROSIM3-FLUKE



Fonte: (FLUKE BIOMEDICAL, 2017)

O HS-15 é o modelo utilizado nesse projeto para teste e gerar os sinais vitais em modo ECG. Este simulador permite alterar frequência, amplitude e opera em cinco modos que

forneem a forma de onda quadrada, triangular, seno, pmp e ECG. O pulso de ECG pode ser modificado em 30-60-80-120-180-240 btm.

A Figura 24 representa o simulador de sinais HS-15 da empresa Handy Sim, desenvolvido para ser utilizado em procedimento de verificação de parâmetro, manutenção, avaliação de desempenho, teste e calibração em monitores cardíacos e eletrocardiógrafo.

Figura 24 – Simulador HS-15



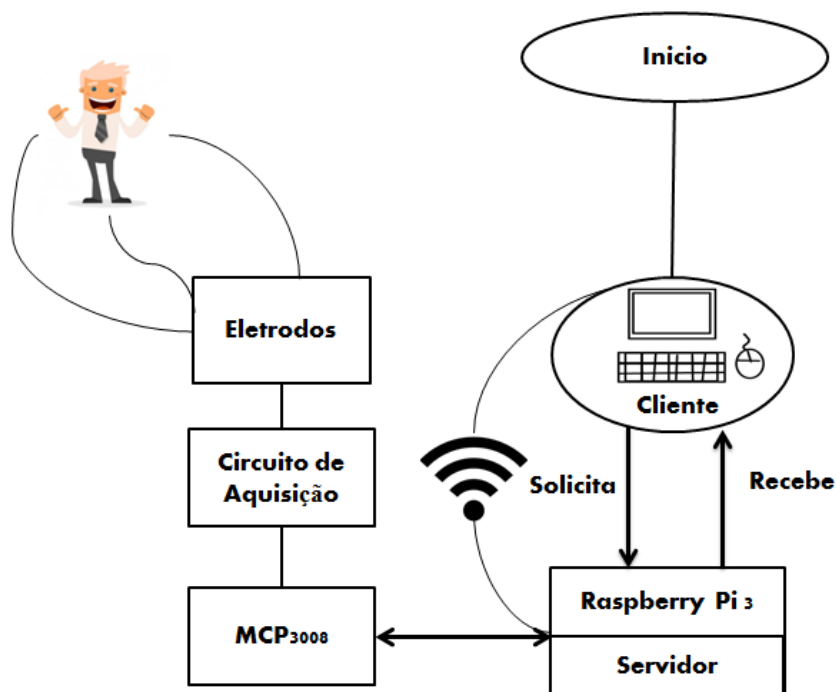
Fonte: (CATÁLOGO HOSPITAL, 2017)

3 IMPLEMENTAÇÃO DO PROJETO

Este capítulo aborda o desenvolvimento do módulo de aquisição do sinal ECG incluindo o circuito de aquisição de sinal, contemplando a conversão analógico-digital e a transmissão do sinal ECG. O diagrama esquemático deste sistema está exposto na Figura 25. Deste diagrama, tem-se os eletrodos, que estão conectados no paciente, o circuito de aquisição para tratar e acomodar o sinal enquanto o MCP3008 é utilizado como conversor analógico/digital e se conecta com o Raspberry Pi 3 através da porta SPI. Ambos estão configurados para transmitir o sinal ECG.

O sistema é iniciado com o pedido realizado pelo usuário, utilizando a arquitetura cliente-servidor presente nos computadores. Internamente o cliente faz a requisição ao servidor existente no Raspberry Pi 3 e o interpreta, utilizando a rede Wi-Fi como meio de comunicação sem fio, fornecendo a leitura de dados da porta do MCP3008, a qual está conectada com o circuito de aquisição e por fim, o cliente recebe as amostras, fornecida pelo o servidor.

Figura 25 – Diagrama Esquemático do Sistema Proposto



Fonte: Elaborada pela autora

3.1 DESENVOLVIMENTO DO HARDWARE

Após a etapa de definição e aquisição de componentes que fazem parte da configuração do hardware, procedeu-se a implementação do circuito eletrônico em um protoboard, sendo que inicialmente foram realizados testes nos componentes eletrônicos. O

primeiro teste consistiu na verificação dos sinais ECG utilizando a placa ECG AD8232, a qual foi alimentada com a tensão de 3,3V e utilizou o pino GND para aterramento do sinal. Utilizou-se os pinos RA, LA e RL do simulador de sinais vitais HS-15 no modo ECG, conectado nos pinos RA, LA e RL da placa AD8232 com o intuito de analisar a forma de onda característica do sinal ECG, com o manuseio da ponta de prova do osciloscópio e assim analisar o sinal na tela do equipamento.

A segunda parte é realizar e estabelecer a comunicação entre o Raspberry Pi 3 e o MCP3008. Para o fornecimento da leitura de dados do conversor analógico-digital para a Raspberry Pi 3, bibliotecas foram instaladas, utilizando os terminais do Raspberry Pi 3 (19, 21, 23, 24 e 26), pois esses pinos permitem estabelecer através da conexão serial SPI que ambos possuem. A ligação foi realizada da seguinte forma: os pinos VDD, VREF, AGND, CLK, DOUT, DIN, CS/SHDN e DGND do MCP3008 foram conectados a Raspberry Pi 3 de acordo a pinagem estabelecida na Tabela 3.

Inicialmente os testes foram efetuados em cada porta do MCP3008, ou seja, inserindo a saída do circuito de aquisição individualmente em cada porta de entradas do MCP3008 (CH0, CH1, CH2, CH3, CH4, CH5, CH6, CH7), observou-se a funcionalidade de cada porta, assim como a leitura de dados realizada pela a Raspberry Pi 3. Os valores das 08 portas de entradas são exibidos em uma tabela contendo os valores de canal e, a cada meio segundo, uma nova linha é impressa com os novos valores do canal. Cada coluna representa um canal específico da porta de entrada no MCP3008 e esses valores variam de 0 a 1023, onde 0 significa que o sinal está no nível do terra (GND) e 1023 significa que ele está no valor VREF (3,3V) ou superior.

Tabela 4 – Conexão dos Pinos

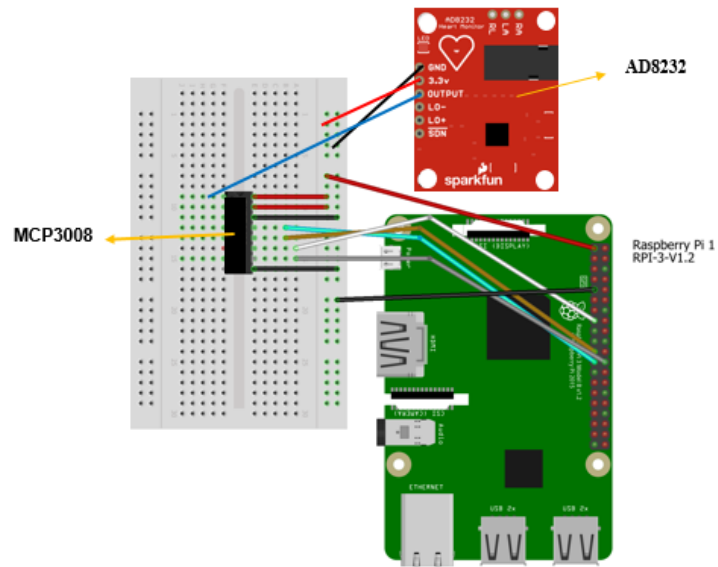
Pinos	
MCP3008	Raspberry Pi
16	01
15	01
14	05
13	23
12	21
11	19
10	24
9	39

Fonte: Elaborada pela autora

A Figura 26 representa a primeira disposição de componentes no protoboard que foi desenvolvido através de uma plataforma de software aberta chamada Fritzing, na qual

é possível ao usuário documentar protótipo, esquematizar placa, layout de placa, entre outras funções.

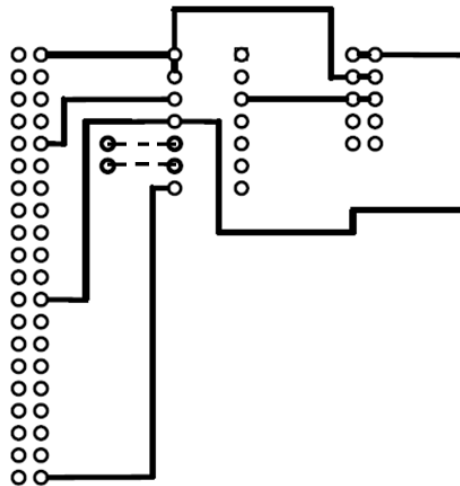
Figura 26 – Circuito Esquemático



Fonte: Elaborada pela autora

O circuito esquemático desenvolvido contém os seguintes componentes: placa front-end utilizada para tratamento e condicionamento de pequenos sinais cardíacos, MCP3008 e Raspberry Pi. A confecção da parte inferior da placa está demonstrada especificamente na Figura 27. Nota-se que a placa possui dois segmentos traçados que são jumper interligado na parte superior da placa universal.

Figura 27 – Representação inferior da trilha da placa universal



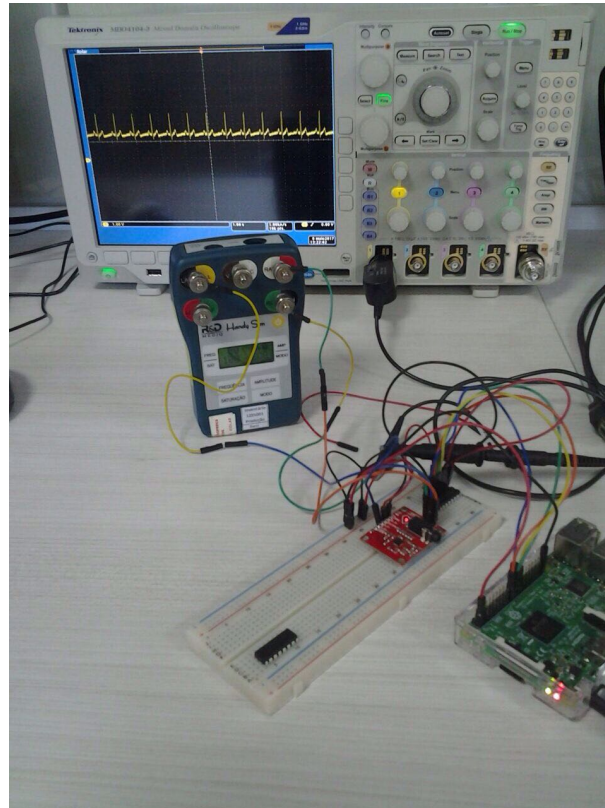
Fonte: Elaborada pela autora

Na prática esse circuito esquemático é montado no protoboard, conforme a Figura 28, porém nessa imagem o conversor e o Raspberry Pi já estão configurados para amostragem do sinal ECG. Os sinais obtidos do simulador são amplificados e tratados através da placa fornecida pela Sparkfun. Os dados são lidos na porta e convertido em sinais digitais e transferidos para o Raspberry Pi através do protocolo SPI.

Para a amplificação dos sinais característicos a onda de ECG os pinos da Placa Front-End RA, LA e RL foram conectados especificamente em cada pino RA, LA e RL do simulador de sinais vitais no modo ECG. A conexão entre o HS-15 e a Placa Front-End é feita através de cabos. Esses cabos são de grande importância, pois isolam o paciente do circuito externo. Utilizou-se o produto cabo paciente ECG 5 vias da empresa Dixtal Philips, o qual foi modificado para o circuito, pois fornece apenas três vias RA, LA, RL e com isso retirou-se as vias V e LL.

Após a realização da montagem dos componentes no protoboard, observou-se a necessidade de eliminar jumper, pois causava interferência no circuito. Assim, foi confeccionada uma placa de fabricação manual com apenas conectores: o primeiro conector tipo macho de 20 pinos para inserir o cabo flat do Raspberry Pi, conector fêmea para inserir o próprio MCP3008, 2 conectores para a placa front-end um conector fêmea para os pinos GND, 3,3V e OUTPUT e outro macho para conectar com os pinos RA, LA e RL com o conector do cabo paciente.

Figura 28 – Circuito esquemático disposto no protoboard

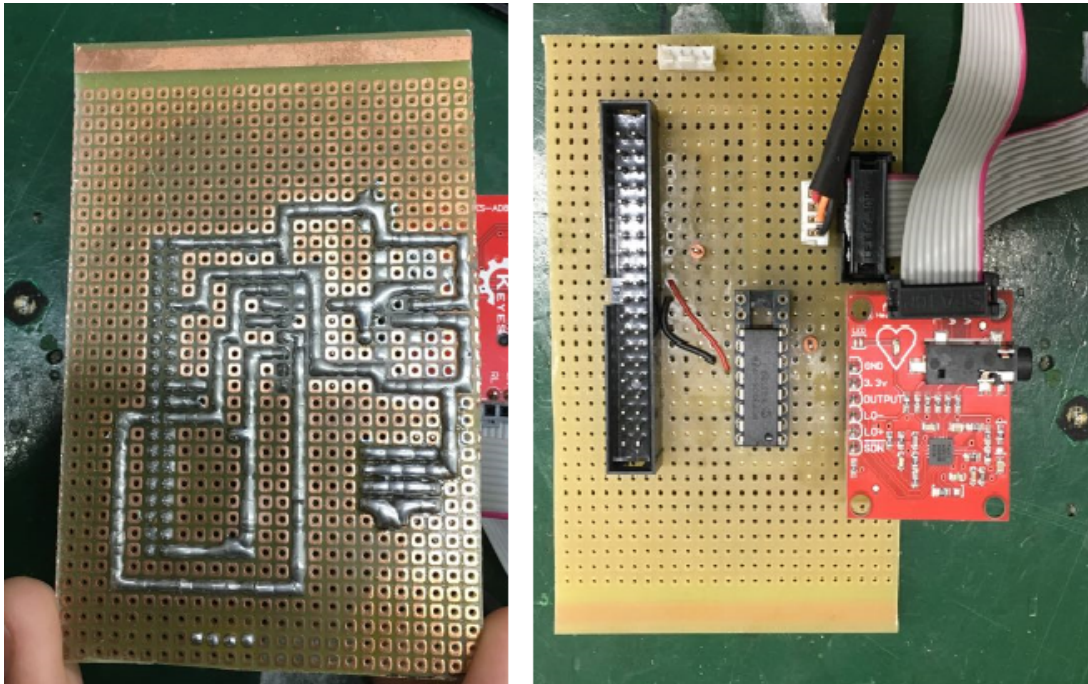


Fonte: Elaborada pela autora

Com base na representação inferior da trilha da placa inferior foi possível desenvolver a mesma representação na placa de circuito confeccionada para o projeto, para isso utilizou-se apenas solda de estanho-chumbo e estação de solda. A Figura 29 exhibe a parte inferior e superior da placa confeccionada. Na esquerda tem-se a representação inferior enquanto na direita tem-se a parte superior.

A região inferior tem-se apenas pinos de conexão e solda estanho-chumbo e a superior tem-se apenas os conectores para inserir os componentes para conexão da placa, conversores e Raspberry Pi. A placa confeccionada foi inserido em uma caixa para proteger o circuito.

Figura 29 – Representação inferior da trilha e vista superior da placa universal



Fonte: Elaborada pela autora

3.2 FIRMWARE

O Raspberry Pi foi programado para ler os dados fornecido pelo o MCP3008 durante a utilização do simulador conectado a placa amplificadora. Para tal finalidade é necessário fazer uso de bibliotecas que precisam ser instaladas no terminal do Raspberry Pi. Após a conexão ser estabelecida, instalar a biblioteca Adafruit MCP3008 Python fornecido pela a plataforma aberta GitHub (GITHUB, 2017). A partir da fonte do GitHub é necessário que o Raspberry Pi esteja conectado à internet e utilize o terminal do Raspberry Pi e execute os seguintes comandos:

```
Sudo apt - obter atualização

Sudo apt - get install build - python essencial - dev python -smbus git

Cd ~

Git clone https : //github.com/adafruit/Adafruit_Python_MCP3008.git

Cd Adafruit_Python_MCP3008

Configuração do sudo python . Instalação
```

Ao baixar as bibliotecas através da plataforma é necessário modificar a pasta de acesso para Adafruit/Python/MCP3008, nesse repositório é necessário modificar simpleteste.py

e alterar a configuração do Software de acordo com a pinagem entre o conversor e o raspberry estabelecida:

- MCP3008 VDD para Raspberry Pi 3,3V
- MCP3008 VREF para Raspberry Pi 3,3V
- MCP3008 AGND para Raspberry Pi GND
- MCP3008 DGND para Raspberry Pi GND
- MCP3008 CLK para Raspberry Pi SCLK
- MCP3008 DOUT para Raspberry Pi MISO
- MCP3008 DIN para Raspberry Pi MOSI
- MCP3008 CS/SHDN Raspberry Pi CE0

Ao executar o comando na porta do Raspberry Pi, o programa imprimirá uma tabela com todos os canais ADC e seus valores. A cada meio segundo, uma nova linha será impressa com os mais recentes valores de canal.

Cada coluna representa um canal diferente e o cabeçalho da primeira linha mostra o número do canal (de 0 a 7, 8 canais no total). O valor para cada canal é o valor ADC para esse canal. Este é um número que varia de 0 a 1023, onde 0 significa que não há sinal, ou seja, pino desconectado ou aterrado e 1023 significa que ele está no valor VREF (3,3V) ou superior. Os outros valores são obtidos por relação proporcional, por exemplo, um valor de 512 é $3,3 / 2$ ou 1,65 volts.

O MCP3008 possui 8 portas de leitura de sinais, para a configuração do projeto usou-se a porta 04 para a leitura da placa de aquisição, essa leitura é mostrada na Figura 30. Para configuração cliente-servidor foi utilizada a estrutura web Python Tornado versão 4.5.2 fornecido pela fonte Github. O tornado pode ser utilizado para conexões abertas, pesquisas longas, WebSocket ou aplicações que exigem uma conexão longa para o usuário. Neste caso é utilizado o protocolo de comunicação HTTP- (*HyperText Transfer Protocol*) (CCM, 2017), o qual permite a estrutura de cliente-servidor, proposta neste trabalho. Uma requisição é caracterizada por uma mensagem HTTP enviada de um cliente para um servidor e a resposta é caracterizada por uma mensagem HTTP enviada por um servidor a um cliente.

A comunicação é feita através da porta 8888. Utilizou-se os códigos em Python do cliente e servidor, fornecido no APÊNDICE A, usando utilizando o endereço de IP do roteador. Para isto utilizou a rede Wi-Fi para o meio de comunicação.

Figura 30 – Leitura da porta do MCP3008

```

pi@raspberrypi: ~/Adafruit_Python_MCP3008/examples
File Edit Tabs Help
pi@raspberrypi:~$ sudo python conv.py
python: can't open file 'conv.py': [Errno 2] No such file or directory
pi@raspberrypi:~$ cd Adafruit_Python_MCP3008/examples
pi@raspberrypi:~/Adafruit_Python_MCP3008/examples$ sudo python conv.py
Reading MCP3008 values, press Ctrl-C to quit...
 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
-----
0 | 1 | 1 | 4 | 590 | 3 | 1 | 0 |
2 | 3 | 3 | 5 | 597 | 5 | 2 | 2 |
5 | 4 | 4 | 3 | 479 | 3 | 2 | 2 |
6 | 5 | 4 | 2 | 409 | 1 | 2 | 2 |
4 | 2 | 2 | 1 | 413 | 0 | 0 | 0 |
0 | 0 | 2 | 1 | 426 | 0 | 0 | 0 |
2 | 2 | 2 | 2 | 477 | 2 | 1 | 1 |
3 | 3 | 3 | 3 | 527 | 3 | 2 | 1 |
2 | 2 | 2 | 3 | 535 | 3 | 1 | 0 |
1 | 1 | 2 | 3 | 582 | 3 | 1 | 0 |
3 | 3 | 3 | 5 | 607 | 5 | 2 | 2 |
6 | 4 | 4 | 3 | 466 | 2 | 2 | 2 |
7 | 5 | 4 | 2 | 418 | 2 | 2 | 2 |
4 | 3 | 2 | 2 | 461 | 1 | 0 | 0 |
0 | 1 | 1 | 1 | 426 | 0 | 0 | 0 |
1 | 1 | 2 | 1 | 492 | 2 | 1 | 1 |
2 | 2 | 2 | 3 | 545 | 3 | 1 | 1 |
3 | 3 | 2 | 3 | 510 | 3 | 1 | 1 |
2 | 2 | 2 | 3 | 564 | 3 | 1 | 0 |
1 | 1 | 2 | 3 | 565 | 3 | 1 | 0 |
2 | 3 | 3 | 4 | 559 | 4 | 2 | 1 |
5 | 4 | 3 | 4 | 532 | 3 | 2 | 2 |
6 | 4 | 4 | 3 | 451 | 2 | 2 | 2 |
5 | 4 | 3 | 2 | 409 | 2 | 0 | 1 |
2 | 2 | 2 | 1 | 451 | 1 | 0 | 0 |
0 | 1 | 1 | 0 | 431 | 0 | 0 | 0 |
0 | 1 | 1 | 1 | 451 | 0 | 0 | 0 |
2 | 2 | 2 | 3 | 536 | 3 | 1 | 1 |
3 | 2 | 2 | 3 | 511 | 2 | 1 | 1 |
3 | 2 | 2 | 3 | 533 | 3 | 1 | 1 |
1 | 2 | 2 | 3 | 636 | 4 | 1 | 0 |
4 | 2 | 2 | 4 | 578 | 4 | 2 | 1 |
4 | 4 | 3 | 4 | 517 | 3 | 2 | 2 |
6 | 4 | 4 | 3 | 508 | 3 | 2 | 2 |
5 | 4 | 3 | 1 | 419 | 1 | 1 | 1 |
3 | 2 | 2 | 1 | 413 | 0 | 0 | 0 |
0 | 1 | 1 | 1 | 473 | 0 | 0 | 0 |

```

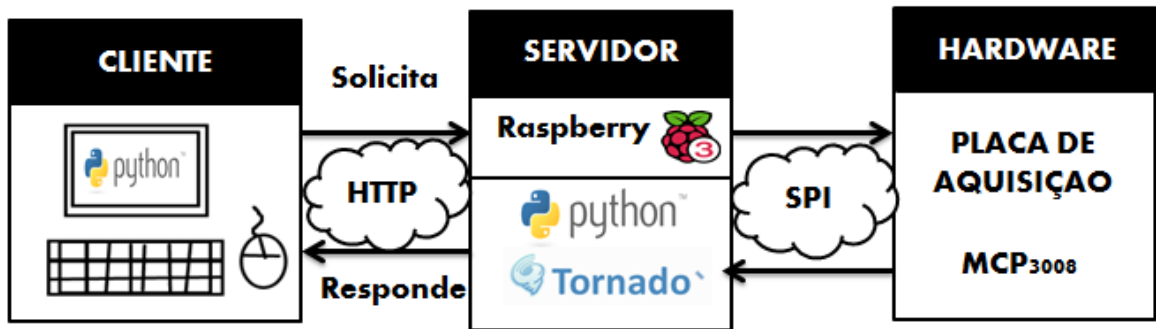
Fonte: Elaborada pela autora

Para o uso das sintaxes do código cliente e servidor, é necessário utilizar a fonte do Github e importar algumas bibliotecas para manipulação de dados. Foram importados as bibliotecas contidos na código cliente e servidor para a utilização do código.

O cliente faz requisição e o servidor o responde na ordem da solicitação. A função `urllib2` presente no código cliente é uma função do Python usado para obter URLs. Nesse caso a busca é realizada usando protocolo HTTP, o qual é baseado em solicitar e responder. O acesso é feito pelo o endereço do IP do servidor acessando a porta 8888 do Raspberry Pi.

O diagrama da Figura 31, baseia-se na seguinte proposta: o cliente faz requisição ao servidor o qual acessa a porta 8888 do Raspberry Pi. Nesta porta está sendo executado o Tornado, o qual manipula a solicitação HTTP. O servidor comunica-se através do protocolo SPI com o conversor analógico digital MCP3008 e faz a leitura de 10000 pontos da porta 4 do MCP3008 fornecido pelo o sistema de aquisição. Esses dados são transmitidos ao cliente em forma de lista e o mesmo manipula para a geração do gráfico.

Figura 31 – Diagrama do projeto Cliente-Servidor



Fonte: Elaborada pela autora

4 RESULTADOS

Neste capítulo são abordados os resultados obtidos durante o desenvolvimento do trabalho de conclusão de curso. Destaca-se neste projeto dois resultados significativos, um deles é o protótipo físico de baixo custo desenvolvido, apresentado na Figura 32 e o outro resultado diz respeito as formas de ondas obtidas que compõe o sinal de ECG, formando pela onda P, complexo QRS e onda T. Os principais componentes utilizados na montagem do protótipo são apresentados na Tabela 5. Após, as etapas de montagem, soldagem e configuração, realizou o acomodamento do sistema, para isso utilizou uma caixa patola deixando apenas um espaço destinado conexão do cabo-flat com os pinos do Raspberry Pi e a entrada do cabo paciente, destaca-se que esse tipo de caixa é amplamente utilizada para acabamento estético, proteção de circuitos. A Figura 32, representa o dispositivo final, disposto na caixa patola.

Tabela 5 – Custo do P

Material	Preço
Raspberry Pi 3	160,84
MCP3008	17,85
AD8232	23,199
Total	201,889

Fonte: Elaborada pela autora

Figura 32 – Dispositivo final, disposto na caixa patola

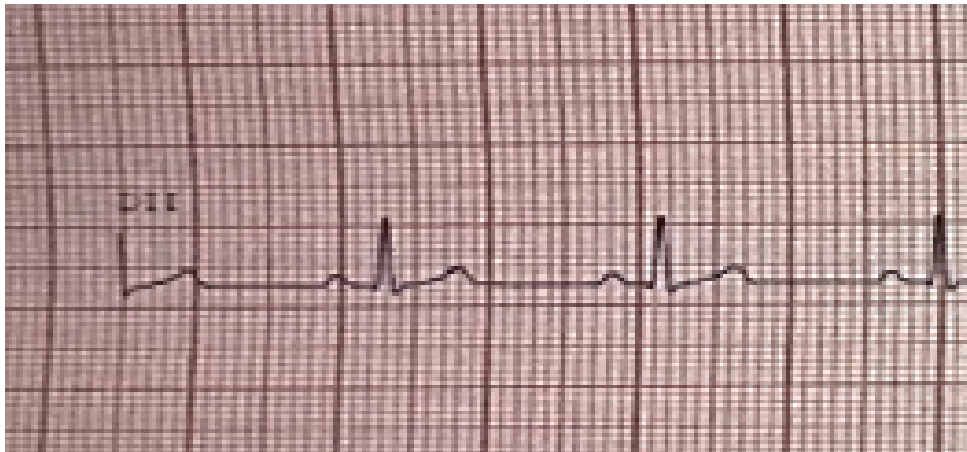


Fonte: Elaborada pela autora

A utilização da placa baseada no CI AD8232 da Analog Device para obtenção dos sinais de ECG foi importante para eliminar as variáveis do processo de aquisição. O protótipo desenvolvido foi testado com o simulador de sinais vitais HS-15, e seus resultados foram comparados aos resultados da forma de onda padrão da segunda derivação eletrocardiográfica de um equipamento comercial modelo EP-12 da empresa Philips Dixtal (INOVALI, 2017).

A Figura 33, representa o sinal ECG simulado no equipamento eletrocardiógrafo EP12, o equipamento utiliza o mesmo modelo de simulador de sinais vitais utilizado neste trabalho. É possível, analisar e verificar a semelhança com o sinal exposto na Figura 34, fornecido pelo o AD8232. As Figuras 33 e 34, possuem as mesmas características do sinal ECG, com formas de onda P, complexo QRS e onda T.

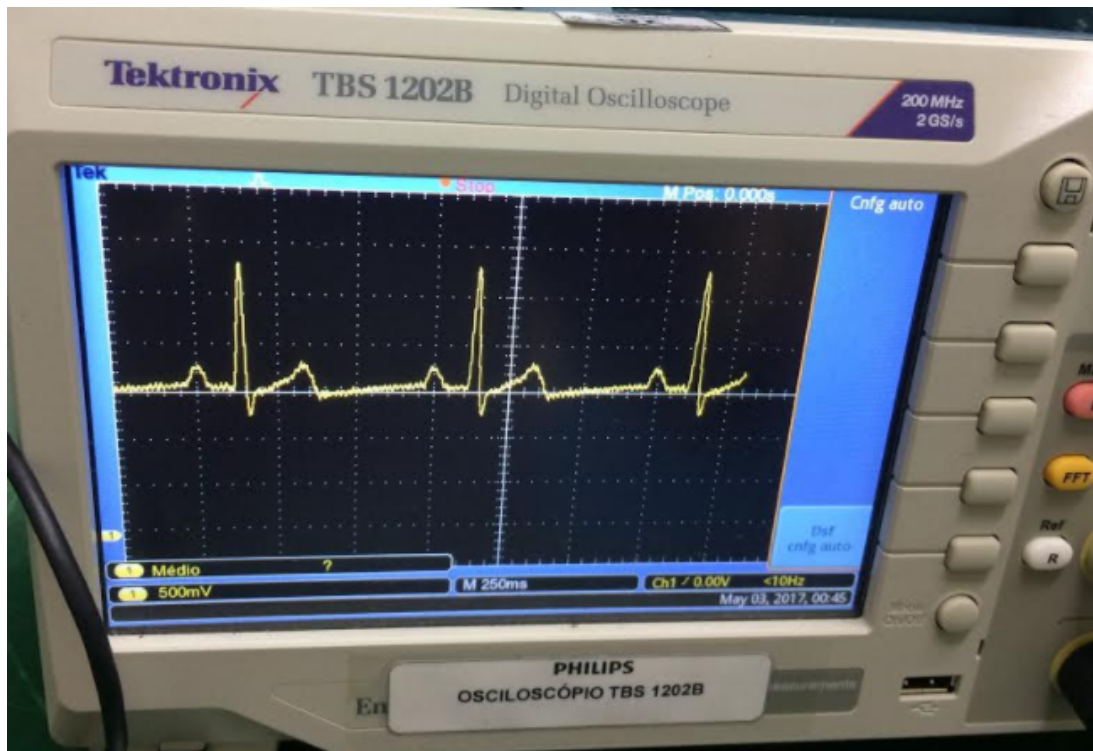
Figura 33 – Sinal de ECG simulado no EP12 Dixtal



Fonte: (SANTOS, 2014)

A Figura 34, apresenta-se a forma de onda adquirida pelo o sistema de aquisição, utilizando o simulador para gerar sinais vitais e o osciloscópio para análise do sinal. Este sinal é composto inicialmente pela a onda P, complexo QRS e a onda T, característico da forma de onda do eletrocardiograma.

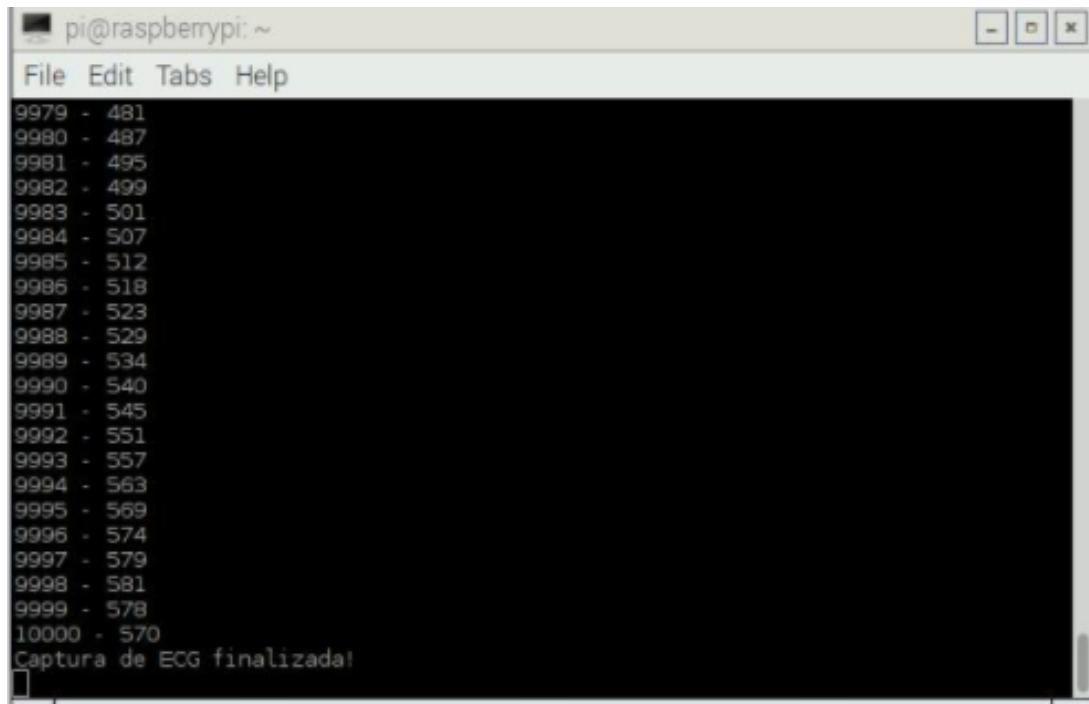
Figura 34 – Sinal do ECG obtido pelo o osciloscópio



Fonte: Elaborada pela autora

O Raspberry Pi está sendo usado como servidor. O cliente solicita através do comando 'req' e para cada amostra é determinado um valor de acordo com o sinal fornecido pelo o simulador através da porta do `mcp.read-adc(4)`, ou seja, a porta 4 do conversão analógico/digital. Essa leitura está sendo comprovado na Figura 35.

Figura 35 – Amostragem Sinal do ECG

A terminal window titled 'pi@raspberrypi: ~' with a menu bar containing 'File Edit Tabs Help'. The terminal displays a list of 22 lines of data, each consisting of a sample number followed by a hyphen and a value. The values range from 481 to 570. The final line of the list is '10000 - 570', followed by the text 'Captura de ECG finalizada!'.

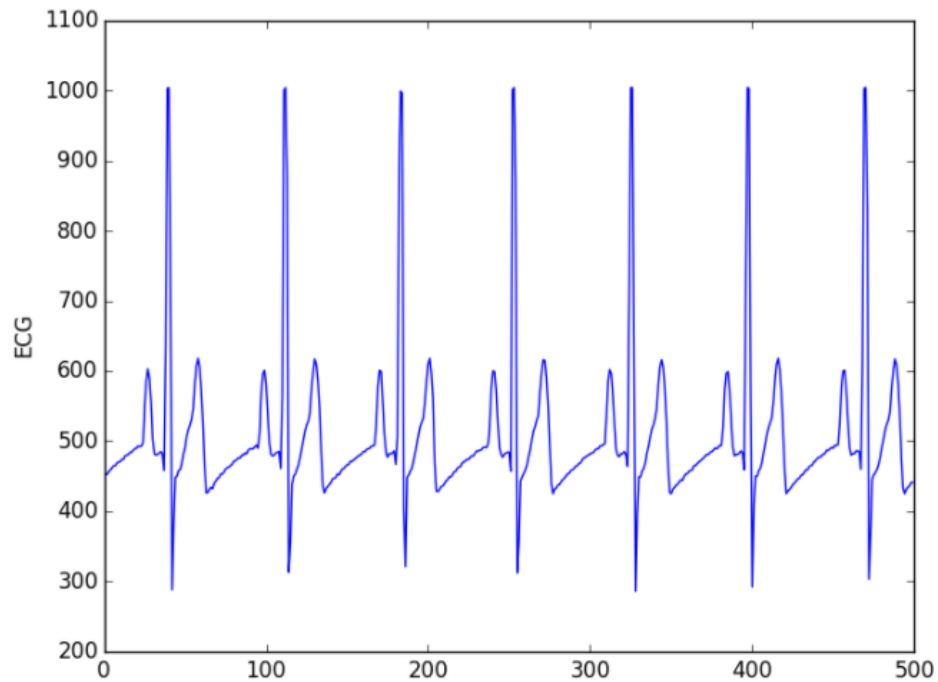
```
9979 - 481
9980 - 487
9981 - 495
9982 - 499
9983 - 501
9984 - 507
9985 - 512
9986 - 518
9987 - 523
9988 - 529
9989 - 534
9990 - 540
9991 - 545
9992 - 551
9993 - 557
9994 - 563
9995 - 569
9996 - 574
9997 - 579
9998 - 581
9999 - 578
10000 - 570
Captura de ECG finalizada!
```

Fonte: Elaborada pela autora

Os testes de transmissão e recepção do sinal utilizando a arquitetura cliente-servidor proposta foram realizados conectando os dispositivos através da rede Wi-fi do HUB. Com o resultado dessa arquitetura, tem-se a forma de onda utilizando o simulador de sinais vitais, conectado ao protótipo. Nestes testes, utilizou-se o simulador e foi variado a amplitude e o batimento por minuto.

A Figura 36, representa um resultado da arquitetura e o protótipo. A imagem representa o sinal ECG simulado, composto por 500 amostras de amplitude do sinal em determinado tempo. Esse sinal é composto inicialmente pela a onda P, complexo QRS e seguindo a onda T.

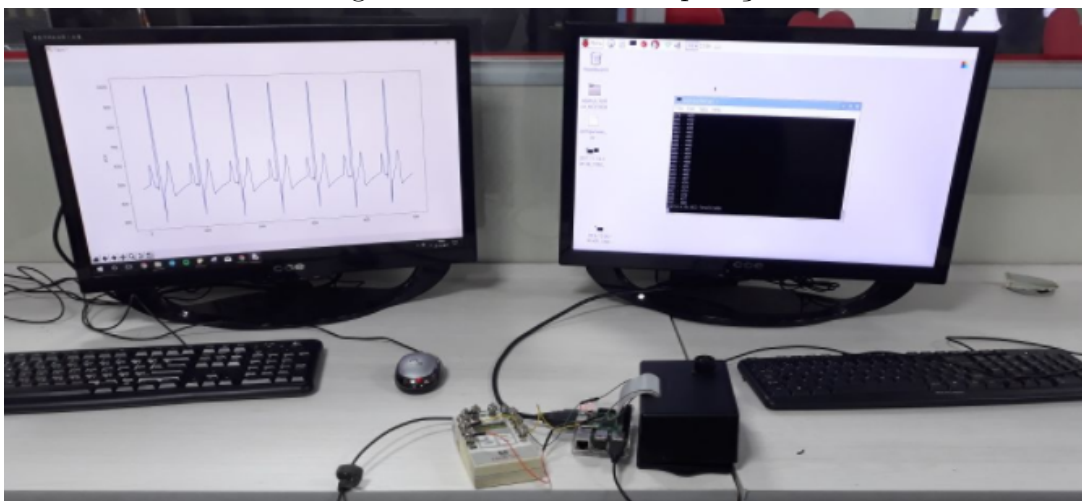
Figura 36 – Sinal ECG simulado



Fonte: Elaborada pela autora

Para a validação do sistema proposto, o usuário solicita através de comando utilizando o cliente, o qual requisita ao servidor usando topologia estabelecida, o qual faz a leitura de dados e a transfere para o servidor. A Figura 37, exibe o sistema em operação: uma tela está exibindo a resposta solicitada ao servidor, ou seja, o sinal ECG adquirido pelo sistema de aquisição utilizando sinais fornecido pelo o simulador de sinais vitais e a outra tela, apenas faz a exibição da leitura do MCP3008.

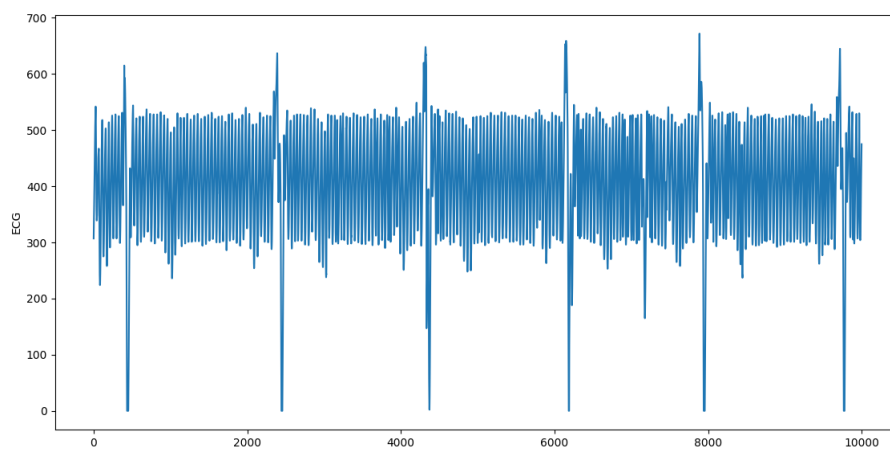
Figura 37 – Sistema em Operação



Fonte: Elaborada pela autora

Após, a montagem do protótipo e comprovado os resultados da formas de onda (P, complexo QRS e T), assim como a transmissão de dados, deu-se continuidade nas melhorias. Uma delas foi adequar o de 5 vias para 3 vias, encontrando cada pino particular RA, LA, e RL. Após, essa fase adequou-se o protótipo para conexão, inserindo um conector para conectar o cabo paciente no protótipo. Entretanto, os resultados não foram satisfatório, o sinal do sistema apresentou-se ruído interferindo na componente do sinal sendo exposto na Figura 38.

Figura 38 – Representação do sinal ECG utilizando o cabo paciente (AE-0H002-0)



Fonte: Elaborada pela autora

CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um protótipo de aquisição de sinais eletrocardiográficos portátil de baixo custo, para obter as ondas P, complexos QRS e ondas T. Inicialmente, realizou-se uma revisão das áreas de conhecimento relativo aos sinais que constituem o eletrocardiograma, estrutura de aquisição e transmissão de dados, tendo em vista atender a proposição do trabalho de pesquisa.

O protótipo desenvolvido, conseguiu atender as especificações iniciais, gerando resultados satisfatórios que permitem a análise do sinal e a comunicação com um computador em tempo real, através apenas de uma solicitação utilizando a rede de acesso sem fio, empregando o protocolo 802.11, sendo possível desenvolver um protótipo de baixo custo comparados a equipamentos que dispõem esse tipo de tecnologia no mercado.

Com base no protótipo desenvolvido, é possível analisar diretamente a forma de onda P, complexo QRS e onda T, e verificar a influência do batimento cardíaco sobre o sinal. Foram realizados testes com a frequência mínima de 30 btm e frequência máxima de 240 btm, para assim, determinar a oxigenação do corpo e possíveis disfunções à saúde, ou até mesmo casos críticos que podem levar a morte repentina.

Ao decorrer do trabalho surgiram novas implementações que foram desenvolvidas, porém sem êxito, sendo uma destas a implementação do cabo paciente. O protótipo foi desenvolvido para receber a conexão do cabo paciente (AE-0H002-0), porém os resultados da forma de onda ECG, não foram satisfatórios. Este trabalho permite diversas novas aplicações, e deixa em aberto possibilidades para melhorias e desenvolvimento de outros trabalhos correlatos.

Com base nisso merecem destaque os seguintes trabalhos futuros.

- Eliminar os ruídos presente na forma de onda que compõe o ECG.
- Melhoria do cabo paciente (AE-0H002-0).
- Criação de uma interface gráfica que atendam as necessidade do usuário.

Independentemente destas etapas não terem sido incorporadas no protótipo, o mesmo já foi projetado visando incorporar estas futuras melhorias, permitindo a continuidade do projeto.

REFERÊNCIAS

- ADAFRUIT. *MCP3008*. 2017. Disponível em: <https://learn.adafruit.com/raspberry-pi-analog-to-digital-converters/mcp3008>. Acesso em: 07 mai. 2017.
- AGNOL, M. S. D. *Projeto de Disciplina para aprendizado em Linux e Raspberry Pi*. São Carlos: Universidade de São Paulo, 2014.
- ANALOGIC DEVICE. *SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232*. 2017. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/12650>. Acesso em: 07 nov. 2017.
- BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. *Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos*. 8. ed. São Paulo: Prentice-Hall do Brasil, 2004.
- CATÁLAGO HOSPITAL. *HS15 SIMULADOR DE EXG C/12 VARIAÇÕES PARA ELETROCARDIOGRAFO MULTI-CANAL*. 2017. Disponível em: <http://catalogohospitalar.com.br/hs15-simulador-de-ecg-c-12-variacoes-para-eletrocardiografo-multicanal.html>. Acesso em: 20 mai. 2017.
- CCM. *O protocolo HTTP*. 2017. Disponível em: <http://br.ccm.net/contents/266-o-protocolo-http>. Acesso em: 30 mai. 2017.
- COSTA, C. R. M.; CARVALHO, F. V. *Oportunidades para Fabricação de Equipamentos Médicos com Tecnologia Wireless No Brasil*. Minas Gerais: SECEB-Seminário de Engenharia Clínica e Engenharia Biomédica, 2017.
- EBAH. *ECG: Aula de Eletrocardiograma*. 2017. Disponível em: <https://www.ebah.com.br/content/ABAAAAjMgAD/eletrocardiogram\textgreater>. Acesso em: 07 mai. 2017.
- FIBRA CIRÚRGICA. *Eletrodo 3M Descartável Espuma 2223BRQ Pacote com 50UN*. 2017. Disponível em: <http://www.fibracirurgica.com.br/eletrodo-descartavel-espuma-2223brq-pacote-c-50-unidades-3m/p>. Acesso em: 28 out. 2017.
- FILIPEFLOP. *Raspberry Pi*. 2017. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/blog/tutorial-raspberry-pi-linux/>. Acesso em: 23 mai. 2017.
- FLUKE BIOMEDICAL. *ProSim 8 Vital Signs Patient Monitor Simulator*. 2017. Disponível em: <https://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/patient-simulators/prosim-8-vital-signs-simulator.htm?PID=72624>. Acesso em: 14 mai. 2017.

- GITHUB. *Built for developers*. 2017. Disponível em: <https://github.com/>. Acesso em: 04 jun. 2017.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. Missisipi: University of Missisipi Medical Center, 2011.
- INFO WESTER. *O que é Wi-Fi (IEEE 802.11)*. 2017. Disponível em: <https://www.infowester.com/wifi.php>. Acesso em: 31 mai. 2017.
- INOVALI. *ELETCARDIÓGRAFO EP-12*. 2017. Disponível em: <http://www.inovaligama.com.br/equipamentos/aparelhos-cardiacos-dixtal/eletrocardiografo-ep-12>. Acesso em: 07 nov. 2017.
- JEMERY LINDSAY. *Turning GPIO pins high and low on a Raspberry Pi 3 using .NET Core 2 and Ubuntu*. 2017. Disponível em: <https://jeremylindsayni.wordpress.com/2017/04/05/turning-gpio-pins-high-and-low-on-a-raspberry-pi-3-using-net-core-2-and-ubuntu>. Acesso em: 12 mai. 2017.
- MINUTO SAUDÁVEL. *Eletrocardiograma(ECG): o que é, para que serve e como é feito o exame*. 2017. Disponível em: <https://minutosaudavel.com.br/eletrocardiograma-ecg-o-que-e-para-que-serve-e-como-e-feito-o-exame/>. Acesso em: 30 mai. 2017.
- PORTAL TELEMEDICINA. *Telemedicina: o que é e como funciona*. 2017. Disponível em: <http://portaltelemedicina.com.br/telemedicina-o-que-e-e-como-funciona/>. Acesso em: 30 mai. 2017.
- SANTOS, R. D. *Projeto de um eletrocardiógrafo de alta resolução para diagnóstico de cardiopatias ventriculares atriais*. Manaus: Universidade do Estado do Amazonas, 2014.
- SARNADAS, R.; SILVA, H. *Relatório de PDS – ECG*. 2016. Disponível em: <http://users.isr.ist.utl.pt>. Acesso em: 06 nov. 2016.
- SILVA, M. C. *Sistema para avaliação da conformidade de Eletrocardiógrafos*. Rio de Janeiro: UNICAMP, 2008.
- SORNMO, L. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. 1. ed. USA: Elsevier Academic Press, 2005.
- SOUZA, P. *Sistema de aquisição de sinais EMG e ECG para plataforma Android*. Recife: UFPE, 2015.
- SOUZA, P. V. E. *Sistema de Aquisição de EMG e ECG para plataforma Android*. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2008.
- SUGIYAMA, C. K.; FERRARI, G. R.; REIS, H. G. P. *Sistema de aquisição de sinal de eletrocardiograma com aplicativo Android*. Paraná: UTFPR, 2015.
- TANENBAUM, A. S. *Redes de Computadores*. 4. ed. Brasil: Editora Campus, 2003.
- THALER, M. *The Only EKG Book You'll Ever Need*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- TOCCI, J. R.; WIDNER, N. S.; MOSS, G. L. *Sistemas Digitais. Princípios e Aplicação*. 11. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2011.
- VELOSO, R. P. *Protótipo de um Eletromiográfico Digital*. Blumenau: Universidade Regional de Blumenau, 2004.

VIEW, A. P. *Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com reconhecimento de arritmias*. Curitiba: Universidade Positivo, 2008.

WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation Application and Design*. USA: Johny Wiley & Sons, 1998.

APÊNDICE A- CLIENTE/SERVIDOR

CLIENTE

```
1 import urllib2
2 import json
3 import matplotlib.pyplot as plt
4 import math
5
6 i = 1
7 while 1:
8     if(raw_input() == 'save'):
9         response = urllib2.urlopen('http://192.168.100.141:8888/ecg')
10        print response.info()
11        html = json.loads(response.read())
12        print html
13        response.close()
14        plt.plot(html['valor'])
15        plt.ylabel('ECG')
16        plt.savefig('temp' + str(i) + '.png')
17        plt.close()
18        i += 1
19    if(raw_input() == 'req'):
20        response = urllib2.urlopen('http://192.168.100.141:8888/ecg')
21        print response.info()
22        html = json.loads(response.read())
23        print html
24        response.close()
25        plt.plot(html['valor'])
26        plt.ylabel('ECG')
27        plt.show()
28    if(raw_input() == 'q'):
29        break
```

SERVIDOR

```

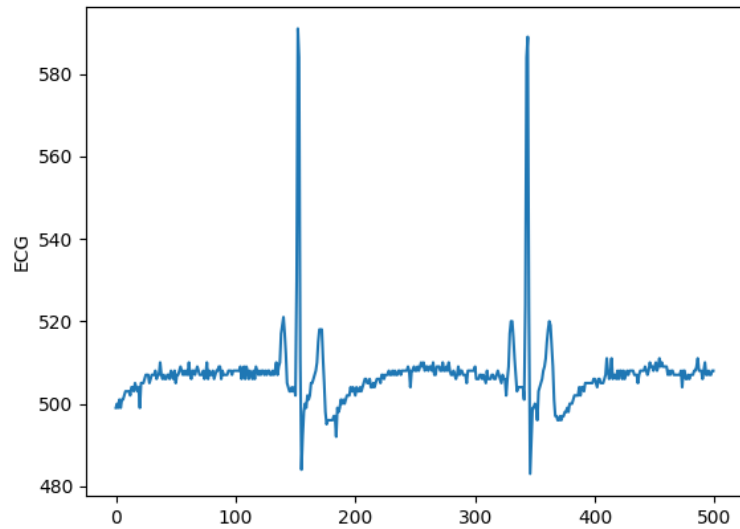
1 import tornado.ioloop
2 import tornado.web
3
4 import Adafruit_GPIO.SPI as SPI
5 import Adafruit_MCP3008
6 import time
7
8 SPI_PORT = 0
9 SPI_DEVICE = 0
10 mcp = Adafruit_MCP3008.MCP3008(spi=SPI.SpiDev(SPI_PORT, SPI_DEVICE))
11
12 class MainHandler(tornado.web.RequestHandler):
13     def get(self):
14         self.write("Hello, world")
15
16 class GetECG(tornado.web.RequestHandler):
17     def get(self):
18         ecg = []
19         print("Iniciando captura de ECG...")
20         for i in range(10000):
21             valor = mcp.read_adc(4)
22             ecg.append(valor)
23             print(str(len(ecg)) + " - " + str(valor))
24             time.sleep(0.0001)
25         print("Captura de ECG finalizada!")
26         self.write({'valor': ecg})
27
28 def make_app():
29     return tornado.web.Application([
30         (r"/", MainHandler),
31         (r"/ecg", GetECG),
32     ])
33
34 if __name__ == "__main__":
35     print("Server iniciado...")
36     app = make_app()
37     app.listen(8888)
38     tornado.ioloop.IOLoop.current().start()

```

APÊNDICE B - SINAIS ECG OBTIDOS PELO O SISTEMA DE AQUISIÇÃO

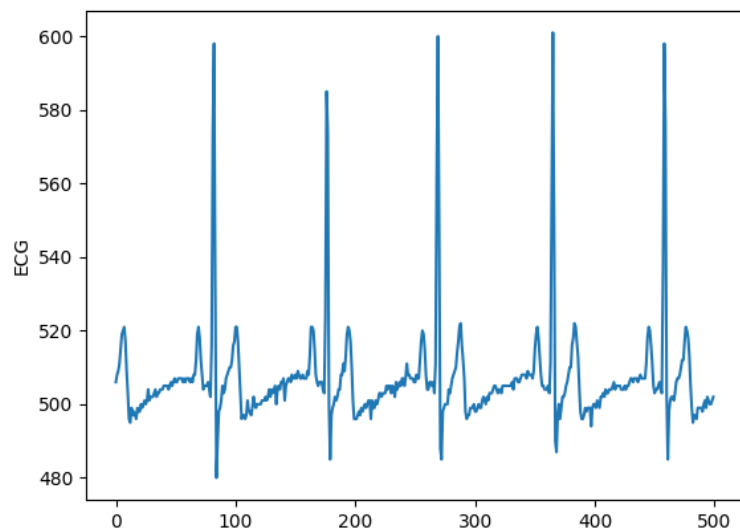
- Amplitude 0,5mV

Figura 39 – Sinal ECG 30 bpm



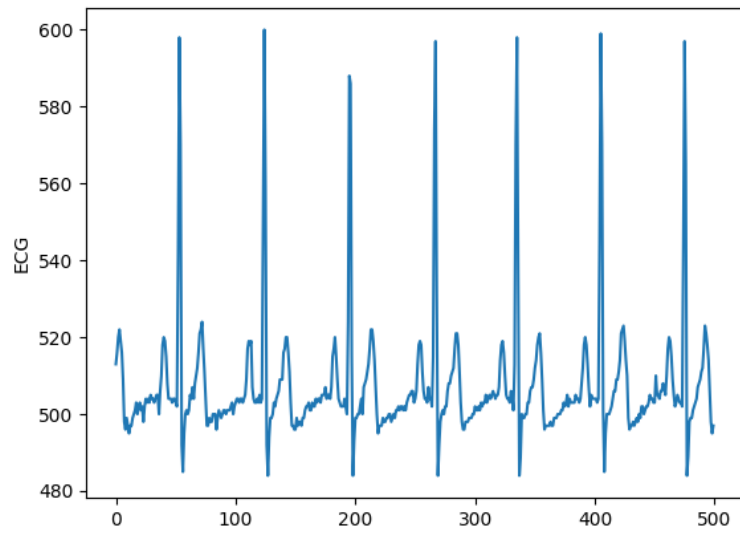
Fonte: (Acervo da Autora, 2017)

Figura 40 – Sinal ECG 60 bpm



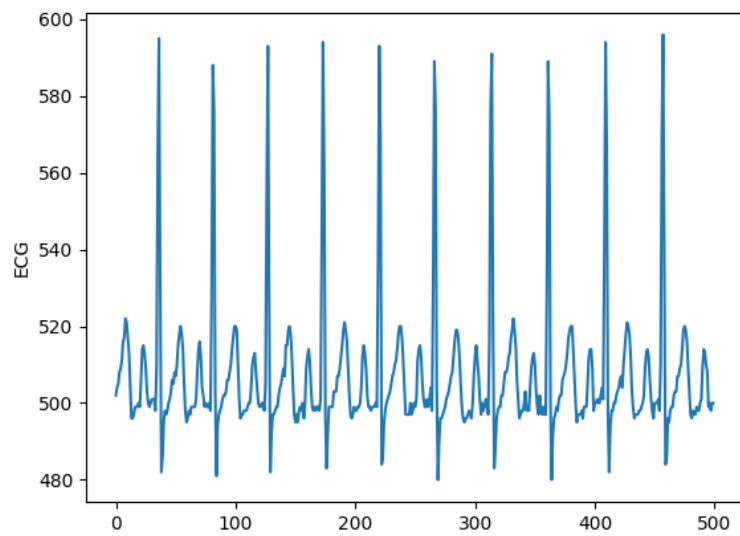
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 41 – Sinal ECG 80 bpm



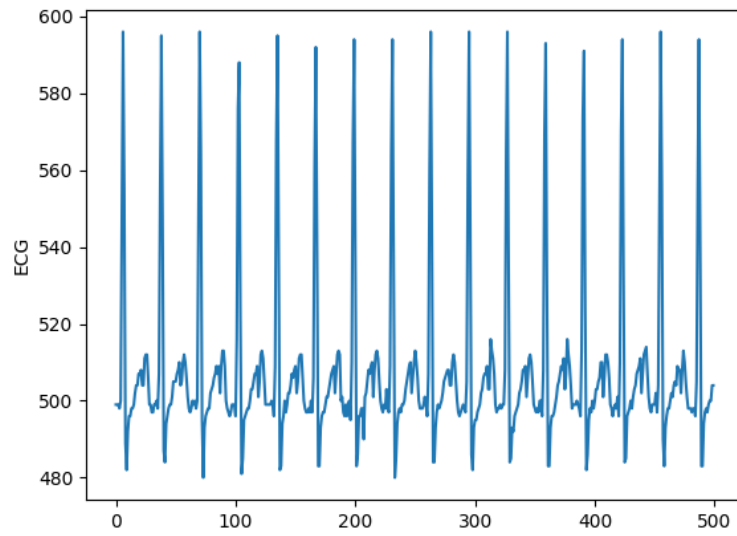
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 42 – Sinal ECG 120 bpm



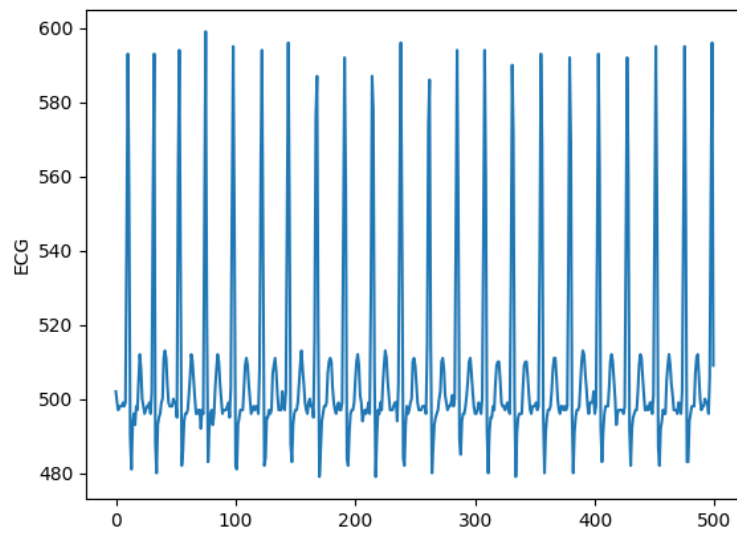
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 43 – Sinal ECG 180 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

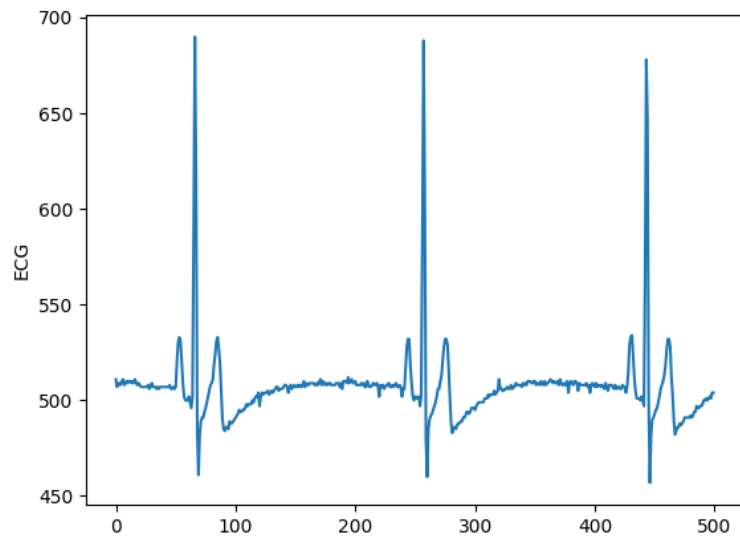
Figura 44 – Sinal ECG 240 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

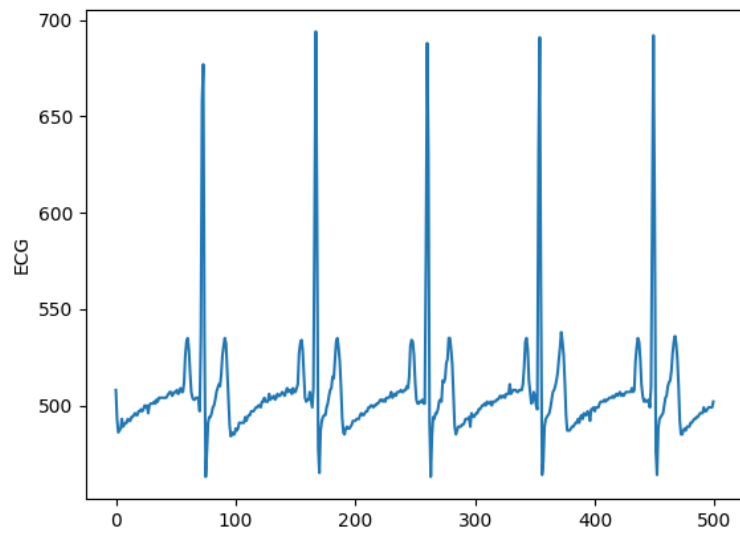
- Amplitude 1mV

Figura 45 – Sinal ECG 30 bpm



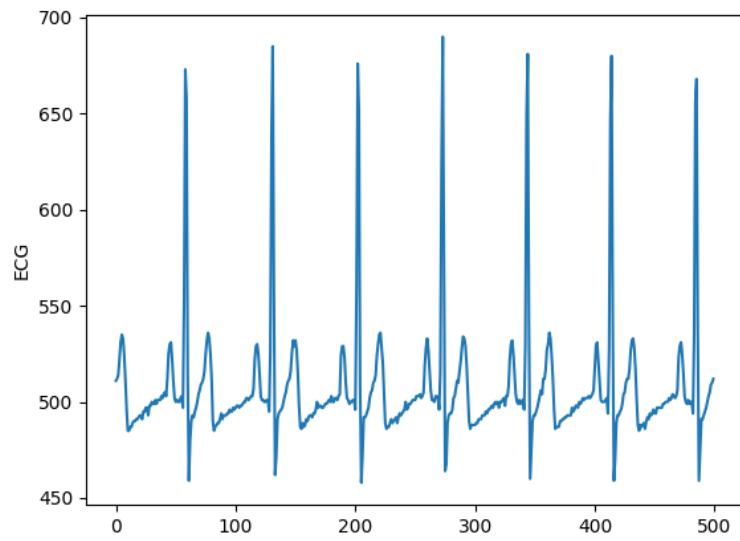
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 46 – Sinal ECG 60 bpm



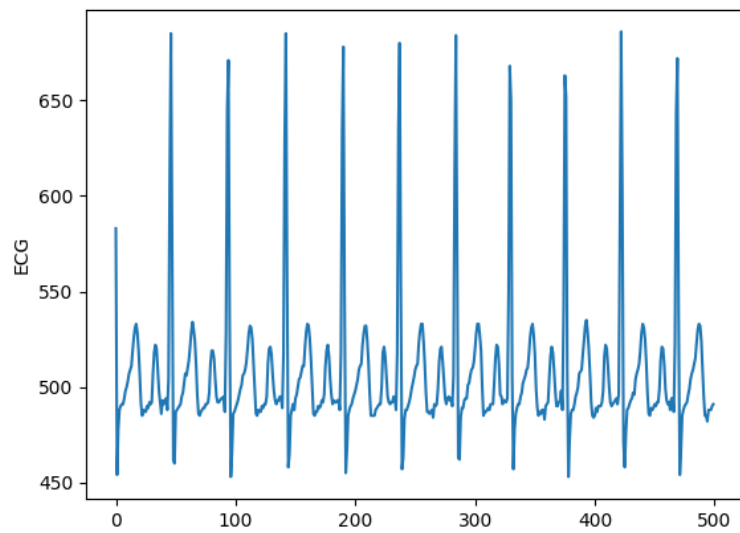
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 47 – Sinal ECG 80 bpm



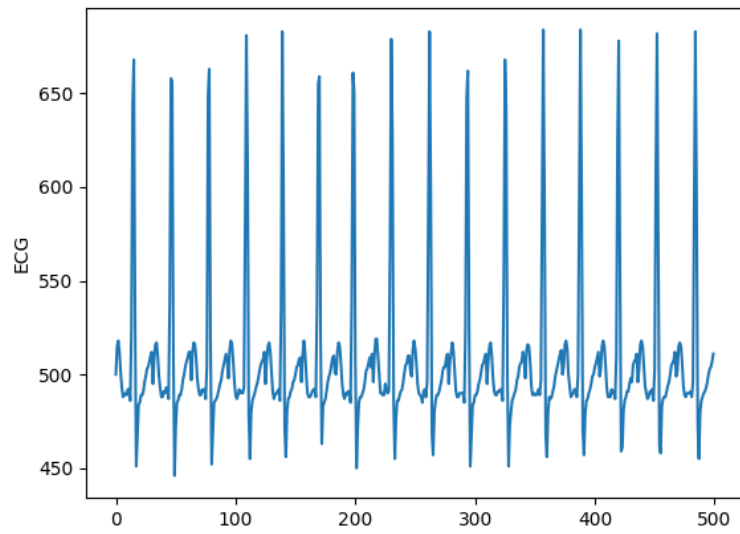
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 48 – Sinal ECG 120 bpm



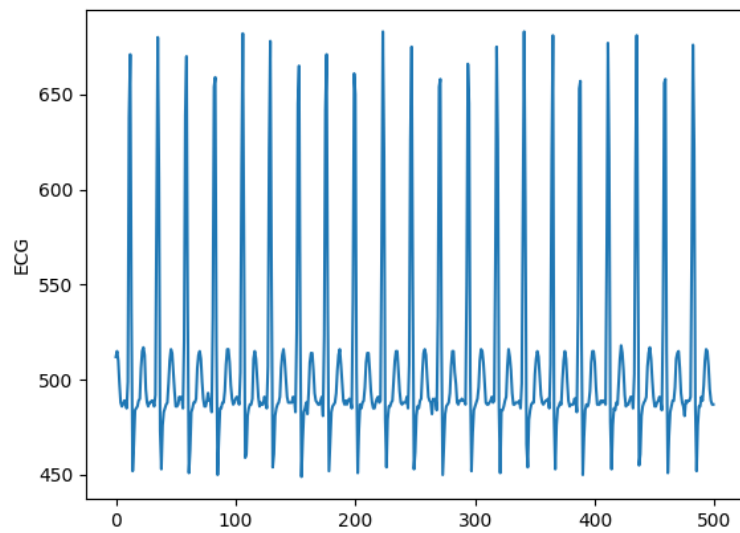
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 49 – Sinal ECG 180 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

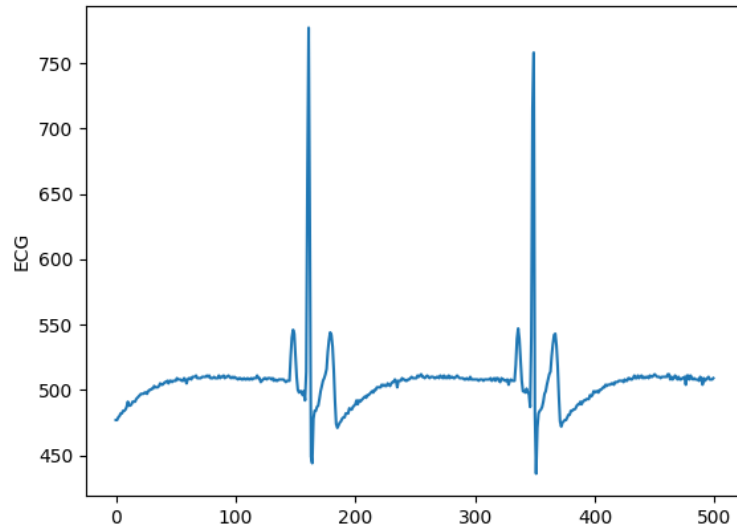
Figura 50 – Sinal ECG 240 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

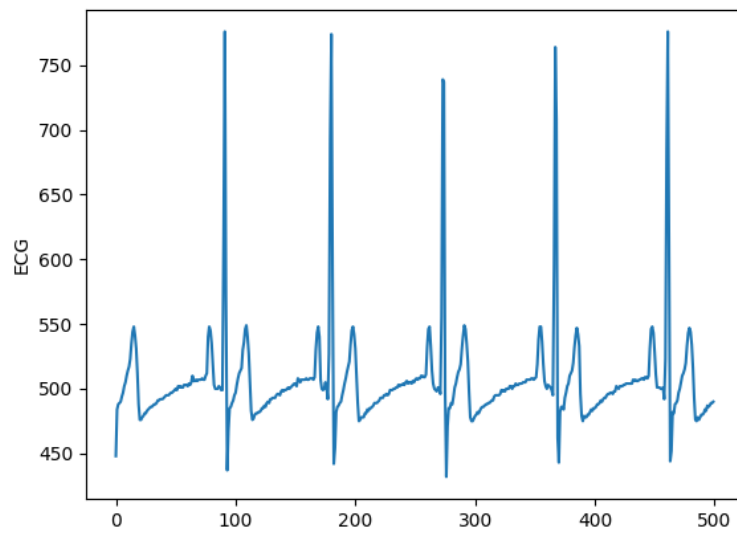
- Amplitude 1,5mV

Figura 51 – Sinal ECG 30 bpm



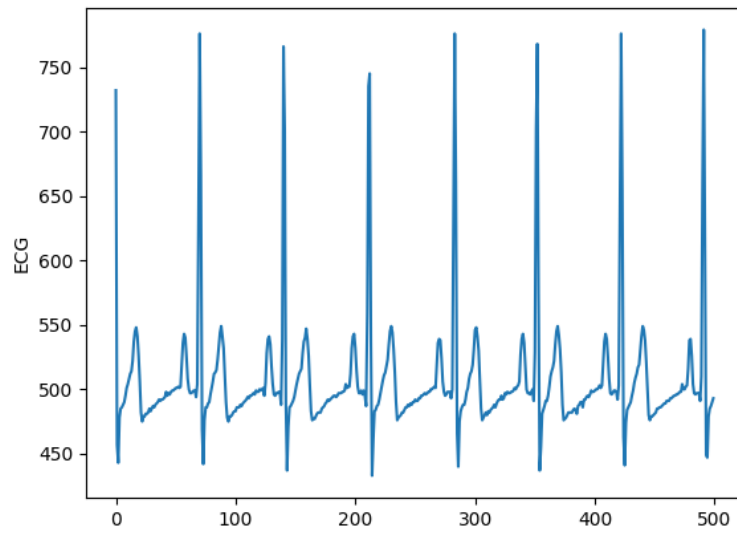
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 52 – Sinal ECG 60 bpm



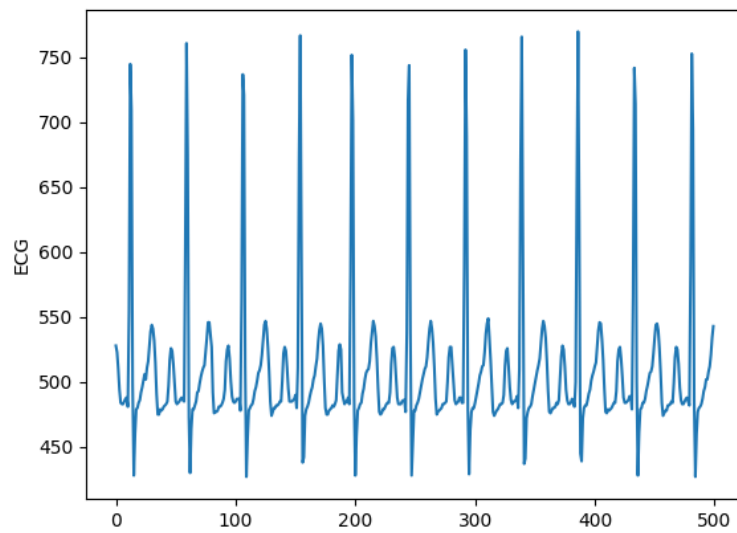
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 53 – Sinal ECG 80 bpm



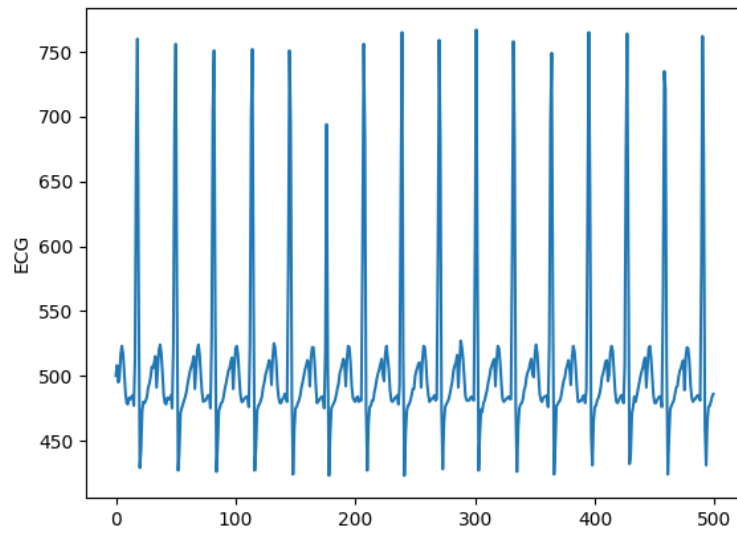
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 54 – Sinal ECG 120 bpm



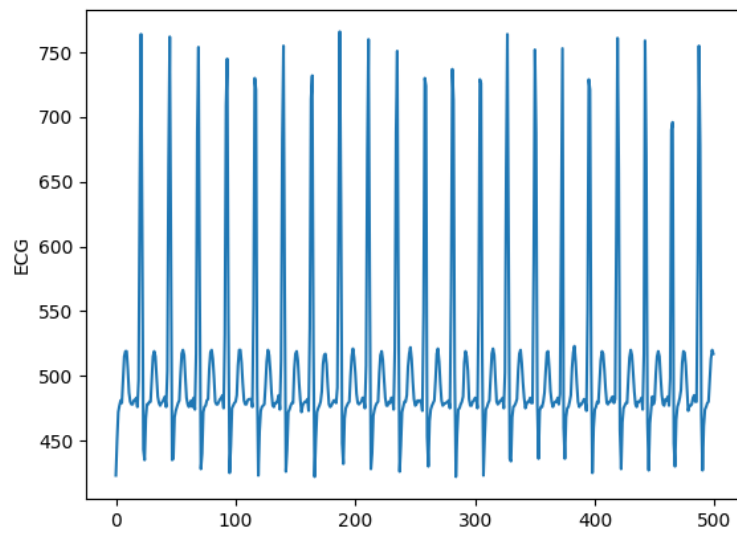
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 55 – Sinal ECG 180 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

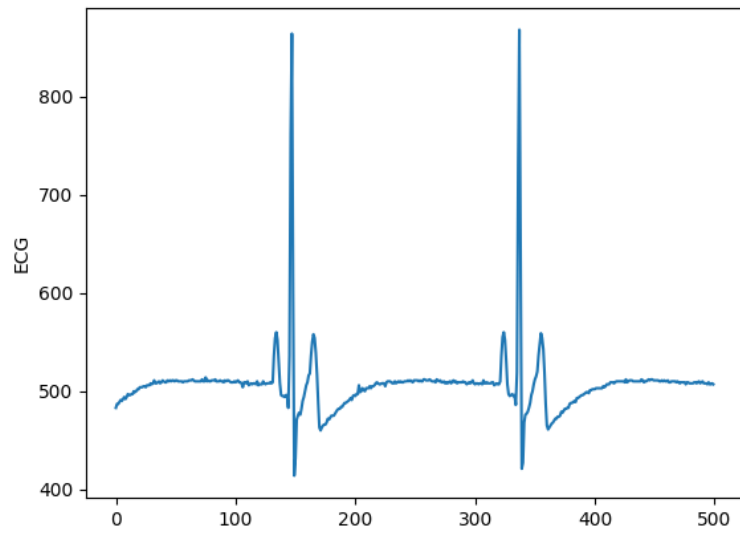
Figura 56 – Sinal ECG 240 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

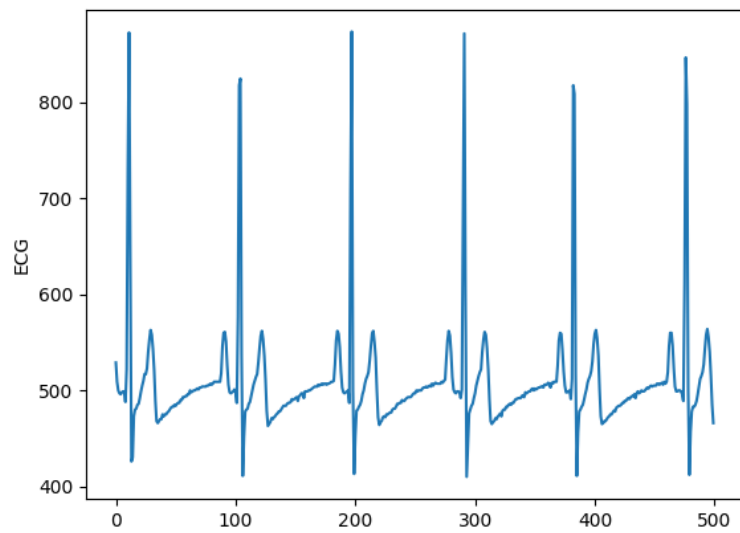
- Amplitude 2mV

Figura 57 – Sinal ECG 30 bpm



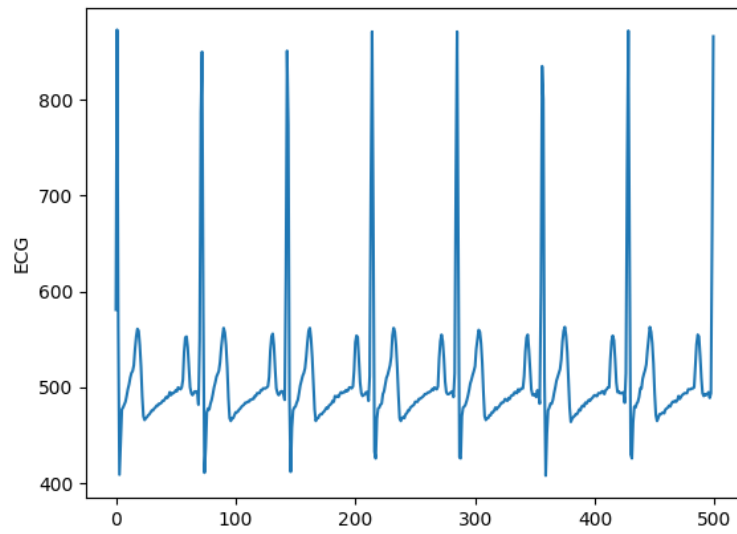
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 58 – Sinal ECG 60 bpm



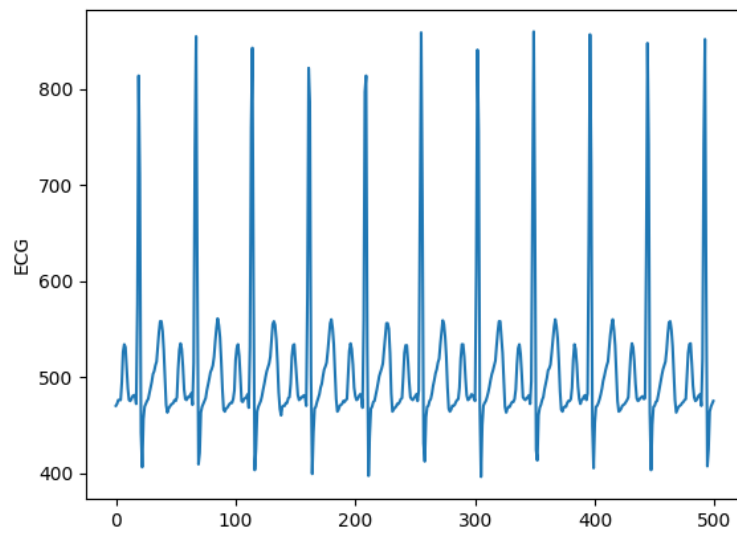
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 59 – Sinal ECG 80 bpm



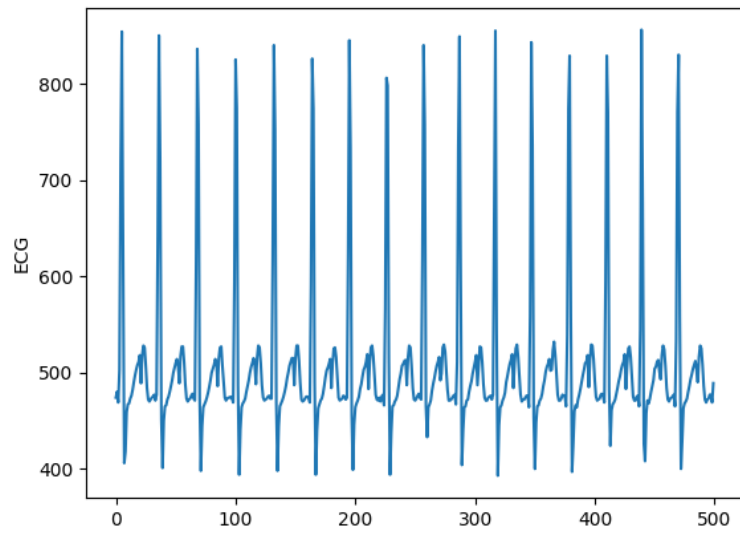
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 60 – Sinal ECG 120 bpm



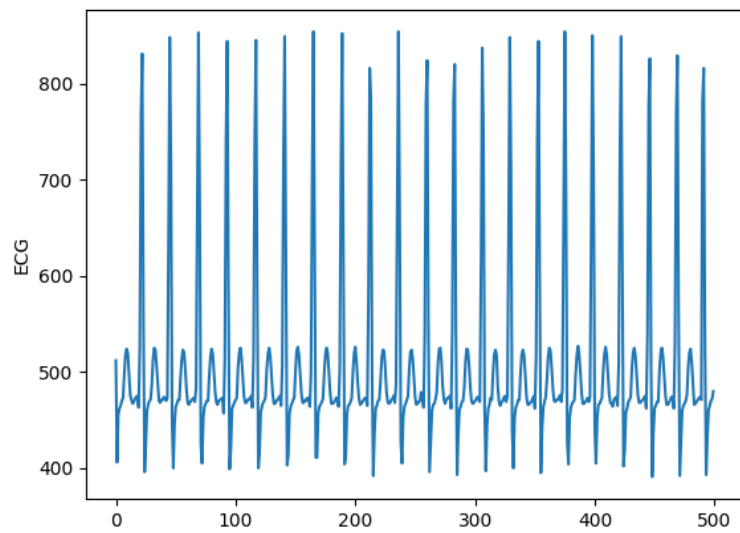
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 61 – Sinal ECG 180 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

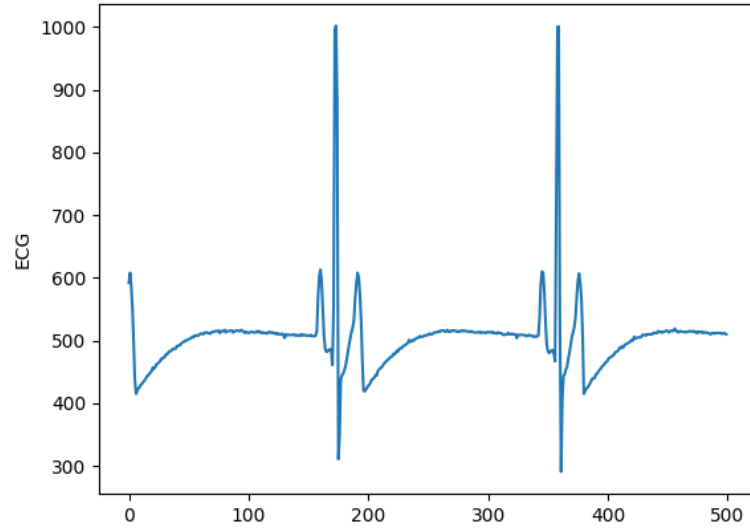
Figura 62 – Sinal ECG 240 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

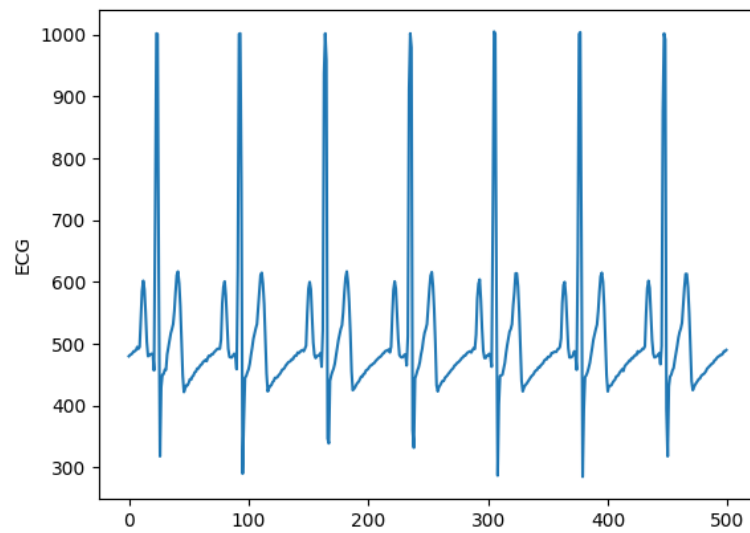
- Amplitude 4mV

Figura 63 – Sinal ECG 30 bpm



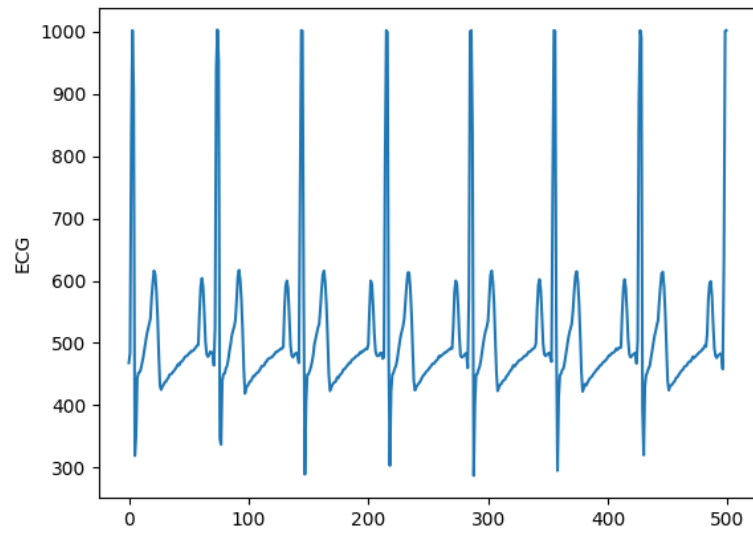
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 64 – Sinal ECG 60 bpm



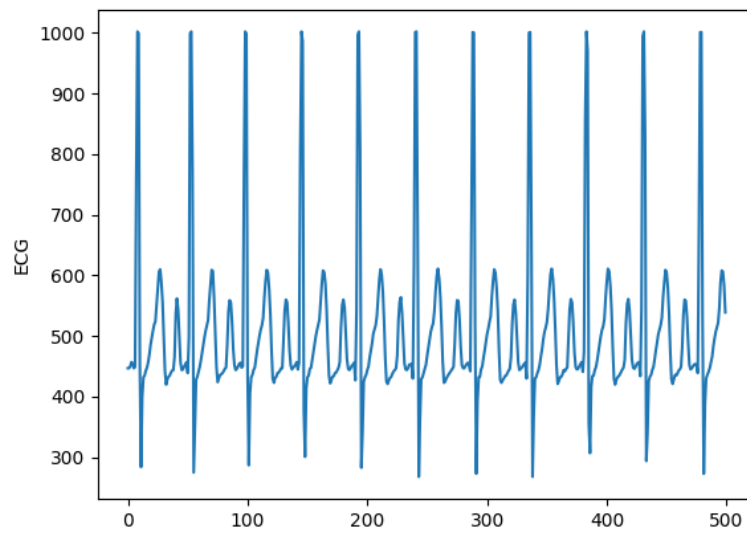
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 65 – Sinal ECG 80 bpm



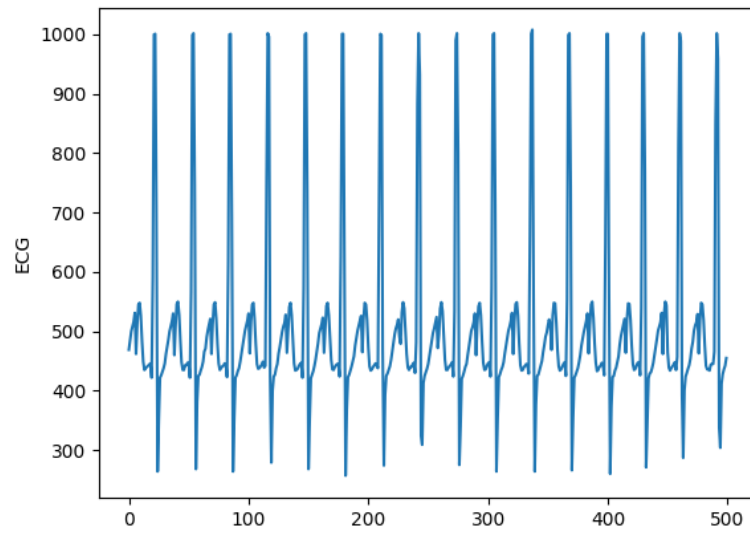
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 66 – Sinal ECG 120 bpm



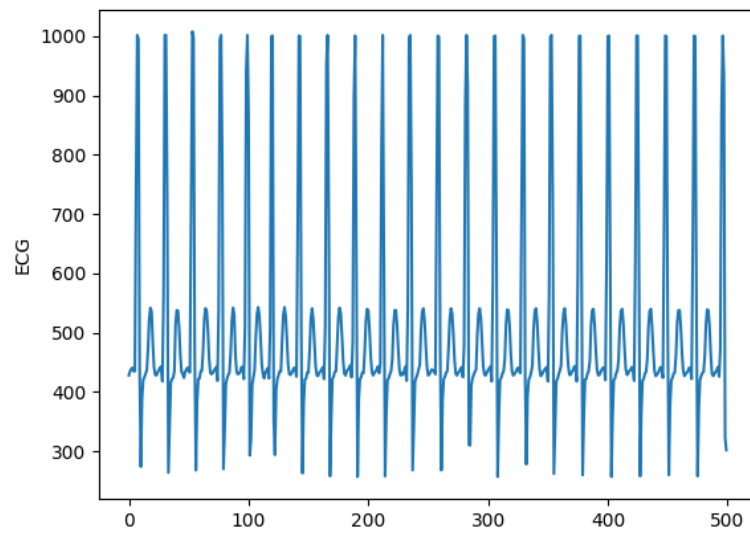
Fonte: Elaborada pela autora

Figura 67 – Sinal ECG 180 bpm



Fonte: Elaborada pela autora

Figura 68 – Sinal ECG 240 bpm



Fonte: Elaborada pela autora